

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4591103号  
(P4591103)

(45) 発行日 平成22年12月1日(2010.12.1)

(24) 登録日 平成22年9月24日(2010.9.24)

(51) Int.Cl.

F I

G O 1 N 23/04 (2006.01)

G O 1 N 23/04

G O 1 B 11/24 (2006.01)

G O 1 B 11/24

A

請求項の数 7 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2005-31394 (P2005-31394)	(73) 特許権者	000005821
(22) 出願日	平成17年2月8日(2005.2.8)		パナソニック株式会社
(65) 公開番号	特開2006-220424 (P2006-220424A)		大阪府門真市大字門真1006番地
(43) 公開日	平成18年8月24日(2006.8.24)	(74) 代理人	100109667
審査請求日	平成19年12月19日(2007.12.19)		弁理士 内藤 浩樹
		(74) 代理人	100109151
			弁理士 永野 大介
		(74) 代理人	100120156
			弁理士 藤井 兼太郎
		(72) 発明者	東 昇
			愛媛県東温市南方2131番地1 松下寿
			電子工業株式会社内
		(72) 発明者	大内 一生
			愛媛県東温市南方2131番地1 松下寿
			電子工業株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線CT検査装置及びX線CT検査方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

電子基板に搭載される被検体を透過した透過X線像を用いて被検体の断層画像を生成するX線CT検査装置であって、

前記被検体にX線を照射する手段と、

前記被検体を透過したX線を計測する手段と、

前記X線計測手段により計測したX線データを用いて前記被検体の断層画像の画像再構成を行う手段と、

前記電子基板上の被検体の表面形状データを計測する手段と、

前記電子基板内の異なる2領域以上の表面形状データから、前記断層画像の基準面となる基板近似平面を決定する手段と、

を備え、

前記決定した基板近似平面を基準に、前記画像再構成手段により画像化する領域を決定することを特徴とするX線CT検査装置。

【請求項2】

前記画像再構成手段により画像化する領域は、前記基準平面を1底面として構成して、前記被検体を包含する画像再構成領域を直方体とすることを特徴とする請求項1に記載のX線CT検査装置。

【請求項3】

前記近似平面を決定する手段は、前記電子基板上の表面形状データを用いて近似平面を決

10

20

定することを特徴とする請求項 1 に記載の X 線 CT 検査装置。

【請求項 4】

前記近似平面を決定する手段は、前記電子基板上の異なる位置の 3 領域から近似平面を決定することを特徴とする請求項 1 に記載の X 線 CT 検査装置。

【請求項 5】

前記表面形状データを計測する手段は、三角測量法によって計測することを特徴とする請求項 1 に記載の X 線 CT 検査装置。

【請求項 6】

電子基板に搭載される被検体を透過した透過 X 線像を用いて被検体の断層画像を生成する X 線 CT 検査方法であって、

前記被検体に X 線を照射し、

前記被検体を透過した X 線を計測し、

前記透過した X 線を計測して得られる X 線データを用いて前記被検体の断層画像の画像再構成を行うとともに、

前記電子基板上の被検体の表面形状データを計測し、

前記電子基板内の異なる 2 領域以上の表面形状データから、前記断層画像の基準面となる基板近似平面を決定し、

前記決定した基板近似平面を基準に、前記画像再構成を行って画像化する領域を決定することを特徴とする X 線 CT 検査方法。

【請求項 7】

前記画像再構成を行って画像化する領域は、前記基準平面を 1 底面として構成して、前記被検体を包含する画像再構成領域を直方体とすることを特徴とする請求項 6 に記載の X 線 CT 検査方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、X 線 CT (Computed Tomography) 検査装置及び X 線 CT 検査方法に関するものであり、特に X 線投影データから画像再構成処理により断層像を得る画像再構成処理に関するものである。

【背景技術】

【0002】

実装基板の製造ラインでは、CCD カメラやレーザーセンシングにより電子基板の画像や表面データを計測し、その計測した画像データから、プリント基板上の電子部品やはんだの状態を認識し、その良否を判定する外観検査装置が一般的に用いられ、製品の品質保証などに用いられている。しかし近年実装されている BGA (Ball Grid Array) や CSP (Chip Size Package) 等の電子部品は、はんだと基板の接合部が部品パッケージの下部に設けられているため、CCD カメラやレーザーを用いた外観検査装置では、そのはんだ接合状態を計測することができず、品質保証が困難となっている。

【0003】

これに対し、部品下部に隠れた半田の接合状態を検するため、X 線検査装置の適用が検討されている。X 線検査装置は、大きく透過型と CT 型の 2 つの方式がある。一般に、透過装置は、リアルタイム撮影が可能で操作も容易であるなどの特徴をもつが、その反面、基板の表裏に部品が存在する場合その分離が行えない等の一般的な欠点を有する。一方 CT 装置は、多大な撮像時間や画像再構成時間を要する欠点を有するが、断層像を得られることから正確な検査を行うことが可能であるといった特徴をもつ。

【0004】

CT 型においては、高速な撮像・画像化を可能とするラミノグラフィ方式などが開発されている。ラミノグラフィ方式では、断層面の位置を予め決定し、その断面のみの断層像を得るが、撮像対象となる電子基板においては、諸要因から基板歪が含まれているため、

10

20

30

40

50

予め断層面を固定的に設定した場合、基板の歪量だけ撮像位置がずれてしまい、検査で必要な部位の断層像を得ることができない。本問題を解決する方法として、予め撮影対象となる基板の形状データ（高さデータ）を計測し、このデータから、被検体の位置と高さを決定し、断層像を撮像する方法が特許文献1に示されている。

【特許文献1】特開2003-240736号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、前記従来の構成では、予め計測したデータから、被検体の高さ座標（Z値）と平面座用（X，Y）を決定し、これをもとに撮像する断層位置を決定するために、被検体が高さ方向に平行移動している場合には、目的とする断層像が得られるが、被検体に傾きが発生していたる場合、撮像した断層像においては撮影目的とする被検体の全部位が含まれないという課題を有している。例えば、BGA部品のはんだボールと基板面の接合位置を撮像したいとする場合、スライス分解能以上にBGA部品に傾きがある場合、すべてのボール接合面が1つの断層像に含まれなくなる。一般に実装基板は歪を有しており、傾きを有している。このため目的とする断層像を容易に得ることができない。

【0006】

また、本発明が目的の対象とするX線CT装置においては、上記従来の構成を適用した場合、目的とする画像再構成領域を、基板の傾き（図6-600）の最大値を考慮し、その全空間（図6-620）に対する画像再構成を行う必要があるため、本来必要な空間（図6-610）に対して不必要な領域の画像再構成処理が必要とる、このため膨大な計算量が発生する画像再構成処理において、最適な演算を行う場合に比べ、余分な時間と資源を費やさなければならないという課題を有している。

【0007】

本発明では、前記従来の課題を解決するもので、X線CT検査装置の画像再構成処理において、被検体の傾きがある場合にも、最小限の画像再構成領域を設けることができ、画像再構成時間の短縮化を図ることを目的とする。また、画像マトリクスに対して、被検体を平行に配置することで、その後の各種画像処理時間の高速化を図ることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

前記従来の課題を解決するために、本発明のX線CT検査装置は、電子基板に搭載される被検体を透過した透過X線像を用いて被検体の断層画像を生成するX線CT検査装置であって、前記被検体にX線を照射する手段と、前記被検体を透過したX線を計測する手段と、前記X線計測手段により計測したX線データを用いて前記被検体の断層画像の画像再構成を行う手段と、前記電子基板上の被検体の表面形状データを計測する手段と、前記電子基板内の異なる2領域以上の表面形状データから、前記断層画像の基準面となる基板近似平面を決定する手段と、を備え、前記決定した基板近似平面を基準に、前記画像再構成手段により画像化する領域を決定することを特徴としたものである。

【0009】

また、本発明のX線CT検査方法は、電子基板に搭載される被検体を透過した透過X線像を用いて被検体の断層画像を生成するX線CT検査方法であって、前記被検体にX線を照射し、前記被検体を透過したX線を計測し、前記透過したX線を計測して得られるX線データを用いて前記被検体の断層画像の画像再構成を行うとともに、前記電子基板上の被検体の表面形状データを計測し、前記電子基板内の異なる2領域以上の表面形状データから、前記断層画像の基準面となる基板近似平面を決定し、前記決定した基板近似平面を基準に、前記画像再構成を行って画像化する領域を決定することを特徴としたものである。

【発明の効果】

【0010】

本発明のX線CT検査装置及びX線CT検査方法によれば、X線CT装置の画像再構成処理において、基板の傾きがある場合にも、必要最小限の画像再構成領域を設定するのみ

10

20

30

40

50

で、画像再構成の際のデータ計算量を削減するとともに、目的とする領域の画像を的確に、かつ高速に得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下に、本発明のX線CT検査装置及びX線CT検査方法の実施の形態を図面とともに詳細に説明する。

【実施例1】

【0012】

まず図1において、本発明を実施するシステムブロック図の一例を示す。

【0013】

本発明のX線CT検査装置は、基板補正マークや基板の高さを予め計測する外観データ計測システムとコーンビームX線CTシステムが1つのシステムとして有するX線CT検査装置のブロック図の一例である。

【0014】

X線CT検査装置は、(1)外観データ計測やX線データ計測において用いる予め登録されている検査データを読み込む検査データ入力部110、(2)被検体129に対しレーザーユニット122によりレーザーを出力し、その反射光を計測するレーザー反射光受光センサ123からなる外観データ計測部121と、コーンビームX線CTの画像再構成原理に基づいて、コーンビームX線を照射するX線源126と、被検体129を透過したX線を計測するセンサ127からなるX線データ計測部125を有する計測部120、(3)外観データ計測部121に対してレーザー出力制御・位置制御・非検査対象の位置制御・タイミング制御等を行う外観データ計測制御部131と、X線出力制御・コーンビームCTデータを計測するための各種位置制御・タイミング制御等を行うX線データ計測制御部132、を有する計測制御部130、(4)検査データ入力部110によって読み込まれた検査データを記憶する検査データ記憶部141、外観データ計測部121によって計測した計測データを記憶する外観計測データ記憶部142、外観計測データ記憶部142にあるデータを用いて生成された外観画像データを記憶する外観画像記憶部143、X線データ計測部125において計測した投影データを記憶するX線計測データ記憶部144、X線計測データ記憶部144にある投影データから画像再構成処理により生成したCT画像データを記憶するX線CT画像記憶部145、外観画像記憶部143にある画像を用いて、被検体位置付近において決定した基板近似平面の情報を記憶しておく基板近似平面情報記憶部146、を有するデータ記憶部140、(5)外観データ記憶部142に記憶された外観計測データから、表面形状画像や各種画像を生成する外観画像生成部151、X線計測データ記憶部144に記憶されたX線投影データから、画像再構成処理によりCT画像を生成するX線CT画像生成部152、外観画像記憶部143に記憶された外観画像から、検査データにおいて被検体にリンク付けされたランド情報に基づき、基板近似平面を決定する基板近似平面生成部153、を有するデータ演算部150、(6)システム全体の動作を制御するシステム制御部160、(7)各種データの入出力や、計測データ画像データ等を表示する表示部170から成る。

【0015】

次に図2に、本発明を電子基板製造ラインにおいて、電子基板のリフロー後の検査工程に適用した際の処理フローの一例を示す。

【0016】

まず検査データを読み込むステップ210においては、(1)基板の基準点の位置を決定するために、基準マークとなる対象(基準マーク)の位置(XY座標)と、この基準マークを検索する検索領域サイズと、基準マークを認識する手段を含むデータが登録された基準マーク情報と、(2)検査を行う部品(被検体)の周辺に、基板面の高さを計測する位置(XY座標)と、計測領域サイズを含むランド情報と、(3)被検体の位置(XY座標)と、被検体の形体サイズと、被検体の実装状態の良否を計測した画像データから判定する検査データと、被検体が搭載されて基板面の高さを決定するためのランド情報を

10

20

30

40

50

リンク付けするデータを含んだ部品情報、などを有する検査データを読み込む。

【 0 0 1 7 】

次に、前処理ステップ 2 2 0 において、検査装置に搬入され基板と検査データの相対位置関係を合わせるために、検査データに登録されている部品情報の位置データの補正処理を行う。

【 0 0 1 8 】

詳細には、基準マーク領域データ計測ステップ 2 2 1 において、搬入された基板に対して、検査データに登録されている基準マーク情報における位置情報と検索領域情報に基づいて画像データを計測する。次に基準マーク位置決定ステップ 2 2 2 において、計測した画像データにおいて、検索領域内の画像データに対して、検査データに登録されている基準マーク認識アルゴリズムを実行し、基準マークの認識処理を行い、基準マークの位置座標を決定する。次に検査データ位置補正ステップ 2 2 3 において、ステップ 2 2 2 において決定した基準マーク位置に基づいて補正量を決定し、その補正量に基づいて、読み込んだ検査データに登録されている全部品情報と全グランド情報中の位置座標に対して、アフィン変換処理を行い位置補正処理を行う。この際、補正マーク情報が 1 点の場合平行移動を行い、2 点の場合、平行・回転移動と拡大縮小処理を行う。

【 0 0 1 9 】

次に、基板近似平面決定ステップ 2 3 0 において、ステップ 2 2 0 において補正された検査対象部品各々に対して基板近似平面を決定する。本処理において決定する近似平面を X 線 CT における画像再構成領域の位置決定基準として用いる。基板近似平面を決定する詳細は、表面形状データ計測ステップ 2 3 1 において、検査データに登録されている検査部品情報にリンク付けされたグランド情報に基づいて、ステップ 2 2 3 で補正されたグランド X Y 座標において高さデータを計測する。次に、グランド高さ決定ステップ 2 3 2 において、計測した高さデータと X Y 座標から、基板近似平面を決定する。部品にリンク付けされているグランド情報に基づいて基板近似平面を決定する。例えばグランドリンク付け情報が 3 点の場合、その 3 点を通る平面を基板近似平面として決定する。本詳細は別途詳細に説明する。

【 0 0 2 0 】

次に、X 線 CT 装置画像計測ステップ 2 4 0 において、X 線 CT によるデータ計測を行い、必要最低限の画像再構成エリアにおいて画像を生成し、その画像に対して各種検査を実行する。その詳細は、まず画像再構成マトリクス座標決定ステップ 2 4 1 において、基板近似平面と平行な面に、画像再構成マトリクスの X Y 成分を配置し、3 次元ボリュームデータを再構成する場合、基板平面と垂直方向に画像再構成マトリクスの Z 成分を配置したマトリクス座標を設定する。画像マトリクスにおける 1 つのボクセルは、予め設定された画素分解能にしたがってサイズが決定され、X Y Z サイズは、検査データに登録されている画像分解能サイズを設定する。

【 0 0 2 1 】

次に X 線 CT データ計測ステップ 2 4 2 において、被検体に対してコーンビーム CT の撮像原理により、被検体の投影データを多方向から計測する。

【 0 0 2 2 】

最後に、画像再構成ステップ 2 4 3 において、ステップ 2 4 1 において決定した画像再構成マトリクスに対して、画像再構成処理を行い X 線 CT 画像データを生成する。

【 0 0 2 3 】

図 3 において、図 1 における各種外観データを計測するためのセンサの一実施例を示す。本センサは、三角測量の原理に基づいて被検体の表面形状データおよび輝度データを計測する一例である。本装置は、レーザーユニット 3 1 0 からレーザー光 3 2 0 を被検体 3 3 0 に照射し、被検体 3 3 0 からの反射光を P S D (Position Sensitive Detector) センサ (3 4 0) で受光する。三角測量の原理から、レーザーの照射座標、被検体上の計測座標 (サンプリング座標)、センサにおける信号受信座標により、サンプリング点における高さが決定される。例えば、被検体 3 3 0 が存在する場合、レーザー光 3 2 0 はポイン

10

20

30

40

50

ト 3 5 0 で反射し、集光レンズ 3 7 0 を通り、その反射光 3 5 1 は P S D 3 4 0 におけるポイント 3 5 2 へ到達する。これに対し、被検体 3 3 0 が存在しない場合、照射されたレーザー光 3 2 0 はポイント 3 6 0 で反射し、その反射光 3 6 1 は集光レンズ 3 7 0 を通り、P S D 3 4 0 におけるポイント 3 6 2 へ到達する。

#### 【 0 0 2 4 】

このように、サンプリング座標における高さ ( Z ) の違いにより、P S D センサが受光する位置が異なる。P S D は受光位置に応じた 2 つの信号を出力するセンサであり、この 2 つの信号を ( 式 1 ) に基づいて計算することによりサンプリング座標における高さを決定することができる。また図 3 においては、簡略化のため投光光学系および受光光学系の記載を省略しているが、これらが組み込まれた場合においても、計測原理は同様である。

10

#### 【 0 0 2 5 】

本センサにおいて、任意領域の表面形状データを計測するためには、本制御系を固定したまま被検体を X Y 平面内で平行移動させて信号計測を繰り返し行うか、あるいは被検体を固定しサンプリング座標点を平行移動させることによって、2 次元領域における表面形状データを計測することが可能となる。このとき計測した表面形状データは、2 次元マトリクスに格納され、その画素値が、各サンプリング点における高さを表す。以下高さ画像と記述する。

#### 【 0 0 2 6 】

また本装置において、P S D センサの 2 つの出力端子から出力される 2 つの信号データ  $I a ( x , y )$  と  $I b ( x , y )$  を足し合わせるにより、受光光量を反映した輝度データを生成することができる ( 輝度画像 )。これを ( 式 2 ) に示す。本輝度画像は、ステップ 1 2 0 の基準マーク位置座標認識処理などに適用する。

20

#### 【 0 0 2 7 】

$$H ( x , y ) = I a ( x , y ) / ( I a ( x , y ) + I b ( x , y ) ) \cdots ( 式 1 )$$

但し、 $H ( x , y )$  は、任意座標 ( x , y ) における表面形状データ

$I a ( x , y )$  は、任意座標 ( x , y ) における P S D の出力信号値 1

$I b ( x , y )$  は、任意座標 ( x , y ) における P S D の出力信号値 2

$$B ( x , y ) = I a ( x , y ) + I b ( x , y ) \cdots ( 式 2 )$$

但し、 $B ( x , y )$  は、検査面座標 ( x , y ) における輝度値

30

$I a ( x , y )$  は、検査面座標 ( x , y ) における P S D の出力信号値 1

$I b ( x , y )$  は、検査面座標 ( x , y ) における P S D の出力信号値 2

なお、上記では、レーザー三角測量を用いた形状データ計測方法を示したが、その他形状データ計測においては、レーザー変位計を用いたり、C C D カメラや X 線によるステレオ計測により基板面の高さを計測してもよい。ステレオ法の場合、基板上面の回路パターンの位置を画像処理により求め、その回路パターンの高さを基板面高さとして決定してもよい。

#### 【 0 0 2 8 】

図 4、図 5 において、図 3 のセンサを用いて計測した外観画像から、被検体座標における基板近似平面を決定し、X 線 C T において画像再構成を行う再構成エリアを決定する一例を示す。

40

#### 【 0 0 2 9 】

まず検査データにおいて図 1 ステップ 2 1 0 で示したが、検査データにおいては、検査を行う部品 ( 被検体 ) の周辺に基板面の高さを計測する位置 ( X Y 座標 ) と領域サイズを含むグランド情報と、被検体の位置 ( X Y 座標 ) やサイズの形体データと、その部品の底面高さを決定するためのグランド情報をリンク付けするデータを含む部品情報が含まれている。

#### 【 0 0 3 0 】

基板近似平面を決定するため、被検体 4 0 0 の高さを決定するためにリンク付けするグ

50

ランド情報を被検体 400 に対して 3 点 (413, 414, 415) 登録する。通常の場合、基板高さを決定するためのランド 413、414、415 は、レーザー反射光が安定している回路パターン 411、412 上に設定する。各ランドにおける高さの決定は、ランド領域内において、輝度画像の値が高い画素 (ランド候補画素) を決定し、そのランド候補画素における高さ画像の画素値の平均を求め、これをランド候補座標重心 (X, Y) における基板高さ (Z) として決定する。そして決定したランド 413, 414, 415 の座標 (X, Y, Z) から、この 3 点を通る平面を算出し、この平面を被検体における基板近似平面 420 として決定する。3 点を通る平面は、(式 3) により平面の法線ベクトルを決定し、(式 4) の平面の方程式を用いて決定する。

【0031】

10

$$V = (p_1 - p_2) \times (p_3 - p_2) \cdots \text{(式 3)}$$

但し、V は、法線ベクトル、p1 は、座標 (p1x, p1y, p1z)、p2 は、座標 (p2x, p2y, p2z)、p3 は、座標 (p3x, p3y, p3z)、× は、外積を表す。

$$Ax + By + Cz + d = 0 \cdots \text{(式 4)}$$

そして (式 4) にて決定した基板近似平面 420 を基準に、X 線 CT において画像再構成を行う再構成マトリクス 430 の座標を決定する。具体的には、画像再構成マトリクス 430 の XY 座標を、基板近似平面 420 と平行にし、Z 座標を基板近似平面の法線方向に配置する。

20

【0032】

即ち、画像再構成して画像化する領域は、基準平面を 1 底面として構成して、検査する電子基板上の被検体を包含する画像再構成領域を直方体とすることにより、必要最小限の範囲で画像再構成を行うことができる。

【0033】

この画像再構成マトリクスに対して、コーンビーム CT における画像再構成演算を行い、CT 画像を生成する。

【0034】

30

上記においては、被検体にリンク付けされるランド情報のリンク付け数が 3 点の場合を示したが、2 点の場合も簡略的に行うことができる。2 点の場合の基板近似平面決定の一例を図 5 において示す。決定したランド座標 510 (p1) とランド座標 520 (p2) において、XY 平面にそれぞれ垂線をおろした交点 511 (p1s)、あるいは 521 (p2s) の 1 つを決定し、前記ランド座標 510、520 と決定した交点 (511 あるいは 521) の作る平面と垂直で、かつランド座標 (510、520) を結んだ線分を通る平面を基板近似平面として決定する。近似平面の法線ベクトルを決定する式を (式 5) に示す。

【0035】

40

$$V = (p_2 - p_1) \times (p_{1s} - p_1) \times (p_2 - p_1) \cdots \text{(式 5)}$$

但し、V は法線ベクトル、p1 は、座標 (p1x, p1y, p1z)、p2 は、座標 (p2x, p2y, p2z)、p1s は、座標 (p1x, p1y, 0)、× は、外積を表す。

【産業上の利用可能性】

【0036】

本発明にかかる X 線 CT 検査装置は、画像再構成の計算範囲を必要最小限に設定することができることから、X 線 CT 検査装置における再構成時間を高速化する用途において適している。

【0037】

50

また本発明にかかるX線CT検査装置は、基板近似平面を基準に画像再構成範囲を決定することから、基板上に存在する被検体に対して、ユーザーが欲とする領域のデータを的確に画像化することができることから、被検体の位置を意識することなく高精度な位置決めを実現する機能として有用であり、操作性を容易にすることに適している。

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図1】本発明の実施例1におけるX線CT検査装置のブロック図

【図2】本発明の実施例1におけるX線CT検査装置の処理フロー図

【図3】本発明の実施例1におけるX線CT検査装置の外観データ計測部を模式的に説明するための構成図

10

【図4】本発明の実施例1におけるX線CT検査装置の基板近似平面決定を説明するための概念図

【図5】本発明の実施例1におけるX線CT検査装置のグランド情報が2点の場合の基板近似平面決定を説明するための概念図

【図6】従来のX線CT検査装置の画像撮影位置設定方法を説明するための概念図

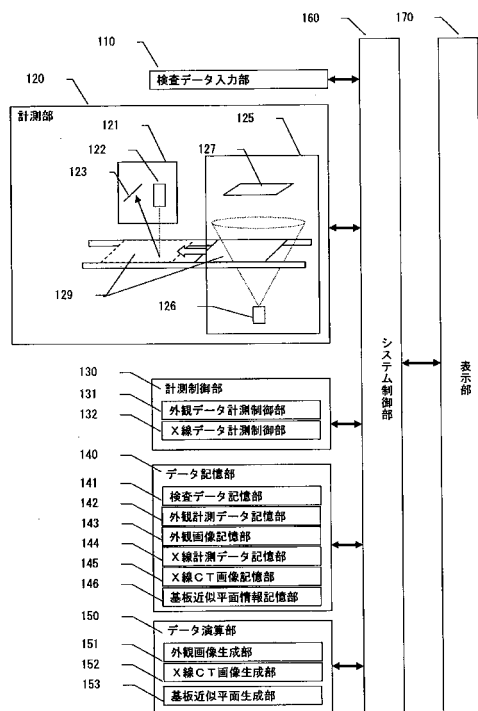
【符号の説明】

【0039】

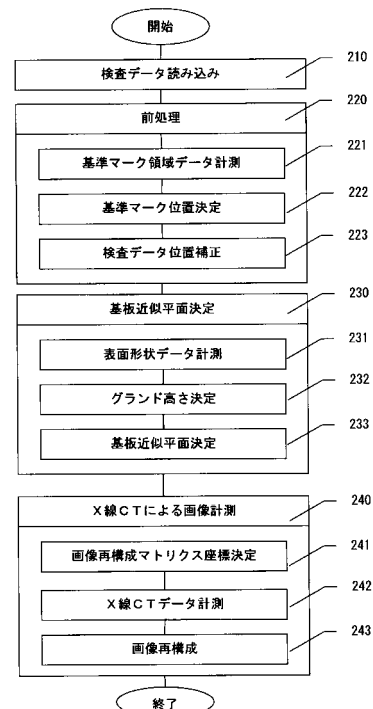
- 121 外観データ計測部
- 122 レーザーユニット
- 123 レーザー反射光受光センサ
- 125 X線データ計測部
- 126 X線源
- 127 X線センサ
- 129 被検体

20

【図1】

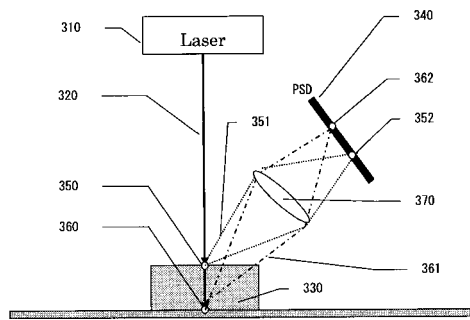


【図2】

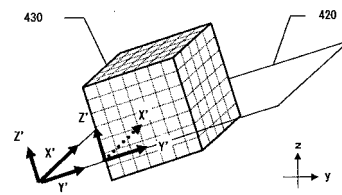
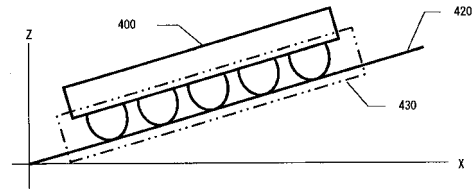
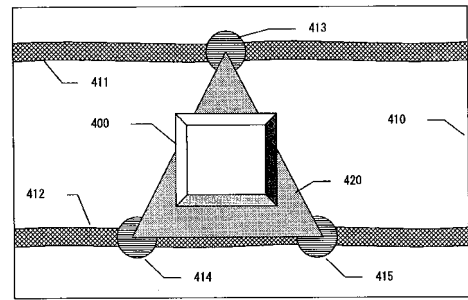




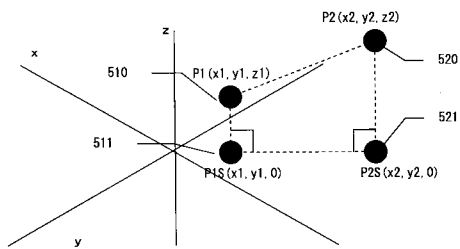
【図 3】



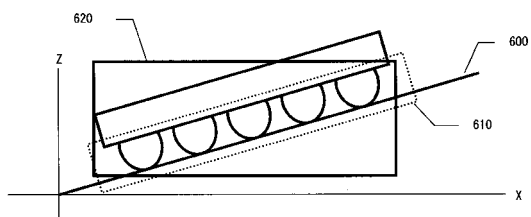
【図 4】



【図 5】



【図 6】



---

フロントページの続き

(72)発明者 友保 和彦

愛媛県東温市南方2131番地1 松下寿電子工業株式会社内

審査官 鹿戸 俊介

(56)参考文献 特開平06-018450(JP,A)

特開2002-200073(JP,A)

特開2004-037222(JP,A)

特開平06-018451(JP,A)

実開昭58-153807(JP,U)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14

G01N 23/00 - 23/227

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)

G01B 11/24