

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4532868号  
(P4532868)

(45) 発行日 平成22年8月25日(2010.8.25)

(24) 登録日 平成22年6月18日(2010.6.18)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/03 350V

請求項の数 3 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2003-329381 (P2003-329381)  
 (22) 出願日 平成15年9月22日 (2003.9.22)  
 (65) 公開番号 特開2005-95199 (P2005-95199A)  
 (43) 公開日 平成17年4月14日 (2005.4.14)  
 審査請求日 平成18年8月29日 (2006.8.29)

(73) 特許権者 000001007  
 キヤノン株式会社  
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号  
 (74) 代理人 100096965  
 弁理士 内尾 裕一  
 (72) 発明者 松浦 友彦  
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キ  
 ャノン株式会社内

審査官 小島 寛史

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】放射線画像処理装置

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

放射線用二次元センサを用いて被検査体を異なる方向から撮影した複数の投影画像を基に画像を再構成する画像処理装置であって、前記複数の投影画像の中から選択した複数の代表画像の画像情報から前記放射線用二次元センサに放射線が到達した範囲である照射領域をそれぞれ抽出する照射領域抽出手段と、該照射領域抽出手段により抽出した前記複数の代表画像の照射領域の上下左右端の平均を定めてCT再構成範囲とする再構成範囲決定手段と、該再構成範囲決定手段により決定した前記CT再構成範囲に従って前記複数の投影画像を基にCT再構成を行いCT画像群を取得する再構成手段とを備えたことを特徴とする放射線画像処理装置。

## 【請求項 2】

前記投影画像の撮影方向を取得する撮影方向取得手段を備え、前記撮影方向に基づいて前記代表画像を選択することを特徴とする請求項1に記載の放射線画像処理装置。

## 【請求項 3】

撮影開始後の最初に得られる前記投影画像を前記代表画像として選択することを特徴とする請求項1に記載の放射線画像処理装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、異なる方向から撮影した複数の投影画像に対してCT再構成を行い、特に投

影画像のX線照射領域を基準としてCT再構成範囲を決定する放射線画像処理装置に関するものである。

**【背景技術】**

**【0002】**

図16は従来技術の概要説明図である。001は複数の投影画像であり、これらの投影画像群を入力としてCT(Computer Tomography:コンピュータ断層撮像)の再構成を行い、断層写真であるCT画像群002を取得する。003は投影画像群001に含まれる投影画像の1つであり、004は撮影技師が指定したCT再構成範囲である。

**【0003】**

投影画像群001からCT画像群002を得る際にCT再構成範囲を決定する必要があるが、従来の技術として主に次の3通りの方法が知られている。10

**【0004】**

- (A) 再構成範囲を指定せず投影画像全体を再構成範囲としてCT再構成を行う。
- (B) 予め定められた固定の再構成範囲を用いてCT再構成を行う。
- (C) 特許文献1のように、投影画像群001を代表する投影画像003をスキャノグラフィとして利用し、撮影技師により再構成範囲004を指定しCT再構成を行う。

**【0005】**

【特許文献1】特開2000-316840号公報

**【発明の開示】**

**【発明が解決しようとする課題】**

20

**【0006】**

しかしながら、(A)の投影画像全体を再構成範囲とする方法では、CT再構成に必要な計算時間が増大する問題や、診断に不要な範囲のCT画像を生成するという問題があり、診断効率を低下させる可能性がある。また、(B)の固定の再構成範囲を用いる方法では、患者の配置方法や体格の影響などにより診断に必要な範囲のCT画像を得られないことがあり、同様に診断に不要な範囲のCT画像を生成する可能性がある。更に、(C)の撮影技師が再構成範囲を指定する方法では、撮影技師に面倒な手作業が発生する問題や、それによりCT撮影のスループットを低下させる問題がある。

**【0007】**

本発明の目的は、上述のような問題点を解決し、投影画像群からCT画像群を得る際に撮影技師に面倒な手作業を発生させず、診断に必要な範囲のみを短時間でCT再構成しCT撮影のスループットを向上させる放射線画像処理装置を提供することにある。30

**【課題を解決するための手段】**

**【0008】**

上記目的を達成するための本発明に係る放射線画像処理装置は、放射線用二次元センサを用いて被検査体を異なる方向から撮影した複数の投影画像を基に画像を再構成する画像処理装置であって、前記複数の投影画像の中から選択した複数の代表画像の画像情報から前記放射線用二次元センサに放射線が到達した範囲である照射領域をそれぞれ抽出する照射領域抽出手段と、該照射領域抽出手段により抽出した前記複数の代表画像の照射領域の上下左右端の平均を定めてCT再構成範囲とする再構成範囲決定手段と、該再構成範囲決定手段により決定した前記CT再構成範囲に従って前記複数の投影画像を基にCT再構成を行いCT画像群を取得する再構成手段とを備えたことを特徴とする。40

**【発明の効果】**

**【0013】**

本発明によれば、1つの画像のX線照射領域の位置を基準としてCT再構成範囲を自動的に決定するため、撮影技師の作業量を削減する効果があり、CT撮影のスループットが向上する。また、診断に必要な部分のみを再構成するため計算時間を短縮し、診断に不要な部分を再構成しないため診断効率が向上する。

**【発明を実施するための最良の形態】**

**【0018】**

50

図1は実施例1の画像処理機能を有するX線撮影装置10を示している。回転装置11上の被検査体Sを挟んで、X線発生器12と二次元X線センサ13が配置されており、回転装置11、X線発生器12、二次元X線センサ13はデータ収集回路14に接続されている。

#### 【0019】

データ収集回路14には前処理回路15が接続されており、更にデータ収集回路14、前処理回路15には、CPUバス16が接続され、CPUバス16にはCPU17、メインメモリ18、操作パネル19、及び画像処理回路20として、複数の投影画像の中から少なくとも1つの代表画像を選択する代表画像選択回路21、X線照射領域を取得する照射領域抽出回路22、X線照射領域に基づいてCT再構成範囲を決定する再構成範囲決定回路23、再構成範囲に従ってCT再構成を行う再構成回路24が接続されている。10

#### 【0020】

このようなX線撮影装置10において、メインメモリ18にはCPU17での処理に必要な各種のデータなどが記憶されると共に、CPU17の作業用としてのワークメモリが含まれている。CPU17はメインメモリ18を用いて、操作パネル19からの操作に従った装置全体の動作制御等を行う。これにより、X線撮影装置10は次のように動作する。20

#### 【0021】

始めに、回転装置11を作動状態にし、その上の被検査体Sを回転させる。次に、X線発生器12は被検査体Sに対してX線ビームを放射する。X線発生器12から放射されたX線ビームは、例えば人体の胸部である被検査体Sを減衰しながら透過して、二次元X線センサ13に到達しX線画像として出力される。20

#### 【0022】

データ収集回路14は二次元X線センサ13から出力されたX線画像を電気信号に変換して前処理回路15に供給する。前処理回路15はデータ収集回路14からのX線画像信号に対して、オフセット補正処理やゲイン補正処理等の前処理を行う。この前処理が行われたX線画像信号は投影画像として、CPU17の制御により、CPUバス16を介してメインメモリ18、画像処理回路20に転送される。

#### 【0023】

このようにして、X線ビームの放射から投影画像転送までの動作について、回転装置11を作動させながら繰り返し連続して行い、異なる方向から撮影した投影画像を順次に画像処理回路20に転送する。30

#### 【0024】

図2は実施例1の処理フローチャート図、図3は再構成範囲決定回路23の処理フローチャート図である。図4に示す401～40Xはそれぞれ異なる方向から撮影された投影画像である。また図5において、501～504は選択された代表画像、505～508は各代表画像から取得したX線照射領域、509は各代表画像のX線照射領域の上下左右端それぞれについて平均した領域である。更に、図6に示す601～60YはCT再構成により得られたCT画像群を示している。40

#### 【0025】

画像処理回路20の動作について図2に従って説明すると、CPUバス16を介して前処理回路15で処理された図4に示す複数の投影画像401～40XをCPU17の制御により順次に受信した画像処理回路20は、代表画像選択回路21により複数の投影画像の中から少なくとも1つの代表画像を選択する(ステップS201)。代表画像の選択方法については特に限定しないが、例えば予め定めた定数Kを用いて第K番目の投影画像を代表画像としたり、或いは予め定めた定数M、N(M < N)を用いて第M番目から第N番目までの投影画像を代表画像としたり、或いは全ての投影画像を代表画像とする方法などが考えられる。ここでは一例として、取得された1000個の投影画像に対して、250個おきに選択する方法を採用し、図5に示す4つの投影画像を代表画像501～504として選択する。50

## 【0026】

次に、照射領域抽出回路22により代表画像501～504のX線照射領域505～508を抽出する(ステップS202)。ここでも、X線照射領域の抽出方法については特に限定しないが、例えば特許文献2には、画像内の近接する2つの画素の画素値の差分によりエッジ成分を有する特徴点を検出し、検出された特徴点に基づいてX線照射領域を抽出する方法が記されている。また例えば特許文献3には、画像領域を小領域に分割し、この小領域内の濃度分散値の値に基づいてX線照射領域を抽出する方法が記されている。更に、例えば特許文献4にはX線照射領域端を表すエッジ候補点の幾何パターンに基づいてX線照射領域を抽出する方法が記されている。この他にも、X線発生器12の照射絞り情報をデータ収集回路14を介して収集する方法などが考えられ、これら何れかの方法によつても照射領域抽出回路22を実現できる。

10

## 【0027】

【特許文献2】特許第2525648号

【特許文献3】特開平5-7579号公報

【特許文献4】特開2001-307064号公報

## 【0028】

従つて、再構成範囲決定回路23によりX線照射領域505～508からCT再構成範囲509を決定する(ステップS203)。このステップS203の処理は図3に示すフローチャート図の通りであり、先ずX線照射領域505～508の上端の位置を平均しCT再構成範囲の上端として定める(ステップS301)。以降は同様に、CT再構成範囲の下端、左端、右端をそれぞれX線照射領域505～508の下端、左端、右端の平均から定め(ステップS302～S304)、CT再構成範囲509を決定する。ステップS301～S304では、X線照射領域505～508の各端の位置の平均を用いているが、例えば各端共に画像中心から最も離れた距離にあるX線照射端を採用する方法によっても勿論支障はない。

20

## 【0029】

最後に、再構成回路24は取得された全て又は一部の投影画像401～40XからCT再構成範囲509に従つて、図6に示すCT画像601～60Yを再構成する(ステップS204)。なお、投影画像群からCT再構成によりCT画像群を取得する方法は一般に良く知られているため説明を省略する。

30

## 【0030】

このように実施例1によれば、代表画像のX線照射領域の位置を基準として、CT再構成範囲を自動的に決定するため、撮影技師の作業量を削減でき、CT撮影のスループットを向上できる。また、診断に必要な部分のみを再構成するため計算時間を短縮し、診断に不要な部分を再構成しないため診断効率が向上する。

## 【0031】

図7は実施例2によるX線撮影装置70を示す。実施例1によるX線撮影装置10との相違は、画像処理回路20に撮影方向取得回路71が追加されていることである。なお、図1と同一の符号は同一の部材を示している。以下の説明では、撮影方向取得回路71及びこれに関する部分についてのみ行う。

40

## 【0032】

実施例1と同様に、X線ビームの放射から投影画像転送までの動作について、回転装置11を作動させながら繰り返し連続して行い、異なる方向から撮影した投影画像を順次に画像処理回路20に転送する。

## 【0033】

図8は実施例2の処理のフローチャート図、図9は撮影方向取得回路71の処理のフローチャート図を示している。図10は撮影方向取得回路71でパターンマッチング処理を行う際に使用する標本パターンテーブルである。

## 【0034】

CPUバス16を介して前処理回路15で処理された複数の投影画像401～40Xを

50

CPU17の制御により順次に受信した画像処理回路20は、受信した投影画像401～40Xの全て又は一部に対して、撮影方向取得回路71によりその撮影方向を取得する(ステップS801)。受信した投影画像401～40Xの一部を用いる場合は、予め定めた定数Lおきに投影画像を撮影方向取得回路71に入力し、その撮影方向を取得する。撮影方向の取得については様々な方法が考えられるが、本実施例2では基本的な画像認識手法であるパターンマッチング法を用いて撮影方向を取得する図9及び図10に示す方法を用いている。

#### 【0035】

図9に示すフローチャート図において、始めに撮影方向取得回路71に入力された投影画像に対して、 $M \times N$ の標本化処理を行う(ステップS901)。標本化処理の方法は例えばブロック内平均を用いることにし、予め用意した図10に示すような $M \times N$ のブロックから成る標本パターンと順次に比較し、各標本パターンとの類似度を算出する(ステップS902)。類似度の算出方法は、例えば画像全体の濃淡変化に対応した次式の単純類似度 $S(x, i)$ を用いる。

$$S(x, i) = (x \cdot c_i) / (x \cdot c_i)$$

#### 【0036】

ここで、 $x$ は標本化処理された投影画像であり、 $c_i$ は第*i*番目の標本パターンである。単純類似度 $S(x, i)$ は-1～1の値を取り、 $x$ と $c_i$ が類似しているほど1に近付く性質があるため、 $S(x, i)$ を最大にする*i*を採用する(ステップS903)ことにより、入力された投影画像の撮影方向を取得する(ステップS904)ことができる。

#### 【0037】

この他にも、より高度な方法として、主成分分析による複合類似度を用いるパターンマッチング法や、学習機能を有するニューラルネットワークを用いる方法などが考えられ、これらの方法により撮影方向取得回路71を実現してもよい。

#### 【0038】

次に代表画像選択回路21により、複数の投影画像の中から少なくとも1つの代表画像を選択する(ステップS802)。代表画像の選択は図9のフローチャート図により得られた投影画像の撮影方向に基づいて行われる。本実施例2では一例として、撮影方向が0度及び180度のものを代表画像として選択することにし、図6に示す2つの投影画像を代表画像501及び503として選択する。

#### 【0039】

例えば、撮影方向が90度又は270度に近い順に6画像を代表画像として選択すると、90度又は270度に近い略側面方向からの撮影では、X線ビームが被検査体Sを透過せずに直接二次元X線センサ13に到達する所謂素抜け領域を多く含む画像を得られるため、後段の照射領域抽出回路22の精度向上が期待できる。

#### 【0040】

続く、照射領域抽出回路22による処理(ステップS803)、再構成範囲決定回路23による処理(ステップS804)、再構成回路24による処理(ステップS805)について、図2において説明したステップS202～S204と同様である。

#### 【0041】

このように実施例2によれば、投影画像の撮影方向を取得できるため、X線照射領域の抽出精度を向上でき、CT再構成範囲を安定して自動的に決定できる。

#### 【0042】

図11は実施例3によるX線撮影装置110を示し、実施例2のX線撮影装置70に対し、ディスプレイモニタ111が追加されている。

#### 【0043】

実施例2と同様に、X線ビームの放射から投影画像転送までの動作について、回転装置11を作動させながら繰り返し、異なる方向から撮影した投影画像を順次画像処理回路20に転送する。この際に、本実施例3においては、データ収集回路14が回転装置11から現在の角度情報を収集し、対応する投影画像と併せて画像処理回路20に転送する。

10

20

30

40

50

**【0044】**

図12は実施例3の処理フローチャート図である。図13はディスプレイモニタ111に表示する映像の例であり、1301は代表画像、1302はCT再構成範囲を示している。

**【0045】**

この画像処理回路20の動作を図12のフローチャート図に従って説明すると、前処理回路15で処理された図4の複数の投影画像401～40Xと、データ収集回路14で収集された角度情報を順次に受信した画像処理回路20は、撮影方向取得回路71により受信した投影画像の撮影方向を取得する(ステップS1201)。本実施例では、撮影開始時の撮影方向を予め定める方向として、受信した角度情報から投影画像の撮影方向を取得する。  
10

**【0046】**

例えば、撮影開始時の撮影方向を被検査体の右から左とする場合、角度情報が45度であれば撮影方向は右斜め前方から左斜め後方、角度情報が270度であれば撮影方向は後方から前方などという具合に取得できる。ここでは、説明を簡単にするため撮影方向を前記のように表現したが、実際には数値などを用いて無段階に表現する。

**【0047】**

次に、代表画像選択回路21により複数の投影画像の中から少なくとも1つの代表画像を選択する(ステップS1202)。代表画像の選択はステップS1201で得られた投影画像の撮影方向に基づいて行われる。本実施例3では一例として、撮影方向が後方から前方のものを代表画像として選択する。  
20

**【0048】**

次に、行われる照射領域抽出回路22による処理(ステップS1203)、再構成範囲決定回路23による処理(ステップS1204)については、実施例1で説明したステップS202、S203と同様である。続いて、画像処理回路20はステップS1202で選択した代表画像と、ステップS1204で決定したCT再構成範囲を図13に示すように重畠し、ディスプレイモニタ111に表示する(ステップS1205)。最後に、再構成回路24によるCT再構成処理(ステップS1206)を行うが、これは実施例1で説明したステップS204と同様である。

**【0049】**

このように実施例3によれば、スキャノグラフィとして一般的な正面方向の投影画像と自動的に定まるCT再構成範囲とを重畠してモニタに表示するため、撮影技師がCT再構成範囲を直感的に理解可能とする効果がある。また、単一方向の投影画像のみを用いてX線照射領域の抽出を行うため、CT再構成範囲を安定して自動的に決定できる。  
30

**【0050】**

図14は実施例4によるX線撮影装置140を示し、実施例3によるX線撮影装置110に対し、撮影方向取得回路71が除去され、再構成範囲変更回路141が追加されている。

**【0051】**

実施例3と同様に、X線ビームの放射から投影画像転送までの動作について、回転装置11を作動させながら繰り返し行い、異なる方向から撮影した投影画像を順次画像処理回路20に転送する。この際に、本実施例4においては、回転装置11から得られる角度情報は収集しない。  
40

**【0052】**

図15は実施例4の処理フローチャート図である。前処理回路15で処理された図4に示す第1フレームの投影画像401を受信した画像処理回路20は、代表画像選択回路21により無条件に投影画像401を代表画像として選択する(ステップS1501)。

**【0053】**

続いて行われる照射領域抽出回路22による処理(ステップS1502)、再構成範囲決定回路23による処理(ステップS1503)、及び代表画像とX線照射領域を表示す  
50

る処理（ステップS1504）については、図2で説明したステップS202、S203、及び図12で説明したステップS1205と同様である。

#### 【0054】

次に画像処理回路20は、ステップS1504において図13に示すディスプレイモニタ111に表示したCT再構成範囲1302について撮影技師に承認を求める（ステップS1505）。自動的に表示したCT再構成範囲1302が承認された場合は、このCT再構成範囲1302を変更せずに再構成回路24によるCT再構成処理（ステップS1507）を行い、否認された場合は再構成範囲変更回路141によりCT再構成範囲1302の変更（ステップS1506）を行った後にCT再構成処理（ステップS1507）を行う。

10

#### 【0055】

再構成範囲変更回路141によるステップS1506の処理方法については、例えば撮影技師が操作パネル19を使用して、手動でCT再構成範囲を再設定することにより、CT再構成範囲を変更する方法などが考えられる。

#### 【0056】

最後に、再構成回路24によるCT再構成処理（ステップS1507）を行うが、これは図2で説明したステップS204と同様である。

#### 【0057】

このように実施例4によれば、単一方向の投影画像のみを用いてX線照射領域の抽出を行うため、CT再構成範囲を安定して自動的に設定可能とする効果がある。また、撮影技師が自動的に設定されたCT再構成範囲を不適当であると判断した場合には手動で再設定可能であるため、CT再構成範囲の信頼性を向上させる効果があり、この場合においても始めから手動で設定する方法と比べて撮影技師の作業量を削減でき、結果としてCT撮影のスループットが向上する。

20

#### 【0058】

更に、投影画像の第1フレームを取得した後であれば、たとえ全ての画像取得即ち撮影を完了する前であっても、最終的な再構成範囲を決定することが可能なため、CT撮影のスループットは更に向上する。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0059】

30

【図1】実施例1の構成図である。

【図2】処理フローチャート図である。

【図3】CT再構成範囲決定処理フローチャート図である。

【図4】投影画像の説明図である。

【図5】代表画像の説明図である。

【図6】CT画像の説明図である。

【図7】実施例2の構成図である。

【図8】処理フローチャート図である。

【図9】撮影方向取得の処理フローチャート図である。

【図10】使用する標本パターンテーブルの説明図である。

40

【図11】実施例3の構成図である。

【図12】処理フローチャート図である。

【図13】ディスプレイモニタに表示する映像の説明図である。

【図14】実施例4の構成図である。

【図15】処理フローチャート図である。

【図16】従来技術の概要説明図である。

#### 【符号の説明】

#### 【0060】

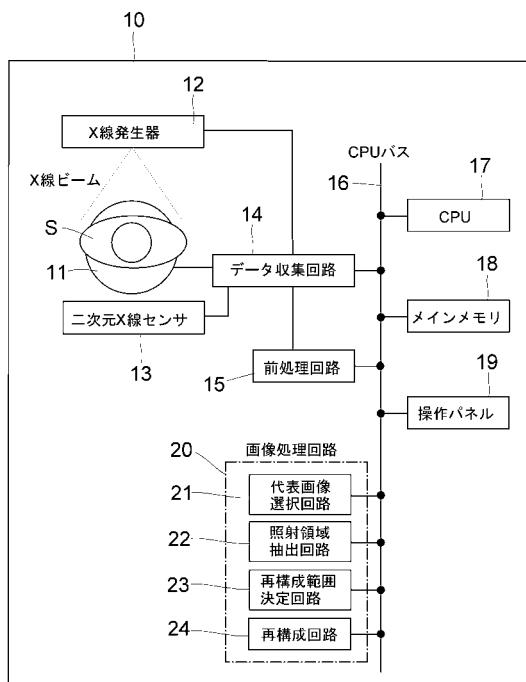
10、70、110、140 X線撮影装置

11 回転装置

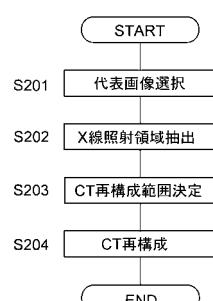
50

- 1 2 X線発生器  
 1 3 二次元X線センサ  
 1 4 データ収集回路  
 1 5 前処理回路  
 1 7 C P U  
 1 8 メインメモリ  
 1 9 操作パネル  
 2 0 画像処理回路  
 2 1 代表画像選択回路  
 2 2 照射領域抽出回路  
 2 3 再構成範囲決定回路  
 2 4 再構成回路  
 7 1 撮影方向取得回路  
 1 1 1 ディスプレイモニタ  
 1 4 1 再構成範囲変更回路
- 10

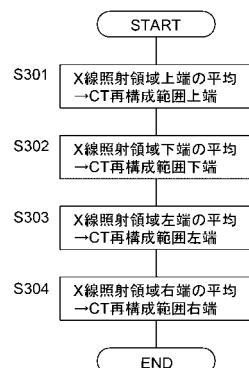
【図1】



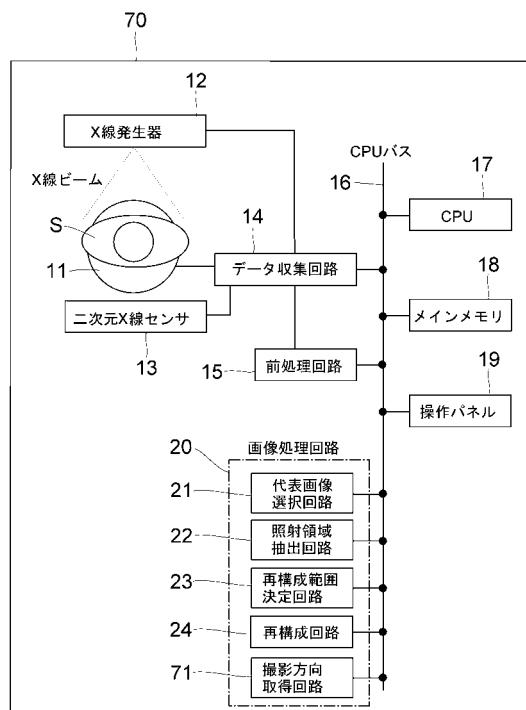
【図2】



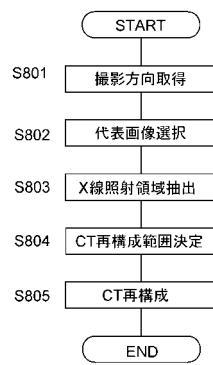
【図3】



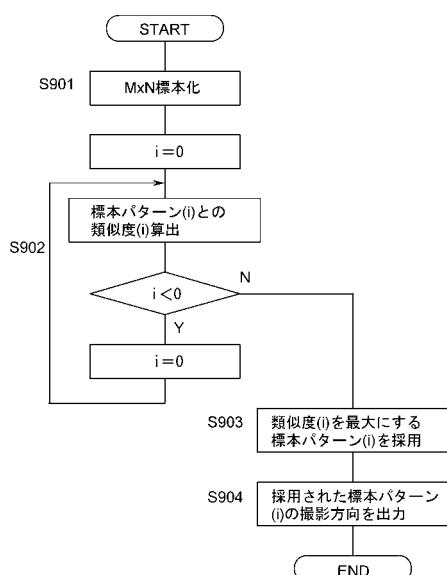
【図7】



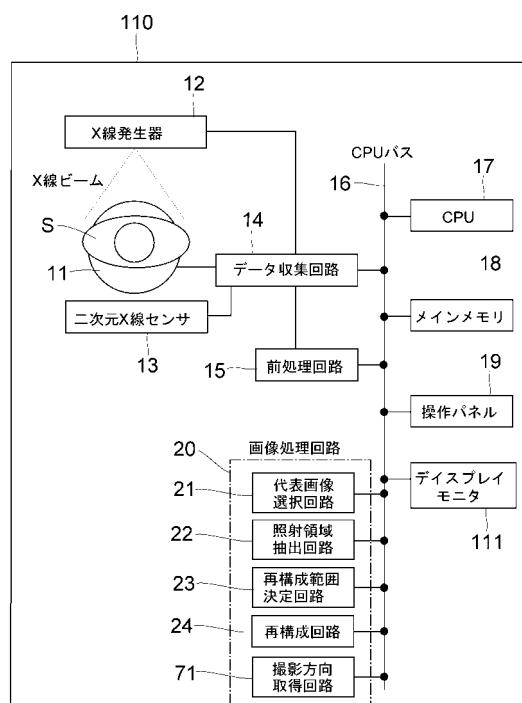
【図8】



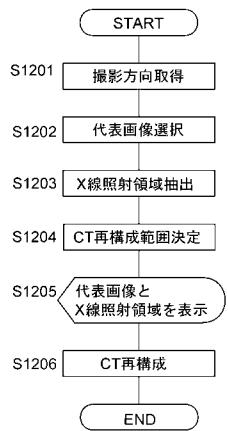
【図9】



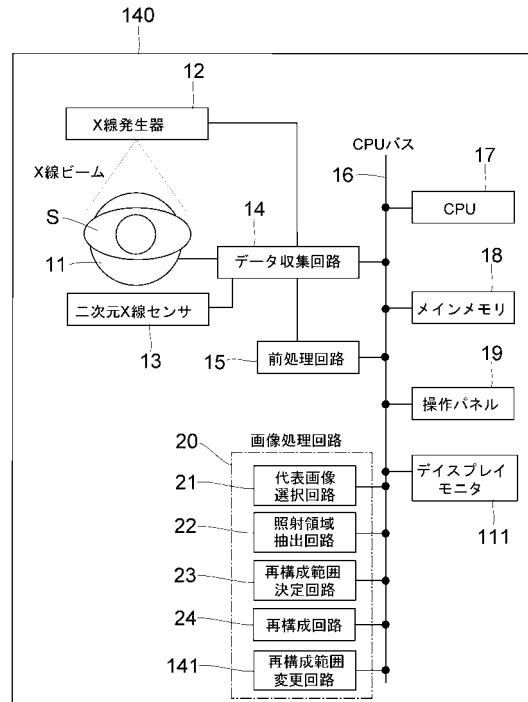
【図11】



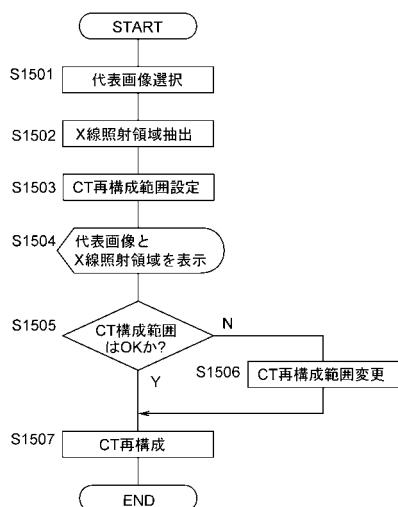
【図12】



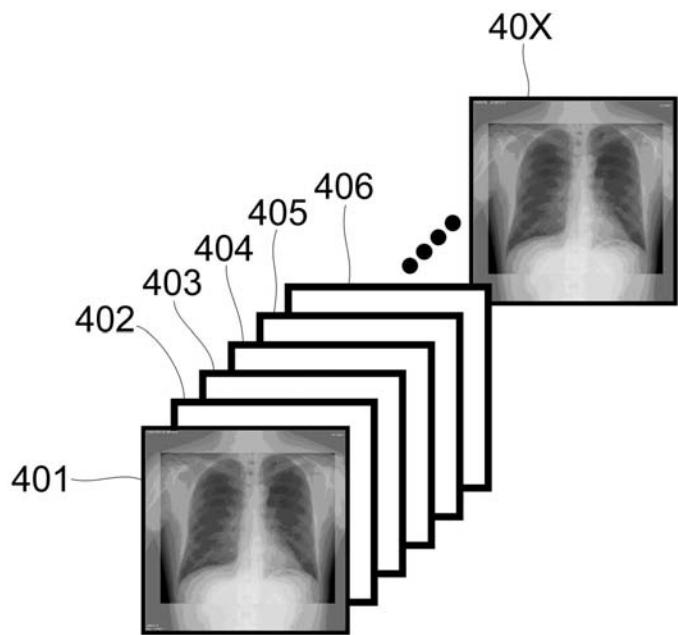
【図14】



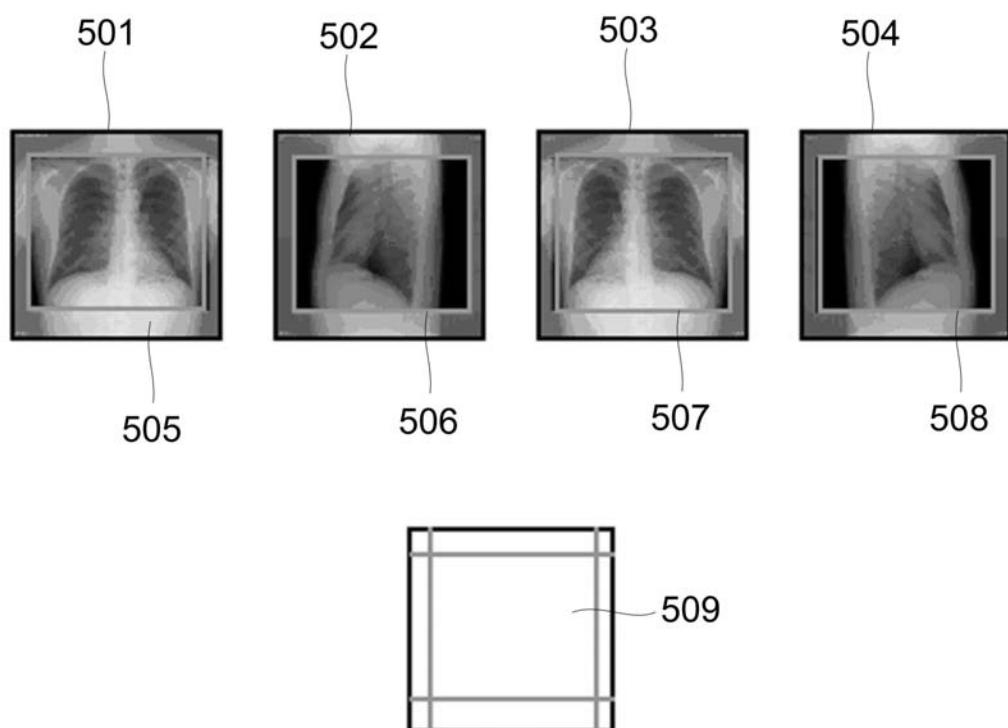
【図15】



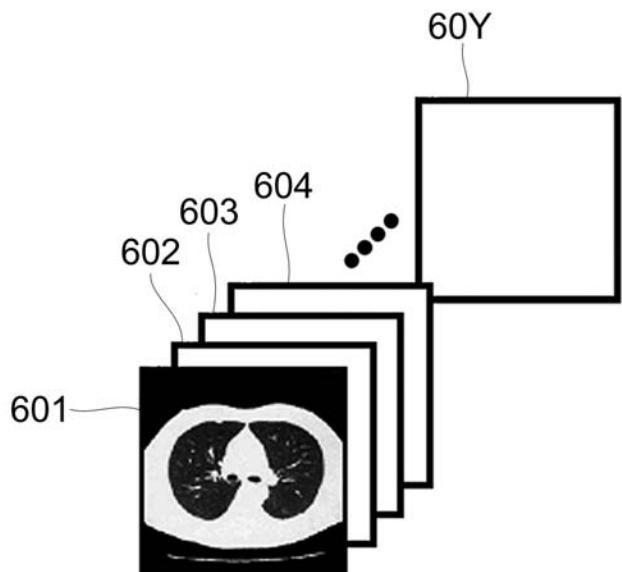
【図4】



【図5】



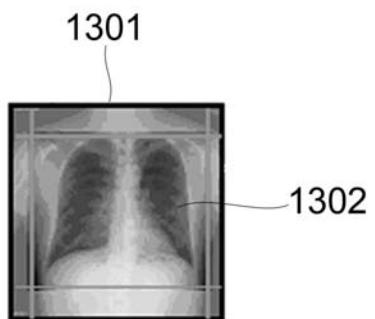
【図6】



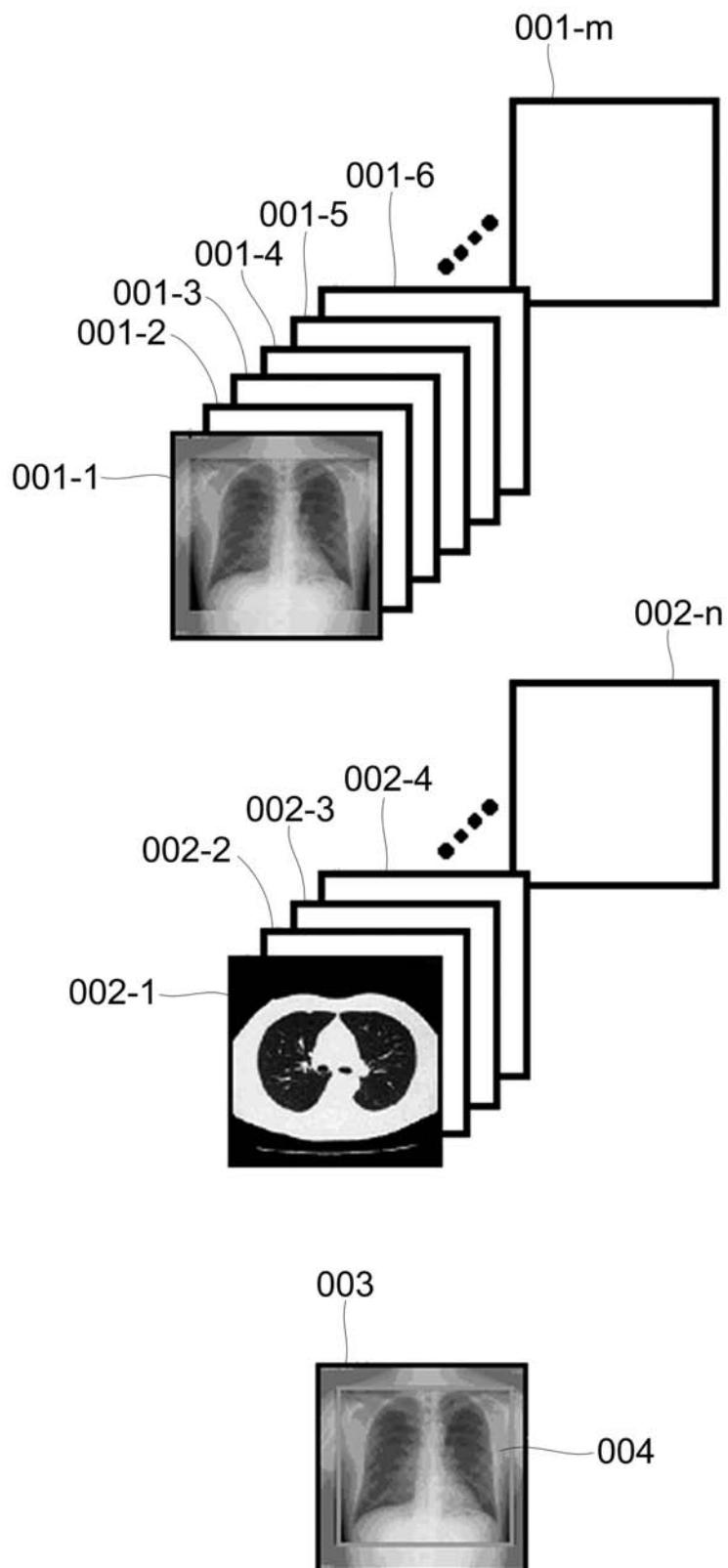
【図10】

No.	標本パターン	撮影方向
0		0.0
⋮	⋮	⋮
4		90.0
⋮	⋮	⋮
15		337.5

【図13】



【図16】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2000-316840(JP,A)

特開平11-019082(JP,A)

特開昭54-300528(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B        6 / 0 3