

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-68800  
(P2018-68800A)

(43) 公開日 平成30年5月10日(2018.5.10)

(51) Int.Cl. F I テーマコード(参考)  
**A 6 1 B 6/00 (2006.01)** A 6 1 B 6/00 3 0 0 J 4 C 0 9 3  
 A 6 1 B 6/00 3 5 0 S

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2016-213999(P2016-213999)  
 (22) 出願日 平成28年11月1日(2016.11.1)

(71) 出願人 301032942  
 国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構  
 千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号  
 (74) 代理人 110001807  
 特許業務法人磯野国際特許商標事務所  
 (72) 発明者 森 慎一郎  
 千葉県千葉市稲毛区穴川4丁目9番1号  
 国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構内  
 Fターム(参考) 4C093 AA01 CA04 CA08 CA29 DA03  
 EA11 EB24 FC13 FC16 FF19  
 FF32 FF34 FG13 FH06 FH07  
 GA02

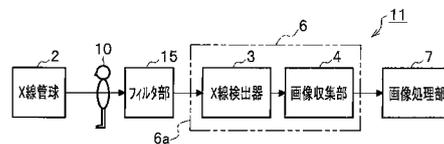
(54) 【発明の名称】 画像処理装置および画像処理装置を用いた照射システム

(57) 【要約】

【課題】動く臓器の移動誤差の影響を受けにくい、エネルギーサブトラクション画像を得られる画像処理装置を提供する。

【解決手段】フィルタ部15は、金属製の平板状のフィルタ本体5aを有していて、X線検出器3の画素単位に対応させて、複数の正方形の透過領域5bと難透過領域5cとが縦、横方向のいずれにも交互となるように配列されている。画像処理部7は、1回の放射線の照射で撮像された画像を、透過領域5bを透過した放射線を透過領域5bに対応する画素で撮像した第1画像と、難透過領域5cを透過した放射線を難透過領域5cに対応する画素で撮像した第2画像とに分別する。そして、各第1画像および第2画像をそれぞれ補完してから、エネルギーサブトラクション画像を演算する画像減算処理を行う。

【選択図】図4



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

放射線源から照射されて、被写体を通過した放射線を画像として撮像する受像部と、前記放射線源と前記受像部との間に介在されて、透過領域および難透過領域を有するフィルタ部と、

前記受像部で撮像された複数の画像を用いて、人が視覚できるエネルギーサブトラクション画像を演算する演算部と、を備え、

前記透過領域は、前記放射線のエネルギーを透過するように複数設け、

前記難透過領域は、放射線のエネルギーを透過領域と比べて透過させないように複数設け、

10

前記演算部では、1回の放射線の照射で撮像された画像を、前記透過領域を透過した放射線を該透過領域に対応する画素で撮像した第1画像と、前記難透過領域を透過した放射線を該難透過領域に対応する画素で撮像した第2画像とに分別するとともに、各第1画像および第2画像をそれぞれ補完して、前記エネルギーサブトラクション画像を演算することを特徴とする画像処理装置。

## 【請求項 2】

前記透過領域は、前記受像部の画素単位で対応させていることを特徴とする請求項1記載の画像処理装置。

## 【請求項 3】

前記透過領域および前記難透過領域は、マス目状に配列したことを特徴とする請求項1または2に記載の画像処理装置。

20

## 【請求項 4】

前記透過領域および前記難透過領域は、ライン状に配列したことを特徴とする請求項1または2に記載の画像処理装置。

## 【請求項 5】

前記難透過領域を、ライン状に配列するとともに、該各難透過領域間を連結する橋状部を設けたことを特徴とする請求項1～4のうち何れか一項に記載の画像処理装置。

## 【請求項 6】

前記難透過領域を、隣接配置される他の難透過領域から分散させて配列したことを特徴とする請求項1～5のうち何れか一項に記載の画像処理装置。

30

## 【請求項 7】

前記フィルタ部は、前記受像部に近接して配置されていることを特徴とする請求項1～6のうち何れか一項に記載の画像処理装置。

## 【請求項 8】

前記演算部では、前記エネルギーサブトラクション画像を演算する前に、前記第1画像および前記第2画像との間で生じた画素ずれを修正することを特徴とする請求項1～7のうち何れか一項に記載の画像処理装置。

## 【請求項 9】

前記受像部で撮像された複数の画像を前記演算部にてそれぞれ補完して、生成されたエネルギーサブトラクション画像を用いて、照射を行う照射制御部を有することを特徴とする請求項1～8のうち何れか一項に記載の画像処理装置を用いた照射システム。

40

## 【請求項 10】

前記受像部で撮像された複数の画像を前記演算部にてそれぞれ補完して、生成されたエネルギーサブトラクション画像を用いて、照射対象の追跡を行う追跡部を有することを特徴とする請求項9に記載の照射システム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、画像処理装置および画像処理装置を用いた照射システムに関する。

## 【背景技術】

50

## 【0002】

従来、患者の患部に放射線ビームを照射する放射線照射では、呼吸や心拍、腸の動きなどによって移動する患部の動きに応じて放射線ビームを照射する待ち伏せ照射法や追跡照射法が知られている。

患部の動きを追跡するためには、まず、照射前に撮影した透視画像から複数のテンプレートを作成しておく。そして、テンプレートと照射中に撮影する透視画像とをマッチングさせる。

## 【0003】

この方法では、がんの腫瘍の位置を検出し、追跡することができる。また、その他の方法として、透過画像に写りやすい金マーカを患部付近に留置して、この金マーカを追跡するマーカ追跡法もある。

しかしながら、これらの方法で検出・追跡できても、例えば、肺がんの患者を検査および照射する場合、肋骨と腫瘍との動きの相関が低いため、腫瘍の検出や追跡の精度を向上させることは困難であった。

## 【0004】

一般に、腫瘍の位置を検出したり、追跡したりする際には、骨部が照射対象に重なって撮影されて、誤検出や誤追跡の原因になりやすい。

X線透視画像から骨構造を除去した画像をリアルタイムに取得する方法として、特許文献1に記載されている方法が知られている。この方法では、X線透視画像を入力すると、透視画像から骨が除去された画像を出力するニュートラルネットワークを事前に学習しておき、骨を除去したいX線透視画像に適用する。

学習には、事前にデュアルエネルギーX線撮像装置で取得した透視画像と、骨の無い透視画像との組を教師画像として利用する。そして、透視画像の組を用いて、骨構造の画像を除去するように構成されている。

## 【0005】

また、管電圧をX線管球にて高速で切替えることにより、2種類のX線透過画像を取得する方法も知られている。この方法では、2種類のX線透過画像に係数を掛けて減算処理する(画像減算処理)ことにより、骨構造を除去したX線画像またはその反対に骨部を強調したX線画像を作成することができる(dual energy subtraction法)。

## 【0006】

一方、一つの管電圧を用いて、被写体とX線検出器の間に金属などにより構成されるフィルタを置くことで、影エネルギー側のX線スペクトルを低減させることができることも知られている。この特性を用いて、フィルタありとフィルタなしの場合のX線画像を取得し、これらを用いて骨構造が除去された画像を作成する(single energy subtraction法)。この方法は、dual energy subtraction法のように、管電圧を高速で切替える必要はないが、X線エネルギーを大きく分けることができない。このため、骨構造除去画像の画質は低下する。また、X線フィルタの出し入れの時間に、臓器が動いて位置誤差が生じてしまうといった問題もあった。

## 【0007】

また、近年では、X線エネルギーを弁別できる検出器が開発され、商用CT装置に搭載されている(特許文献2参照)。

さらに、特許文献3では、グリッドの設置位置を変更しながらX線撮影を行ない、位相微分画像を作成し、これを2回のX線撮影を行うことによりエネルギーサブトラクション画像の画質を改善しようとするものが開示されている。

## 【0008】

たとえば、図1は、基本的な構成を有する画像処理装置1のブロック図である。

この画像処理装置1は、放射線源としてのX線管球2から照射されて、被写体である患者10の身体を通過したX線を画像として撮像する受像部6としてのX線検出器3と、画像収集部4とを有している。

患者10とX線検出器3との間には、金属製のフィルタ5が介在されている。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 9 】

図 2 は、画像処理装置 1 の動作の一例を示すフローチャートである。

処理をスタートすると、ステップ S 1 では、X 線管球 2 から X 線を照射して、被写体としての患者 1 0 の X 線画像を撮影する。X 線画像の撮影は、フィルタ 5 を用いる場合と、フィルタ 5 を用いない場合の 2 回行われる。

X 線検出器 3 によって撮像された画像は、画像収集部 4 に収集される。そして、ステップ S 2 にて、患部の強調や、骨構造の除去が画像処理として行われることにより、人が視覚できる X 線画像として表示される。

## 【 0 0 1 0 】

なお、散乱線除外グリッドの有無ならびにグリッド使用状況により、エネルギーサブトラクション画像の生成パラメータを変える必要があったが、特許文献 4 では、これを使用したグリッド情報を事前に重みづけとして使用することで、より適切なエネルギーサブトラクション画像を得られることが紹介されている。

## 【 先行技術文献 】

## 【 特許文献 】

## 【 0 0 1 1 】

【 特許文献 1 】 米国登録特許 U S 7 5 4 5 9 6 5

【 特許文献 2 】 米国登録特許 U S 7 9 6 8 8 5 3

【 特許文献 3 】 特許公開 P C T / J P 2 0 1 1 / 0 7 6 5 0 3

【 特許文献 4 】 特許公開 2 0 1 0 - 5 0 0 6 号公報

## 【 発明の概要 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

## 【 0 0 1 2 】

しかしながら、dual energy subtraction法では、胸腹部など動きを含む領域を撮像する際、管電圧を X 線管球にて高速で切替えている。この方法では、管電圧が切替えられる前の画像と、切替えられた後の画像と間に時間差に基づく臓器位置誤差が生じるため、処理後の画質低下が生じてしまうといった問題があった。

## 【 0 0 1 3 】

また、特許文献 1 に記載されているニュートラルネットワークを事前に学習しておき、骨部を除去したい画像に適用する方法では、骨除去の計算誤差が完全にゼロではない。このため、骨構造の残存映像やその他の構造への偽像が現れることもある。

しかも、ニュートラルネットワークの事前学習では、学習用データとして骨構造が除去された画像と、除去されていない画像とについて多くの症例数を用意する必要がある。

さらに、画像処理装置を用いた照射システムでは、通常毎秒約 3 0 枚で撮影した X 線透視画像をリアルタイムで動画として見る必要があるとされる。

このため、画像処理計算に時間がかかるニュートラルネットワークによる骨構造除去の方法を、X 線透視画像を高速で演算処理を行う照射システムに適用することは容易ではなかった。

## 【 0 0 1 4 】

一方、X 線エネルギーを弁別できる検出器を用いる方法では、装置が大型、複雑化してコストが増大してしまうといった問題があった。

## 【 0 0 1 5 】

また、図 3 は、2 つのエネルギー値の異なる透視画像を用いる一般的な画像処理装置 1 の解析方法を示している。この方法では、透視画像から骨を除去するため、2 回の X 線撮影を行うことによりエネルギーサブトラクション画像の画質を改善している。

図 3 では、画像処理装置 1 の管電圧の高低による X 線スペクトルの差を比較し、横軸にエネルギースペクトルを、また、縦軸に強度を表している。図中一点鎖線 A は、低い管電圧でフィルタ 5 を用いない場合を表し、二点鎖線 B は、高い管電圧でフィルタ 5 を用いない場合を表している。そして、破線 C は、低い管電圧でフィルタ 5 を用いている場合を表している。一点鎖線 A と破線 C との違いは、フィルタ 5 を用いるか否かの違いである。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 6 】

一般的な画質の改善の原理を説明すると、例えば、範囲Dでは、一点鎖線Aの骨部に相当すると考えられる比較的強度の高い部分と、破線Cにて骨部に相当すると考えられる比較的強度の高い部分とが一致している。

このため、画像収集部4で収集された複数の画像から、係数をかけて除算を行うことにより、比較的強度の高い、一致した部分を除外することにより、エネルギーサブトラクション画像を得られる。エネルギーサブトラクション画像は、骨構造の画像の除去が行われて、患部を人が視覚できる画像として表示される。

## 【 0 0 1 7 】

しかしながら、X線管球2から2つ以上の異なる管電圧(X線エネルギー)のX線を照射して撮影する場合は、管電圧の切替えに時間を要してしまう。また、このような画像処理装置1では、フィルタ5を交換してエネルギーサブトラクション画像を作成する場合は、フィルタ5の交換に時間が必要である。このため、フィルタ5を交換する前後で、撮像された画像に時間差が生じてしまう。

したがって、切替え前後の2枚の画像から処理後に得られるエネルギーサブトラクション画像は、動く臓器に対して移動誤差の影響を受けやすいといった問題があった。

また、リアルタイムに患部を追跡できるようにフレームを連続させた動画を得ることは困難であった。

## 【 0 0 1 8 】

そこで、本発明は、動く臓器の移動誤差の影響を受けにくい、エネルギーサブトラクション画像を得られる画像処理装置および画像処理装置を用いた照射システムを提供することを課題としている。

## 【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 1 9 】

本発明に係る画像処理装置は、放射線源から照射されて、被写体を通過した放射線を画像として撮像する受像部と、放射線源と受像部との間に介在されて、透過領域および難透過領域を有するフィルタ部と、受像部で撮像された複数の画像を用いて、人が視覚できるエネルギーサブトラクション画像を演算する演算部と、を備え、透過領域は、放射線のエネルギーを透過するように複数設け、難透過領域は、放射線のエネルギーを透過領域と比べて透過させないように複数設け、演算部では、1回の放射線の照射で撮像された画像を、透過領域を透過した放射線を透過領域に対応する画素で撮像した第1画像と、難透過領域を透過した放射線を難透過領域に対応する画素で撮像した第2画像とに分別するとともに、各第1画像および第2画像をそれぞれ補完して、エネルギーサブトラクション画像を演算することを特徴としている。

## 【発明の効果】

## 【 0 0 2 0 】

本発明によれば、動く臓器の移動誤差の影響を受けにくく、骨構造が除去された画像を得られる画像処理装置が提供される。

## 【図面の簡単な説明】

## 【 0 0 2 1 】

【図1】従来の画像処理装置の構成を示すブロック図である。

【図2】従来の画像処理装置の動作の一例を示すフローチャートである。

【図3】従来の画像処理装置の管電圧の高低によるX線スペクトルの差を比較し、横軸にエネルギースペクトルを、縦軸に強度をとったグラフである。

【図4】本願発明の実施形態1の画像処理装置のブロック図である。

【図5】フィルタ部が受像部の被写体側に近接されて配置されている様子を模式的に示す側断面図である。

【図6】フィルタ部の透過領域および難透過領域がマス目状に配列されている様子を模式的に示す平面図である。

【図7】フィルタ部を用いて骨部の画像を除去する様子を示す模式図である。

10

20

30

40

50

【図 8】フィルタ部を用いた骨部の画像を除去する画像処理を示すフローチャートである。

【図 9】(a) ~ (d) は、分別された第 1 画像と第 2 画像とをそれぞれ補完してから、エネルギーサブトラクション画像を得る様子を示す模式図である。

【図 10】フィルタ部を用いた骨部の画像を除去する画像処理を示すフローチャートである。

【図 11】被写体として胸部ファントムを用いた X 線画像である。

【図 12】フィルタ部を用いて骨部の画像を除去した胸部ファントムの X 線画像である。

【図 13】実施例 1 のフィルタ部で、透過領域が空隙により形成されている様子を模式的に示す側断面図である。

【図 14】実施例 2 のフィルタ部で、透過領域の空隙の一部に難透過領域と同じ材質の部材が設けられている様子を模式的に示す側断面図である。

【図 15】実施例 3 のフィルタ部で、透過領域および難透過領域がライン状に配列されている様子を模式的に示す平面図である。

【図 16】(a) ~ (d) は、実施例 3 のフィルタ部で分別された第 1 画像と第 2 画像とをそれぞれ補完してから、エネルギーサブトラクション画像を得る様子を示す模式図である。

【図 17】実施例 4 のフィルタ部で、ライン状に形成された難透過領域および透過領域を模式的に示す側断面図である。

【図 18】実施例 5 のフィルタ部で、透過領域の空隙の一部に難透過領域と異なる部材が設けられている様子を模式的に示す側断面図である。

【図 19】本願発明の実施形態 2 の画像処理装置を用いた照射システムの構成を示すブロック図である。

【図 20】実施例 5 のフィルタ部で、透過領域および難透過領域がライン状に配列されて、橋状部で連結されている様子を模式的に示す平面図である。

【図 21】実施例 6 のフィルタ部で、難透過領域が透過領域の上に、点状に配列されている様子を模式的に示す平面図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

本発明の実施形態 1 の画像処理装置 1 について、図 4 乃至図 18 を参照して詳細に示す。説明において、同一の要素には同一の番号を付し、重複する説明は省略する。

【0023】

[ 画像処理装置の構成 ]

図 4 は、この実施形態 1 の画像処理装置 1 の構成を示すブロック図である。

この実施形態 1 の画像処理装置 1 は、放射線源としての X 線管球 2 から照射されて、被写体を通過した X 線を画像として撮像する受像部 6 と、フィルタ部 15 と、演算部としての画像処理部 7 とを有している。

【0024】

このうち、受像部 6 は、X 線検出器 3 と画像収集部 4 とを有している。

X 線検出器 3 は、撮像面 6a に等間隔にて一面に画素を設けている。画素は、等ピッチ (たとえば、約 0.38 mm ピッチ) で縦横に設けられている。そして、それぞれの画素は、X 線管球 2 から照射された X 線のうち、被写体である患者 10 の身体と、フィルタ部 15 とを通過した X 線を電気信号に変換する。

画像収集部 4 は、各画素からの電気信号をそれぞれ画像データとして収集する。収集されたデータは、画像処理部 7 によって、画像処理される。

画像処理部 7 は、画像収集部 4 にて収集された画像データを前記フィルタ部 1 で区分された第 1 画像と第 2 画像とに分別して、各前記第 1 画像および前記第 2 画像をそれぞれ補完して一画面分の画像にする画像処理を行うとともに、前記補完された複数の画像を用いて、人が視覚できるエネルギーサブトラクション画像を演算する。

【0025】

10

20

30

40

50

### [ フィルタの構成 ]

実施形態 1 のフィルタ部 15 は、被写体と X 線検出器 3 との間に介在されているとともに、受像部 6 の被写体側の撮像面 6 a に近接した位置に配置されている。

そして、このフィルタ部 15 は、金属製の平板状のフィルタ本体 5 a を有している。フィルタ本体 5 a は、複数の正方形の透過領域 5 b と難透過領域 5 c とが組み合わされて形成されている。

フィルタ本体 5 a は、撮像面 6 a の直前に配置されている。そして、図 5 および図 6 に示すように、X 線検出器 3 の画素単位で対応させて、透過領域 5 b と難透過領域 5 c とが縦、横方向のいずれにも交互となるように配列されている。

縦、横方向に隣接配置される透過領域 5 b と難透過領域 5 c との間隔は、撮像面 6 a の一画素あたりのピッチ（例えば 0.38 mm）と同じピッチに設定されていて、最小単位である一正方形が一画素と一致するように、マス目状に配列されている。

#### 【 0026 】

このうち、透過領域 5 b は、空隙により形成されていて、X 線を透過するように構成されている。図 5 および図 6 に示す空白は、空気存在を示している。なお、空白で示される透過領域 5 b は、空隙内の空気他、X 線エネルギーを吸収しにくく、強度が変わりにくい、または変えないアクリル、木材などやこれらの組み合わせにて構成することができる。

#### 【 0027 】

また、難透過領域 5 c は、X 線を透過領域 5 b と比べて透過しないように、ステンレスまたはアルミニウムなどの金属で構成されている。すなわち、難透過領域 5 c は、X 線エネルギーを吸収して、変えやすい金属（銀、カドミウム、インジウム、アンチモン、テルル、ヨウ素、キセノン、セシウム、バリウム、ランタン、セリウム、プラセオジウム、ネオジウム、プロメシウム、サマリウム、ユウロピウム、ガドリウム、テルビウム、ジスプロシウム、ホルミウム、エルビウム、ツリウム、イッテルビウム、ルテチウム、ハフニウム、タンタル、タンゲステン、レニウム、オスミウム、イリジウム、白金、金、水銀、タリウム、鉛など）の何れか、もしくはこれらの組み合わせによって構成されている。

#### 【 0028 】

さらに、これらの材料によって構成されたフィルタ部 15 では、X 線検出器 3 の画素の大きさに合致するように、マス目の大きさが設定されることが好ましい。すなわち、X 線検出器 3 の一画素内に X 線エネルギーを低下させる（変える）物質と X 線エネルギーを低下させない（変えない）物質とが混在すると、画像処理部 7 により得られるエネルギーサブストラクション画像の画質低下につながる。

#### 【 0029 】

ここでは、一マス目に対して、X 線検出器 3 の一画素が合致するように構成されている。

すなわち、フィルタ部 15 の複数の透過領域 5 b と難透過領域 5 c とを交互に配するピッチと、X 線検出器 3 の画素の配設されるピッチとは、同じになるように設定されているとともに、画素の配列される方向と、透過領域 5 b と難透過領域 5 c とが配列される方向は、一致するように構成されている。

なお、実施形態 1 のように、一マス目に対して、X 線検出器 3 の画素を一つ、対応させたものの他、同じ画素に X 線エネルギーを低下させる物質と X 線エネルギーを低下させない物質とが混在しなければよく、たとえば、一マス目に対して、X 線検出器 3 の四画素等もしくは、二画素以上の複数の隣接配置される画素が一組となって対応するように構成されていてもよい。

#### 【 0030 】

一方、図 7 および図 8 に示すように、画像減算処理を行う際にも、図 9 は、本発明の実施形態 1 で、一枚のフィルタ部 15 を交換することなく、連続してエネルギーサブストラクション画像を生成できる。ここでは、画像処理部 7 によって、分別された第 1 画像と第 2 画像とをそれぞれ補完して、補完第 1 画像 I a および補完第 2 画像 I b を生成し、画像減算

10

20

30

40

50

処理を行っている。

【0031】

まず、ステップS11にて、撮影された患者のX線画像を補完して、補完第1画像Iaおよび補完第2画像Ibを生成する。補完第2画像Ibには、ステップS12にて係数Wcが乗算される。さらに、画像減算処理が行われて、補完第1画像Iaから係数Wcが乗算された補完第2画像Ibが減算される(画像減算処理)。

ステップS13では、画像処理されたエネルギーサブストラクション画像Idが表示される。図7に示すエネルギーサブストラクション画像Idには、骨部が除去された胸部が示されている。

【0032】

一般的な骨部を除去する処理では、フィルタを交換する前後で2回、X線を照射して撮影しなければ、1枚のエネルギーサブストラクション画像を得ることが出来ない。

また、受像部6の撮像面6aと患部との間に配置されるフィルタを交換する作業は、煩雑で時間がかかる。このため、リアルタイムに患部を追跡できるようにフレームを連続させた動画を得ることは困難であった。

この実施形態の画像処理装置1では、補完第1画像Iaおよび補完第2画像Ibを、一回X線撮影で生成することができる。

【0033】

次に、図9を参照しつつ、本発明の実施形態1のX線撮影から骨部を除去する処理に至るまでについて、図10のフローチャートに沿って説明する。

まず、処理がスタートすると、ステップS21では、図4に示すように、フィルタ部15をX線管球2とX線検出器3との間に介在させた状態で、患者10の身体を撮影する。

ステップS22では、受像部6によって1回のX線の照射で画像Ref(A, B)が撮像される(図9(a)参照)。

ステップS23, S24では、画像処理部7によって、透過領域5bを透過したX線を透過領域5bに対応する画素で撮像した第1画像(A')と、難透過領域5cを透過したX線を難透過領域5cに対応する画素で撮像した第2画像(B')とに分別される(図9(b)参照)。

【0034】

次に、ステップS25, S26では、各第1画像(A')および第2画像(B')がそれぞれ補完されて、補完第1画像(A'')と補完第2画像(B'')とが生成される(図9(c)、ステップS27, S28参照)。

すなわち、実施形態では、第1画像A'のうち、透過領域5bを透過したX線を透過領域5bに対応する画素Pa, Pb, Pc, Pdの中央に位置する画素Peが欠損している。画素Peは、難透過領域5cの部分に対応している。このため、周辺の画素Pa, Pb, Pc, Pdの平均値を用いて、画素Peを補完する。

周辺画素の平均値を用いて、補完する場合、画素が有する画素値は、 $(Pa + Pb + Pc + Pd) / 4$ により算出される。そして、補完は、全ての欠損した画素に対して行われる。

【0035】

また、第2画像(B')を補完して補完第2画像(B'')を生成する処理においても同様に、周辺画素の平均値を用いて欠損している画素の補完を行う。ここでは、周辺画素の平均値を用いて、補完する方法について述べた。しかしながら、他の補完手法として、線形補完、最近傍補完、スプライン補完等を用いてもよく、あるいはこれらを複数、組み合わせることで補完を行ってもよい。

【0036】

ステップS29, S30にて、画像処理部7は、補完第1画像(A'')と補完第2画像(B'')とにそれぞれ係数(a)(b)をかける。そして、ステップS31では、画像減算処理が行われて、ステップS32にて、図7, 8と同様にエネルギーサブストラクション画像S1を得ることが出来る(図9(d)参照)。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 7 】

図 1 1 は、被写体として胸部ファントムを用いた X 線画像の一例である。また、図 1 2 は、フィルタ部 1 5 を用いて骨部の画像を除去した胸部ファントムの X 線画像の一例である。

図 1 1 では、胸部 2 9 に肋骨 3 0 ~ 3 2 が画像に写っている。これに対して、図 1 2 の画像では、肋骨 3 0 ~ 3 2 が胸部 2 9 から除去されて写っていないことがわかる。

## 【 0 0 3 8 】

図 1 0 のステップ S 3 3 にて、除去対象の影像（骨部）が、画像から除去されているか否かが判定される。除去対象の影像（骨部）が、画像から除去されていない場合（ステップ S 3 3 にて、No）には、ステップ S 3 4 に処理が進み、それぞれ係数（a）（b）が変更されて、再び、ステップ S 2 9 , S 3 0 に処理が戻る。

ステップ S 2 9 , S 3 0 にては、各補完第 1 画像（A'）および補完第 2 画像（B'）にそれぞれ異なる係数（a）（b）が乗算されて、ステップ S 3 1 では、画像減算処理が行われる。

ステップ S 3 3 にて、除去対象の影像（骨部）が画像から除去されるまで係数が変わられて処理は続けられ、除去対象の影像（骨部）が画像から除去された場合、除去の処理を終了する。これにより、図 1 2 に示すような副数枚のエネルギーサブトラクション画像 S（S 1 ~ S n : n は枚数）を得ることが出来、リアルタイムで患部を追跡できる動画を得ることができる。

## 【 0 0 3 9 】

ただし、各補完第 1 画像（A'）および補完第 2 画像（B'）は、縦横方向に 1 画素ずれた画素情報を用いている。これは、1 つの画像から、フィルタ部 1 5 の金属ありと金属なし部分の画素をわけて（図 9（a）参照）、その歯抜け部分を画像補間で画素値を埋めていく方法になる（図 9（c）参照）ためである。このため、図 9（b）の第 1 画像（A'）および第 2 画像（B'）では、異なる画素位置を用いていることとなり、画像減算処理を行う前に、画素ずれを修正してもよい。

たとえば、画素ずれの修正は、グリッド有り画素とグリッドなし画素とのそれぞれ 2 つの画像で、歯抜け画素を補間した時または、補間した後のいずれかで行われる。画素ずれの補正は、具体的には、片方の画像を 1 画素ずらすか、両方の画像をそれぞれ反対方向に 0.5 画素ずらすことにより行われる。

この際、移動方向は、ライン上のグリッドの場合には、グリッドの方向（縦方向のグリッドなら、横方向に画素を移動）、格子状のグリッドだと上下左右方向（つまり斜め）に移動させることにより行われる。

## 【 0 0 4 0 】

ズレの修正方法としては、一般的に知られている方法を用いてもよい。たとえば、エネルギーサブトラクション画像の画質向上だけでなく、画素ずれを修正する際に、修正しなかったり、片方の画像のみを 0.5 画素ずらすことで、エンボス処理に似たようになり、エッジが立つことで、鮮鋭度が上がる場合があることが知られている。

すなわち、エネルギーサブトラクション処理をする前に、歯抜け画素を補完した片方または両方の画像を、上下、左右、または上下左右にサブピクセルまたは 1 から数ピクセル移動することで、エッジ強調されたエネルギーサブトラクション画像を取得することが可能となる。

このため、この実施形態 1 では、必要があれば、画像減算処理を行う前に、画素ずれを修正することにより、エネルギーサブトラクション画像の画質をさらに向上させることが出来る。

## 【 0 0 4 1 】

このように、フィルタ部 1 5 によって、1 回の X 線の照射で、撮像された画像 Ref（A, B）が透過領域を透過した X 線を透過領域に対応する画素で撮像した第 1 画像（A'）と、難透過領域を透過した X 線を難透過領域に対応する画素で撮像した第 2 画像（B'）とに分別される。

10

20

30

40

50

第1画像(A')と、第2画像(B')とは、1回のX線の照射で、同時に撮像されている。このため、エネルギーサブトラクション画像S1を得るために使用される補完第1画像(B'')と補完第2画像(A'')との間に、撮影時間の前後差が存在しない。よって、画像処理部7によって画像減算処理が行われる際に、動く臓器の移動誤差の影響を受けにくく、精度の高い骨構造が除去されたエネルギーサブトラクション画像S1を得られる。

【0042】

また、X線管球2の管電圧を切替える必要もなく、エネルギー量の相違する第1画像(A')と第2画像(B')とを同時に撮影することができる。

しかも、フィルタ部15を交換する必要もなく、既存の設備を用いて、患部をリアルタイムで追跡可能な動画を容易に生成することができる。

【0043】

さらに、撮影した画像から特定の体組織の画像を生成する際、教師画像や事前の学習が不要である。このため、学習用データとして骨構造が除去された画像と、除去されていない画像とについて多くの症例数を用意する必要がない。

また、ニュートラルネットワークによる骨構造除去のように、多くの症例数を用意する必要もなく、画像処理計算に時間がかかるともない。

このため、通常毎秒約30枚で撮影したX線透視画像をリアルタイムで動画として見ることが必要とされる照射システムに容易に適用することができる。

【0044】

このような画像処理装置1を照射システムに適用すると、X線管球2の管電圧を切替えたり、あるいは、フィルタ部15を交換する必要がないため、低コスト化、およびコンパクト化が図れる。

また、患部の追跡を行う際にも、骨構造に影響を受けにくく、照射対象の腫瘍または体内マーカの位置検出精度が向上する。このため、放射線ビームの照準の精度を向上させて照射効果を増大させることができる。

【0045】

図13は、実施形態1の実施例1のフィルタ部15で、透過領域5bを通過するX線が撮像面6aまで到達するように空隙が形成されている構成を模式的に示す側断面図である。

実施例1のフィルタ部15は、受像部6の撮像面6aに近接して配置されている。

【0046】

さらに、透過領域5bおよび難透過領域5cは、マス目状に、X線検出器3の各画素に対応するように配列されている。

これにより、フィルタ部15を通過したX線は、散乱する前に透過領域5bから撮像面6aに到達して、各マス目に対応する各画素によって検出される。このため、さらに隣接配置される他の画素に対応する領域を通過したX線の影響を受けることなく、対応する画素のみによって検出される。したがって、さらにエネルギーサブトラクション画像の精度を向上させることができる。

他の構成および作用効果については、実施形態1と同一乃至均等であるので、説明を省略する。

【0047】

図14は、実施形態1の実施例2のフィルタ部25を模式的に示した側断面図である。なお、実施例1のフィルタ部15と同一乃至均等な部分については、同一符号を付している。

実施例2のフィルタ部25では、透過領域25bの空隙が凹状のマス目によって形成されていて、マス目の下部が他の難透過領域25cと同じ材質の金属で構成されている。

そして、底部25dの厚み方向寸法h2は、難透過領域25cの厚み方向寸法h1より小さい。

このため、平面視ではマス目状(たとえば、図6参照)のうち、底部25dが設けられ

10

20

30

40

50

た透過領域 25 b は、難透過領域 25 c と比較して、X 線を透過しやすい。

【0048】

そして、難透過領域 25 c の厚み方向寸法  $h_1$  は、底部 25 d の厚み方向寸法  $h_2$  よりも大きい。このため、X 線が透過領域 25 b と比べて透過しないように構成されている。

よって、受像部 6 の画素に到達する X 線のエネルギーの強さを、透過領域 25 b を通過したものと難透過領域 25 c を通過したものとの間で、相違させることができる。

【0049】

しかも、実施例 2 のフィルタ部 25 では、平面視ではマス目状（図 6 参照）に形成されて、難透過領域 25 c 間が底部 25 d によって連結されている。すなわち、難透過領域 25 c は、底部 25 d と同じ材質の部材で、隣接配置される難透過領域 25 c、25 c 間がこの底部 25 d によって連結されるように構成されている。

このため、実施形態 1 の作用効果に加えてさらに、突出している難透過領域 25 c の部分の支持剛性を向上させることが出来る。また、同じ金属材料からフィルタ部 25 にマス目を形成することができる。そして、マス目の加工作業性が良好である。

他の構成および作用効果については、実施形態 1 および実施例 1 と同一乃至均等であるので説明を省略する。

【0050】

図 15 は、本発明の実施形態 1 の実施例 3 のフィルタ部 35 で、透過領域および難透過領域がライン状に配列されている様子を模式的に示す平面図、図 16 は、フィルタ部で分別された第 1 画像と第 2 画像とをそれぞれ補完してから、エネルギーサブトラクション画像を得る様子を示す模式図、図 17 は、ライン状に形成された難透過領域および透過領域を模式的に示す側断面図である。なお、実施形態 1 の実施例 1、2 のフィルタ部 15、25 と同一乃至均等な部分については、説明を省略する。

【0051】

図 15 に示すように、実施例 3 のフィルタ部 35 は、X 線検出器 3 の画素単位のうち、縦列に対応させて、ライン状の透過領域 35 b と難透過領域 35 c とが横方向に交互となるように配列されている。

横方向に隣接配置される透過領域 35 b と難透過領域 35 c との間隔は、受像部の撮像面 6 a の一画素あたりのピッチ（例えば 0.38 mm）と同じピッチに設定されていて、最小単位である一列が一画素と一致するように配列されている。

【0052】

次に、本発明の実施例 3 の骨部を除去する処理について、図 16 を参照しながら説明する。

実施例 3 では、演算部としての画像処理部 7 によって、図 16 (a) ~ (d) に示すように画像  $Ref(C, D)$ （図 16 (a) 参照）から分別された第 1 画像 ( $C'$ ) と第 2 画像 ( $D'$ ) とがそれぞれ補完されて（図 16 (b) 参照）、補完第 1 画像 ( $C''$ ) および補完第 2 画像 ( $D''$ ) が生成される（図 16 (c) 参照）。

そして、補完第 1 画像 ( $C''$ ) および補完第 2 画像 ( $D''$ ) から、画像減算処理が行なわれて、エネルギーサブトラクション画像  $S_2$  を得ることが出来る（図 16 (d) 参照）。

【0053】

すなわち、まず処理がスタートすると、フィルタ部 35 を X 線管球 2 と X 線検出器 3 との間に介在させた状態で、患者 10 の身体が撮影される（図 4 参照）。

1 回の X 線の照射で撮像された画像  $Ref(C, D)$  は、画像収集部 4 で収集されて、透過領域を透過した X 線を透過領域に対応する画素で撮像した第 1 画像 ( $C'$ ) と、難透過領域を透過した X 線を難透過領域に対応する画素で撮像した第 2 画像 ( $D'$ ) とに分別される。

【0054】

次に、各第 1 画像 ( $C'$ ) と第 2 画像 ( $D'$ ) とがそれぞれ補完（図 16 (c) 参照）されて、補完第 1 画像 ( $C''$ ) と補完第 2 画像 ( $D''$ ) とが生成される。

すなわち、実施例 3 では、第 1 画像 C' のうち、透過領域に対応する画素 P c が欠落している。このため、周囲の難透過領域に対応する画素 P a , P b , P d , P e , P f , P g の平均値を用いて、画素 P c を補完する。

周辺画素の平均値を用いて、補完する場合、画素 P c が有する画素値は、 $(P a + P b + P d + P e + P f + P g) / 6$  により算出される。なお、 $(P a + P b) / 2$  または、 $(P d + P e + P f + P g) / 4$  により算出されてもよい。そして、補完は、全ての欠損した画素に対して行われる。

#### 【0055】

また、第 2 画像 (D') を補完して補完第 2 画像 (D'') を生成する処理においても同様に、周辺画素の平均値を用いた補完を行う。ここでは、周辺画素の平均値を用いて、補完する方法について述べた。しかしながら、他の補完手法として、線形補完、最近傍補完、スプライン補完等を用いてもよく、あるいはこれらを複数、組み合わせて補完を行ってもよい。

10

#### 【0056】

このように構成された実施例 3 のフィルタ部 35 では、実施形態 1 および実施例 1, 2 の作用効果に加えてさらに、透過領域 35 b および難透過領域 35 c とが横方向に交互となるようにライン状に形成されている。このため、金属材料からフィルタ部 35 として加工する際の加工性が良好である。

他の構成および作用効果については、実施形態 1 および実施例 1, 2 と同一乃至均等であるので説明を省略する。

20

#### 【0057】

図 17 は、実施例 4 のフィルタ部 35 で、ライン状に形成された難透過領域 35 c および透過領域 35 b を模式的に示す側断面図である。実施例 4 のフィルタ部 35 では、難透過領域 35 c , 35 c 間に、透過領域を構成する充填材が充填されている。充填材としては、アクリル樹脂等の樹脂材料や木材などが用いられる。

このように構成された実施例 4 のフィルタ部 35 では、実施例 3 の作用効果に加えてさらに、金属製の材料で構成される難透過領域 35 c がアクリル樹脂等の樹脂材料で構成される充填材の充填により両側から支持されて変形にくい。このため、形態安定性が良好である。

他の構成および作用効果については、実施例 3 と同一乃至均等であるので説明を省略する。

30

#### 【0058】

図 18 は、実施例 5 のフィルタ部 45 で、ライン状に形成された難透過領域 45 c および透過領域 45 b を模式的に示す側断面図である。実施例 5 のフィルタ部 45 では、難透過領域 45 c , 45 c 間に、透過領域の空隙の一部に介在して、難透過領域の金属（たとえばステンレス）と異なる角棒状の金属材料（たとえばアルミニウム合金）が設けられて透過領域が構成されている。実施例 5 の透過領域の空隙の一部に介在する金属材料の X 線透過方向の厚さ寸法は、難透過領域 45 c の金属の厚さ寸法よりも薄くなるように構成されている。

#### 【0059】

40

このように構成された実施例 5 のフィルタ部 45 では、実施例 3, 4 の作用効果に加えてさらに、金属製の材料で構成される難透過領域 45 c , 45 c 間に透過領域を構成する角棒状の金属材料が介在されている。このため、さらに形態安定性が良好である。

他の構成および作用効果については、実施例 3, 4 と同一乃至均等であるので説明を省略する。

#### 【0060】

図 19 は、本願発明の実施形態 2 の画像処理装置を用いた照射システム 21 の構成を示すブロック図である。実施形態 2 の照射システム 21 では、実施形態 1 の画像処理装置 11 の構成に、追跡部 8 および照射制御部 9 が加えられている。ここでは、実施形態 1 の画像処理装置 11 と同一乃至均等な部分については、同一符号を付して説明を省略する。

50

## 【 0 0 6 1 】

実施形態 2 の追跡部 8 は、画像処理部 7 と接続されている。そして、追跡部 8 は、受像部 6 で撮像された複数の画像が画像処理部 7 にてそれぞれ補完されると、生成されたエネルギーサプトラクション画像を用いて、照射対象の追跡を行う。たとえば追跡部 8 は、照射対象の腫瘍または体内マーカの検出並びに追跡を行う。追跡は、図示しないモニタ装置などの表示画面を見ながら、手動でまたは自動で行われる。

## 【 0 0 6 2 】

また、追跡部 8 は、照射制御部 9 と接続されている。追跡部 8 は、照射制御部 9 に、腫瘍または体内マーカの位置情報である放射線ビーム照射判定情報および放射線ビームを ON / OFF 制御する放射線ビーム ON / OFF 制御情報を出力する。

10

## 【 0 0 6 3 】

照射制御部 9 は、受像部 6 で撮像された複数の画像を画像処理部 7 にてそれぞれ補完して、演算されたエネルギーサプトラクション画像を用いて、図示しないモニタ装置などの表示画面を見ながら、手動でまたは、追跡部 8 からの追跡信号を受けて、自動で照射を行う。

この際、追跡部 8 から出力された放射線ビーム照射判定情報および放射線ビーム ON / OFF 制御情報に応じて、放射線ビームが照射される。

放射線ビーム照射判定情報および放射線ビーム ON / OFF 制御情報は、骨構造が除去されたエネルギーサプトラクション画像に基づいて生成されている。このため、照射対象の腫瘍または体内マーカの検出並びに追跡を行う際に、骨構造に影響を受けにくい追跡が可能となる。

20

## 【 0 0 6 4 】

このように構成された実施形態 2 の照射システム 2 1 では、実施形態 1 の画像処理装置 1 1 の作用効果に加えて、さらに X 線管球 2 の管電圧を切替えたり、あるいは、フィルタ部 1 5 を交換する必要がない。このため、照射システムの低コスト化、およびコンパクト化が図れる。

また、患部の追跡を行う際にも、骨構造に影響を受けにくく、照射対象の腫瘍または体内マーカの位置検出精度が向上する。

このため、放射線ビームの ON / OFF 制御の精度を向上させて照射効果を増大させることができる。

30

## 【 0 0 6 5 】

さらに、骨部の画像を除去した骨構造除去画像または、骨構造が強調された骨部画像を用いて、患者 1 0 の患部の位置決め精度を向上させることができる。

また、放射線ビームを照射する時間を短縮することにより患者 1 0 の身体的、精神的負担を軽減することができる。

他の構成および作用効果については、実施形態 1 と同一乃至均等であるので説明を省略する。

## 【 0 0 6 6 】

図 2 0 は、実施例 5 のフィルタ部 5 5 を示すものである。なお、実施形態 1 , 2 と同一乃至均等な部分についての説明は省略し、相違する部分を中心に説明する。

40

実施例 5 のフィルタ部 5 5 は、複数の透過領域 5 5 d と難透過領域 5 5 c とがライン状に交互に配列されている。そして、隣接配置される難透過領域 5 5 c , 5 5 c 間が所定間隔をあけて配置される複数の橋状部 5 5 f によって連結されている。

このように構成された実施例 5 のフィルタ部 5 5 では、難透過領域 5 5 c , 5 5 c がライン状に配列されているとともに、難透過領域 5 5 c , 5 5 c 間が複数の橋状部 5 5 f によって連結されて補強されている。

このため、難透過領域 5 5 c は、両側から支持されて変形にくく、形態安定性が良好である。

他の構成および作用効果については、実施形態 1 , 2 と同一乃至均等であるので説明を省略する。

50

## 【 0 0 6 7 】

図 2 1 は、実施例 6 のフィルタ部 6 5 を示すものである。なお、実施形態 1 , 2 と同一乃至均等な部分についての説明は省略し、相違する部分を中心に説明する。

実施形態のフィルタ部 6 5 は、難透過領域 6 5 c が隣接配置される他の難透過領域 6 5 c から離間されて、点状に分散されて配列されている。このため、透過領域 6 5 d の面積は拡大して、第 1 画像の X 線量を増大させることができる。

また、難透過領域 6 5 c , 6 5 c は規則的に分散されることにより、実施形態 1 と同様に、平均値を用いて、補完することができる。

他の構成および作用効果については、実施形態 1 , 2 と同一乃至均等であるので説明を省略する。

10

## 【 0 0 6 8 】

上述してきたように、本発明の実施形態 1 の画像処理装置 1 1 では、受像部 6 に近接させてフィルタ部 1 5 等を配置して、2 つの X 線スペクトルを有する画像を 1 回の撮影で取得することができる。

そして、演算部としての画像処理部 7 にて、2 つの X 線スペクトルを有する画像をそれぞれ補完することにより、補完した画像からエネルギーサブトラクション画像を得ることが出来る。

このため、画像処理装置 1 1 は、動く臓器の移動誤差の影響を受けにくい、エネルギーサブトラクション画像を生成できる。

## 【 0 0 6 9 】

20

以上、本実施形態に係る画像処理装置、画像処理装置を用いた画像処理システムについて詳述してきたが、本発明は実施形態 1 , 2 に限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲で適宜変更可能であることは言うまでもない。

## 【 0 0 7 0 】

例えば、本実施形態では、骨部の画像を除去した骨構造除去画像を例示して説明してきたが、骨部を強調した骨部画像を画像処理によって得るようにしてもよい。

また、フィルタ部 1 5 等の形状も、マス目状やライン状でなくてもよく、補完処理が行える程度に規則性を有するものであれば、形状、数量、および組み合わせ順序などが特に限定されるものではない。

## 【 0 0 7 1 】

30

また、実施形態 1 では、画像減算処理を行う前に、画素ずれを修正することにより、エネルギーサブトラクション画像の画質をさらに向上させている。しかしながら、特にこれに限らず、たとえば、画素ずれを修正しなくても、エネルギーサブトラクション画像の画質が良好な場合は、画素ずれを修正しなくてもよい。

## 【 産業上の利用可能性 】

## 【 0 0 7 2 】

本発明の実施形態の画像処理装置、および画像処理装置を用いた画像処理システムは、放射線照射装置、放射線照射システム、粒子線照射装置、粒子線照射システム、X 線撮影装置、X 線 CT 装置に用いて好適である。

## 【 符号の説明 】

40

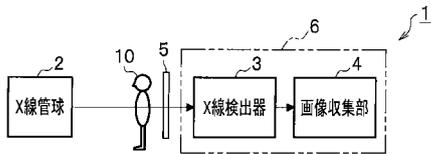
## 【 0 0 7 3 】

- 1 画像処理装置
- 2 X 線管球
- 3 X 線検出器
- 4 画像収集部
- 5 b 透過領域
- 5 c 難透過領域
- 6 受像部
- 6 a 撮像面
- 7 画像処理部

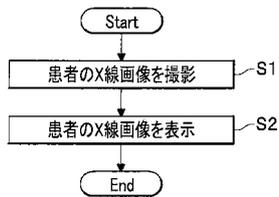
50

- 8 追跡部
- 9 照射制御部
- 10 患者（被写体）
- 11 画像処理装置
- 15, 25, 35, 45, 55, 65 フィルタ部
- 25b, 35b, 45b, 55d 透過領域
- 25c, 35c, 45c, 55c, 65c 難透過領域
- 55f 橋状部

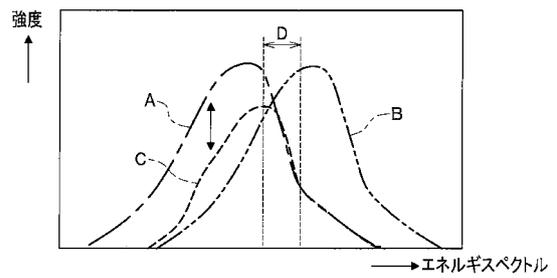
【図1】



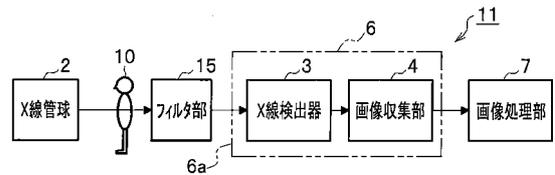
【図2】



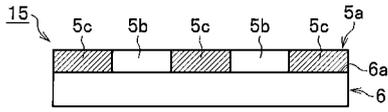
【図3】



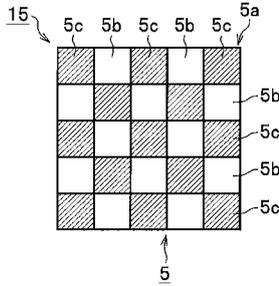
【図4】



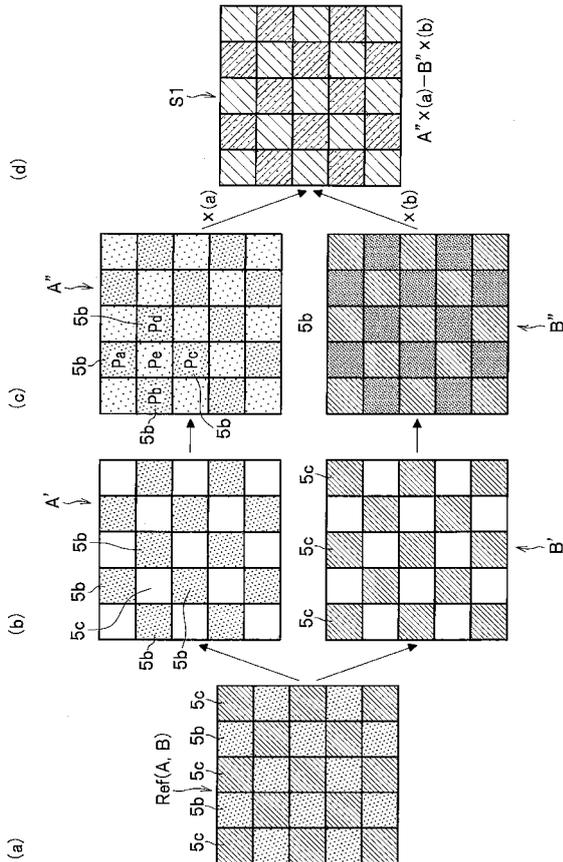
【 図 5 】



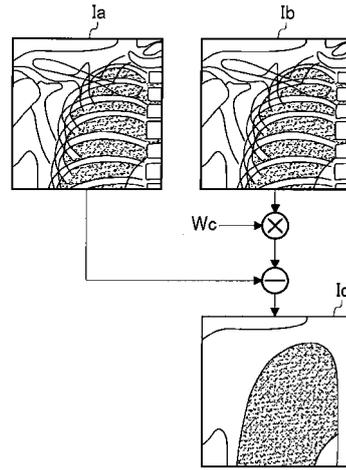
【 図 6 】



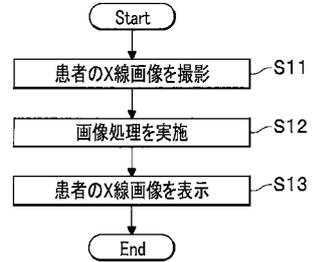
【 図 9 】



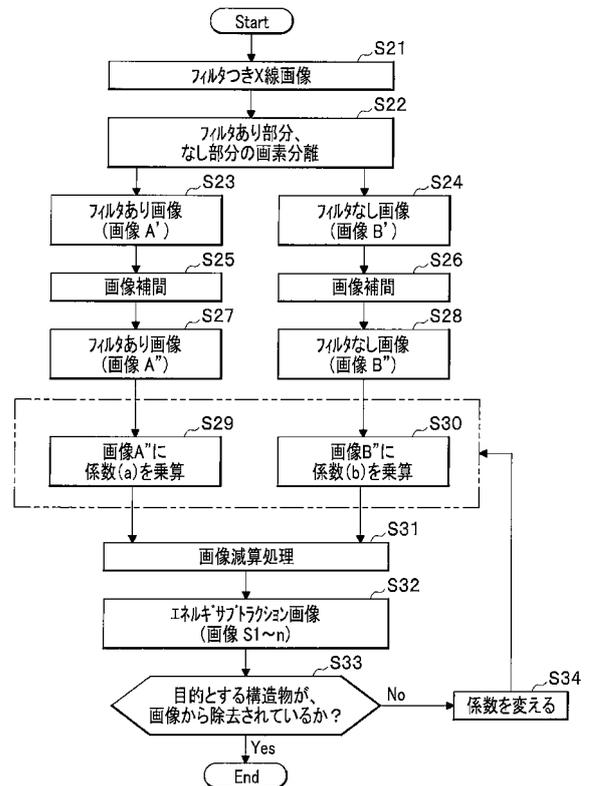
【 図 7 】



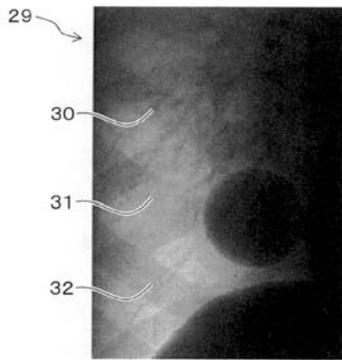
【 図 8 】



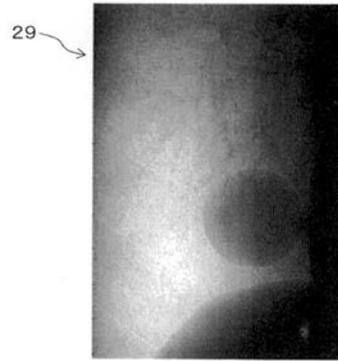
【 図 10 】



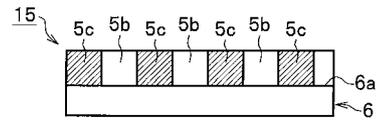
【 図 1 1 】



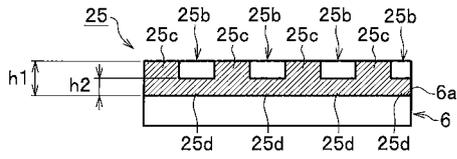
【 図 1 2 】



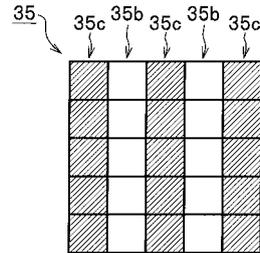
【 図 1 3 】



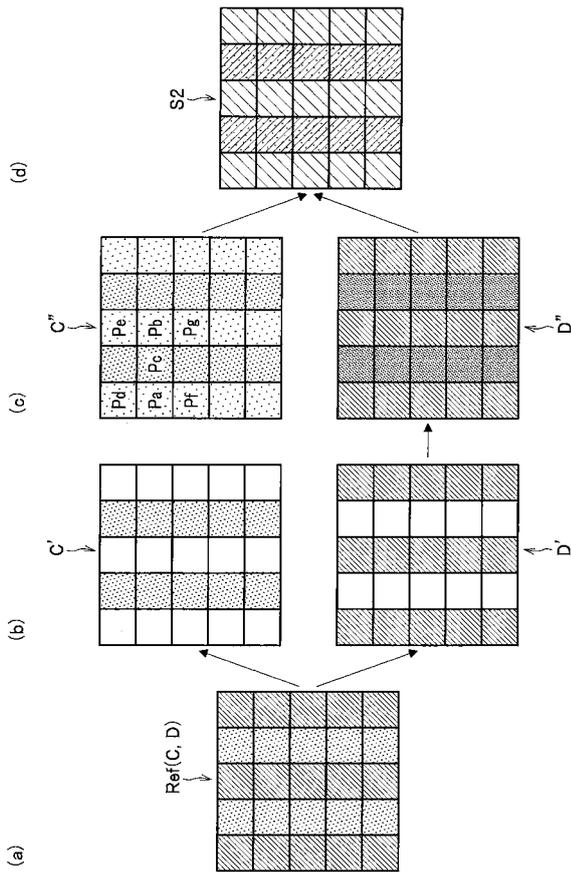
【 図 1 4 】



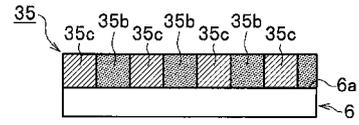
【 図 1 5 】



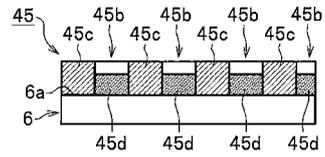
【 図 1 6 】



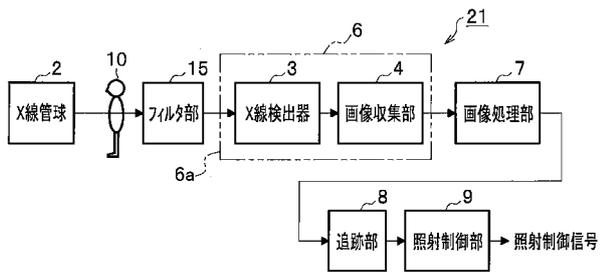
【 図 1 7 】



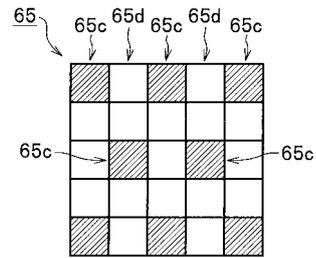
【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



【 図 2 1 】



【 図 2 0 】

