

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7076965号

(P7076965)

(45)発行日 令和4年5月30日(2022.5.30)

(24)登録日 令和4年5月20日(2022.5.20)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B	6/00	(2006.01)	A 6 1 B	6/00	3 7 0
A 6 1 B	34/20	(2016.01)	A 6 1 B	6/00	3 9 0 A
G 0 1 B	15/00	(2006.01)	A 6 1 B	34/20	
G 0 6 T	1/00	(2006.01)	G 0 1 B	15/00	A
G 0 6 T	3/00	(2006.01)	G 0 6 T	1/00	2 9 0 B

請求項の数 11 (全23頁) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2017-152423(P2017-152423)
 (22)出願日 平成29年8月7日(2017.8.7)
 (65)公開番号 特開2019-30417(P2019-30417A)
 (43)公開日 平成31年2月28日(2019.2.28)
 審査請求日 令和2年7月8日(2020.7.8)

(73)特許権者 594164542
 キヤノンメディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74)代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74)代理人 100103034
 弁理士 野河 信久
 (74)代理人 100075672
 弁理士 峰 隆司
 (74)代理人 100153051
 弁理士 河野 直樹
 (74)代理人 100179062
 弁理士 井上 正
 (74)代理人 100189913
 鷓飼 健

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 X線診断装置、画像処理装置及び角度計測用具

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

天板上に載置された被検体に照射するX線を発生するX線発生部と、
 前記被検体の近傍で前記天板の載置面に略平行な第1平面上に、互いに規定間隔を空けて
 複数のマーカが配置された第1配置手段と、
 前記被検体及び前記マーカを透過したX線を検出するX線検出器と、
 前記X線発生部及び前記X線検出器を回転可能に保持する保持手段と、
 前記X線検出器の出力に基づいて、前記被検体と前記マーカとのX線画像を生成する画像
 生成手段と、
 前記X線画像から3つ以上のマーカを検出するマーカ検出手段と、
 前記3つ以上のマーカの検出結果に基づいて、前記検出結果に含まれる前記3つ以上のマ
 ーカを結んだ線分が構成する形状の歪みと前記線分の長さにより、前記X線画像の撮像角
 度を導出する導出手段と、
 を具備するX線診断装置。

【請求項2】

天板上に載置された被検体に照射するX線を発生するX線発生部と、
前記被検体の近傍で前記天板の載置面に略平行な第1平面上に、互いに規定間隔を空け
て複数のマーカが配置された第1配置手段と、
前記被検体及び前記マーカを透過したX線を検出するX線検出器と、
前記X線発生部及び前記X線検出器を回転可能に保持する保持手段と、

前記 X 線検出器の出力に基づいて、前記被検体と前記マーカとの X 線画像を生成する画像生成手段と、

前記 X 線画像から 3 つ以上のマーカを検出するマーカ検出手段と、

前記 3 つ以上のマーカの検出結果に基づいて、前記 X 線画像の撮像角度を導出する導出手段と、

を具備し、

前記第 1 配置手段は、

前記天板と前記被検体との間に配置されたフレームと、

前記フレームに固定的に保持され、前記被検体の重みを受ける固定板と、

前記固定板と前記天板との間に介在して前記フレームに移動可能に保持され、前記複数のマーカが配置されたマーカ板と

を備えた X 線診断装置。

【請求項 3】

前記導出手段は、前記 3 つ以上のマーカの検出結果と、前記複数のマーカの位置と撮像角度とを予め設定した設定情報とに基づいて、前記 X 線画像の撮像角度を導出する、請求項 1 又は請求項 2 に記載の X 線診断装置。

【請求項 4】

天板上に載置された被検体に照射する X 線を発生する X 線発生部と、

前記被検体の近傍で前記天板の載置面に略平行な第 1 平面上に、互いに規定間隔を空けて複数のマーカが配置された第 1 配置手段と、

前記被検体及び前記マーカを透過した X 線を検出する X 線検出器と、

前記 X 線発生部及び前記 X 線検出器を回転可能に保持する保持手段と、

前記 X 線検出器の出力に基づいて、前記被検体と前記マーカとの X 線画像を生成する画像生成手段と、

前記 X 線画像から 3 つ以上のマーカを検出するマーカ検出手段と、

前記 3 つ以上のマーカの検出結果に基づいて、前記 X 線画像の撮像角度を導出する導出手段と、

前記被検体の近傍で前記被検体を介して前記第 1 配置手段に対向して設けられ、前記第 1 平面上に略平行な第 2 平面上に、互いに規定間隔を空けて複数のマーカが配置された第 2 配置手段と、

を具備する X 線診断装置。

【請求項 5】

前記第 1 配置手段に配置された複数のマーカと、前記第 2 配置手段に配置された複数のマーカとは互いに略同一のサイズを有しており、

前記マーカ検出手段は、前記 X 線画像内のマーカのサイズに基づいて、前記第 1 平面上の 3 つ以上のマーカと、前記第 2 平面上の 3 つ以上のマーカとを区別して検出する、請求項 4 に記載の X 線診断装置。

【請求項 6】

前記導出手段は、

前記第 1 平面上のマーカの検出結果に基づいて、前記 X 線画像の第 1 の撮像角度を導出し、

前記第 2 平面上のマーカの検出結果に基づいて、前記 X 線画像の第 2 の撮像角度を導出し、

前記第 1 の撮像角度と前記第 2 の撮像角度とを平均することにより、前記 X 線画像の撮像角度を導出する、請求項 4 又は請求項 5 に記載の X 線診断装置。

【請求項 7】

被検体と前記被検体の近傍で互いに規定間隔を空けて第 1 平面上に配置された複数のマーカと前記第 1 平面上に略平行な第 2 平面上に互いに規定間隔を空けて配置された複数のマーカとを撮像して得られた X 線画像を記憶する記憶手段と、

前記 X 線画像から 3 つ以上のマーカを検出するマーカ検出手段と、

前記 3 つ以上のマーカの検出結果に基づいて、前記 X 線画像の撮像角度を導出する導出手段と、

10

20

30

40

50

を具備し、

前記マーカ検出手段は、前記 X 線画像内のマーカのサイズに基づいて、前記第 1 平面上の 3 つ以上のマーカと、前記第 2 平面上の 3 つ以上のマーカとを区別して検出し、

前記導出手段は、

前記第 1 平面上のマーカの検出結果に基づいて、前記 X 線画像の第 1 の撮像角度を導出し、

前記第 2 平面上のマーカの検出結果に基づいて、前記 X 線画像の第 2 の撮像角度を導出し、

前記第 1 の撮像角度と前記第 2 の撮像角度とを平均することにより、前記 X 線画像の撮像角度を導出する、

画像処理装置。

【請求項 8】

X 線診断装置の天板と被検体との間に介在して配置されるフレームと、

前記フレームに固定的に保持され、前記被検体の重みを受ける固定板と、

前記固定板と前記天板との間に介在して前記フレームに移動可能に保持され、互いに規定間隔を空けて 3 つ以上のマーカが配置されたマーカ板と、

を具備し、

前記フレームは、内周側に 2 つの溝を有する 4 つの板状部材により構成されており、前記 2 つの溝のうち、前記被検体に近い方の溝で前記固定板を保持し、前記天板に近い方の溝で前記マーカ板を保持し、

前記固定板は、X 線を透過させる材料で構成されており、

前記マーカ板は、X 線を透過させる材料で構成されており、前記固定板と前記天板との間に介在して前記フレームに移動可能に保持される板状部材であり、

前記マーカは、前記 X 線診断装置により前記被検体と当該マーカとを撮像して得られた X 線画像から識別可能な X 線吸収性の材料で構成されたものであり、

前記 X 線画像の撮像角度を導出するために用いられる、角度計測治具。

【請求項 9】

前記マーカ板は、前記固定板と略同一面積の略四角形状を有し、

前記フレームは、前記マーカ板の短辺又は長辺の方向に沿って前記マーカ板を移動可能且つ着脱可能に保持する、請求項 8 に記載の角度計測治具。

【請求項 10】

前記マーカ板は、前記固定板より小さい面積の長方形形状を有し、

前記フレームは、前記マーカ板の短辺の方向に沿って前記マーカ板を移動可能に保持する、請求項 8 に記載の角度計測治具。

【請求項 11】

前記フレームに基端部が取り付けられた支柱と、

前記マーカ板に対向配置されて前記支柱の先端部に一端が取り付けられ、前記マーカ板に略平行な方向に長手方向を有する棒状部材と、

前記マーカ板に対向配置されて前記棒状部材の他端に取り付けられ、前記マーカ板に略平行な平面上に、互いに規定間隔を空けて 3 つ以上のマーカが配置されたマーカ配置部材とを備えた請求項 8 乃至請求項 10 のいずれか一項に記載の角度計測治具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、X 線診断装置、画像処理装置及び角度計測治具に関する。

【背景技術】

【0002】

例えば、脊椎の外科手術や脳外科手術の術前には、CT (Computed Tomography) や MRI (Magnetic Resonance Imaging) で患部付近の 3 次元データが収集され、ニードル等のデバイスを患部に穿刺する方向と深さを含む治療計画が立案される。患部である脊椎や頭部には多くの神経が走っているため、穿刺の方向や深さには、数ミリメートルの精度が求められる。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 3 】

治療計画の立案後、術中には、例えば循環器用の X 線診断装置により、寝台の天板上に載置された被検体の患部付近が撮像され、X 線画像がリアルタイムに取得される。術中の穿刺の場面では、X 線診断装置は、治療計画の 3 D ボリュームデータ及び計画線と、リアルタイムの X 線画像とをディスプレイ上に合成表示する。

【 0 0 0 4 】

医師は、被検体の患部を目視・および X 線画像で視認し、穿刺の方向や深さを判断しながら、穿刺を行う。これに伴い、X 線診断装置は、操作者の操作に応じて C アームを移動させて、デバイスを真上又は真横から撮像する角度から患部付近を撮像する。真上から撮像する角度の X 線画像により穿刺の方向が判断される。真横から撮像する角度の X 線画像により穿刺の深さが判断される。なお、撮像する角度は、X 線診断装置において、一般に、寝台角度と C アーム角度との相対角度（撮像角度）として検知される。撮像角度の検知については、以下に 4 つの例を示すように、X 線診断装置毎に様々な仕様（スペック）がある。

10

【 0 0 0 5 】

第 1 番目の例としては、C アームの各軸の角度を検出する角度センサを有する仕様がある。ここで、角度センサとしては、例えば、ポテンシオメータやエンコーダ等が適宜、使用可能となっている。

第 2 番目の例としては、当該角度センサが無い仕様がある。この場合、C アームの各軸周りに、C アームの角度を示す目盛が振られており、簡易的な角度が計測可能である。

20

第 3 番目の例としては、C アームと寝台とが通信する仕様がある。

第 4 番目の例としては、C アームと寝台とが通信しない仕様がある。この場合、C アームの角度が、被検体と C アームとの相対角度（撮像角度）として用いられる。

一方、赤外線を用い、デバイスの先端・方向をリアルタイムに追跡可能なナビゲーションシステムが知られている。このナビゲーションシステムは、X 線診断装置や電気メスなどの周辺機器を寝台の周りに配置した中にセットアップされて用いられる。このナビゲーションシステムは、例えば、2 点から赤外線を出力し、デバイスから反射された赤外線をカメラで検知し、三角測距法でデバイスの空間位置を特定する。しかる後、ナビゲーションシステムは、当該デバイスの画像と、術前計画の 3 D ボリュームデータとを手動で位置合わせし、得られた合成画像を表示する。このように、ナビゲーションシステムは、術中のデバイスの先端・方向をリアルタイムに追跡する。

30

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 文献 】特開 2 0 1 2 - 1 1 5 3 8 1 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

以上のような X 線診断装置は、通常は特に問題ないが、本発明者の検討によれば、ナビゲーションシステムを用いる場合と、X 線診断装置を用いる場合とについては、以下のような不都合がある。

40

【 0 0 0 8 】

ナビゲーションシステムを用いる場合、ナビゲーションシステムが高額であって保有する病院が少ないため、新規導入が困難である点で不都合がある。また、ナビゲーションシステムは、位置合わせ後に、患部が動いてしまうと、手動で位置合わせをする必要がある点で不都合がある。また、ナビゲーションシステムは、X 線診断装置や周辺機器を配置した中に、デバイスに対して良好なカメラ視野を得られるようにセットアップする必要がある。しかしながら、術中は、X 線診断装置や周辺機器がカメラ視野に入り易い場合や、患者周りに立つ術者によって良好なカメラ視野を得られる位置にセットアップすることが困難な場合が多い点で不都合がある。カメラの位置を動かした場合には、再度位置決めが必要

50

になる、という不都合もある。

【 0 0 0 9 】

一方、X線診断装置を用いる場合、上記第2番目の例に述べたCアームに角度センサが無い仕様については、正確なCアーム角度を検知できないため、正確な撮像角度を計測できず、現在の撮像角度と、治療計画の計画線（方向）との一致を確認できない点で不都合がある。

【 0 0 1 0 】

上記第1番目の例に述べた角度センサを有する仕様についても、0度の基準がずれていて正確なCアーム角度を検知できない場合には、上記2番目の例と同様の不都合がある。

【 0 0 1 1 】

上記第3番目の例に述べたCアームと寝台とが通信する仕様については、上記第1～2番目の例と同様に、正確なCアーム角度を検知できない場合には、Cアーム角度と寝台角度との相対角度（撮像角度）も正確に計測できない点で不都合がある。

【 0 0 1 2 】

上記第4番目の例に述べたCアームと寝台とが通信しない仕様については、上記第1～2番目の例と同様の不都合に加え、寝台の天板がたわんだり、天板が起倒した場合には、Cアーム角度と寝台角度との相対角度（撮像角度）を正確に計測できない点で不都合がある。

【 0 0 1 3 】

従って、X線診断装置を用いる場合には、いずれの仕様にしても、正確なCアーム角度を検知できないことに起因して、正確な撮像角度を計測できない点で不都合がある。

【 0 0 1 4 】

目的は、角度センサの有無によらず、正確な撮像角度を計測することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 5 】

実施形態に係るX線診断装置は、X線発生部、第1配置手段、X線検出器、保持手段、画像生成手段、マーカ検出手段及び導出手段を具備する。

【 0 0 1 6 】

前記X線発生部は、天板上に載置された被検体に照射するX線を発生する。

【 0 0 1 7 】

前記第1配置手段は、前記被検体の近傍で前記天板の載置面に略平行な第1平面上に、互いに規定間隔を空けて複数のマーカが配置されている。

【 0 0 1 8 】

前記X線検出器は、前記被検体及び前記マーカを透過したX線を検出する。

【 0 0 1 9 】

前記保持手段は、前記X線発生部及び前記X線検出器を回転可能に保持する。

【 0 0 2 0 】

前記画像生成手段は、前記X線検出器の出力に基づいて、前記被検体と前記マーカとのX線画像を生成する。

【 0 0 2 1 】

前記マーカ検出手段は、前記X線画像から3つ以上のマーカを検出する。

【 0 0 2 2 】

前記導出手段は、前記3つ以上のマーカの検出結果に基づいて、前記X線画像の撮像角度を導出する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 3 】

【図1】図1は、第1の実施形態に係るX線診断装置の構成を示す模式図である。

【図2】図2は、同実施形態におけるX線診断装置の構成を示す斜視図である。

【図3】図3は、同実施形態における角度計測治具を説明するための斜視図である。

【図4】図4は、同実施形態における角度計測治具を説明するための平面図である。

【図5】図5は、図4の5-5線矢視断面図である。

10

20

30

40

50

【図 6】図 6 は、同実施形態における角度計測治具の脱着例を説明するための模式図である。

【図 7】図 7 は、同実施形態における角度計測治具の退避例を説明するための模式図である。

【図 8】図 8 は、同実施形態における角度計測治具の他の退避例を説明するための模式図である。

【図 9】図 9 は、同実施形態における動作を説明するためのフローチャートである。

【図 10】図 10 は、同実施形態における鋼球の配置の一例を説明するための模式図である。

【図 11】図 11 は、同実施形態における鋼球の配置の一例を詳細に説明するための模式図である。

10

【図 12】図 12 は、同実施形態における C アームの回転を説明するための模式図である。

【図 13】図 13 は、同実施形態における C アームの回転方向を説明するための模式図である。

【図 14】図 14 は、同実施形態における撮像角度の導出の一例を詳細に説明するための模式図である。

【図 15】図 15 は、同実施形態における設定情報の一例を示す模式図である。

【図 16】図 16 は、同実施形態の鋼球の配置の変形例を説明するための模式図である。

【図 17】図 17 は、同変形例における鋼球の配置を詳細に説明するための模式図である。

【図 18】図 18 は、同変形例における C アームの回転を説明するための模式図である。

20

【図 19】図 19 は、同変形例における C アームの回転方向を説明するための模式図である。

【図 20】図 20 は、同変形例における撮像角度の導出の一例を詳細に説明するための模式図である。

【図 21】図 21 は、同変形例における設定情報の一例を示す模式図である。

【図 22】図 22 は、第 2 の実施形態に係る画像処理装置及び X 線診断装置の構成を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0024】

以下、各実施形態について図面を用いて説明する。尚、以下の実施形態では、X 線発生部及び X 線検出器（撮像系）がその端部に装着された床置き C アームを保持部とする循環器用の X 線診断装置について述べるが、これに限定されるものではなく、例えば、保持部は天井吊りの C アームや アームであってよく、又、循環器診断と消化器診断に対応した汎用の X 線診断装置であっても構わない。また、マーカが鋼球である場合を例に挙げて述べるが、マーカとしては、鋼球に限らず、撮像された X 線画像から識別可能な X 線吸収性の材料及び形状を有する任意のものが使用可能となっている。

30

< 第 1 の実施形態 >

図 1 及び図 2 は、第 1 の実施形態に係る X 線診断装置の構成を示す模式図及び斜視図である。X 線診断装置 100 は、X 線発生部 2、X 線検出器 3、高電圧発生器 5、画像生成回路 6、ディスプレイ 7、保持装置 8、寝台部 9、機構駆動部 10、入力インタフェース 15、システム制御回路 16、画像処理装置 30 及び角度計測治具 200 を備えている。

40

【0025】

X 線発生部 2 は、角度計測治具 200 の一部及び天板マット 93 を介して、天板 91 上に載置された被検体 150 に照射する X 線を発生する。但し、天板 91 上の角度計測治具 200 の一部及び天板マット 93 は、必須ではなく、省略してもよい。X 線発生部 2 は、X 線管と、X 線管から照射された X 線に対して X 線錘（コーンビーム）を形成する X 線絞り器を備えている。X 線管は、X 線を発生する真空管であり、陰極（フィラメント）より放出された電子を高電圧によって加速させてタングステン陽極に衝突させ X 線を発生させる。X 線絞り器は、X 線管と被検体 150 の間に位置し、X 線管から照射された X 線ビームを所定の照射視野のサイズに絞り込む。なお、被検体 150 の近傍で天板 91 の載置面に

50

略平行な第 1 平面上に、互いに規定間隔を空けて複数の鋼球（マーカ）が配置された角度計測治具（第 1 配置手段）200 が設けられている。本明細書では、第 1 平面が天板 91 と被検体 150 との間に位置する場合について述べるが、これに限らず、第 1 平面が被検体 150 と X 線検出器 3 との間に位置してもよい。

【0026】

X 線検出器 3 は、被検体 150 及び鋼球（マーカ）を透過した X 線を検出する。なお、角度計測治具 200 の鋼球が視野から退避している場合、X 線検出器 3 は、被検体 150 を透過した X 線を検出する。このような X 線検出器 3 としては、X 線を直接電荷に変換するものと、光に変換した後、電荷に変換するものとが使用可能であり、ここでは前者を例に説明するが後者であっても構わない。即ち、本実施形態に係る X 線検出器 3 は、被検体 150 を透過した X 線を電荷に変換して蓄積する平面検出器と、この平面検出器に蓄積された電荷を読み出すための駆動パルスを生成するゲートドライバを備えている。

10

【0027】

平面検出器は、微小な検出素子を 2 次元的に配列して構成され、各々の検出素子は、X 線を感じし入射 X 線量に応じて電荷を生成する光電膜と、この光電膜に発生した電荷を蓄積する電荷蓄積コンデンサと、電荷蓄積コンデンサに蓄積された電荷を所定のタイミングで読み出す TFT（薄膜トランジスタ）（何れも図示せず）を備えている。そして、蓄積された電荷はゲートドライバが供給する駆動パルスによって順次読み出される。

【0028】

高電圧発生器 5 は、X 線管の陰極から発生する熱電子を加速するために、陽極と陰極の間に印加する高電圧を発生させる高電圧発生器と、システム制御回路 16 から供給される指示信号に従い、高電圧発生器における管電流、管電圧、照射時間、照射タイミング等の X 線照射条件を制御する X 線制御部を備えている。

20

【0029】

画像生成回路 6 は、図示しない投影データ生成回路、投影データ記憶回路及び画像演算回路を備える。投影データ生成回路は、平面検出器から行単位あるいは列単位で平行に読み出された電荷を電圧に変換する電荷・電圧変換器と、この電荷・電圧変換器の出力をデジタル信号に変換する A/D 変換器と、デジタル変換された平行信号を時系列的なシリアル信号に変換する平行・シリアル変換器を備えている。投影データ生成回路は、このシリアル信号を時系列的な投影データとして投影データ記憶回路に供給する。投影データ記憶回路は、投影データ生成回路から供給される時系列的な投影データを順次保存して 2 次元投影データを生成する。画像演算回路は、投影データ記憶回路にて生成された 2 次元投影データに対しフィルタリング処理等の画像処理を行なって画像データを生成し、更に、得られた複数の画像データに対し合成処理や減算（サブトラクション）処理等を行なう。ここで、画像生成回路 6 は、X 線検出器の出力に基づいて、被検体 150 と鋼球（マーカ）との X 線画像を生成する画像生成手段を構成している。なお、角度計測治具 200 の鋼球が視野から退避している場合、画像生成回路 6 は、X 線検出器の出力に基づいて、被検体 150 の X 線画像を生成する。

30

【0030】

ディスプレイ 7 は、医用画像などを表示するディスプレイ本体と、ディスプレイ本体に表示用の信号を供給する内部回路、ディスプレイ本体と内部回路とをつなぐコネクタやケーブルなどの周辺回路から構成されている。内部回路は、画像生成回路 6 の画像演算回路から供給される画像データに被検体情報や投影データ生成条件等の付帯情報を重畳して表示データを生成し、得られた表示データに対し D/A 変換と TV フォーマット変換を行なってディスプレイ本体に表示する。

40

【0031】

保持装置（保持手段）8 は、X 線発生部 2 及び X 線検出器 3 を回転可能に保持し、被検体 150 の周囲で所定方向に移動あるいは回動させる保持部を備えている。

【0032】

寝台部 9 は、被検体 150 を載置した天板 91 を所定方向へ移動させる。

50

【 0 0 3 3 】

機構駆動部 10 は、システム制御回路 16 により制御され、保持装置 8 及び寝台部 9 の各々に駆動信号を供給する。具体的には、機構駆動部 10 は、X線発生部 2 及び X線検出器 3 といった撮像系を所望の方向へ移動させるために保持装置 8 に設けられた各種移動機構部に対して駆動信号を供給する。なお、保持装置 8 の各移動機構部に対する駆動信号を検出（例えば、駆動パルス数を計数）することにより、システム制御回路 16 が撮像系の位置情報を検出可能となっている。また、機構駆動部 10 は、被検体 150 を載置した天板 91 を所望の方向へ移動させるために寝台部 9 に設けられた各移動機構部に対し駆動信号を供給する。なお、寝台部 9 の移動機構部に対する駆動信号を検出することにより、システム制御回路 16 が天板 91 の位置情報を検出可能となっている。

10

【 0 0 3 4 】

次に、保持装置 8 及び寝台部 9 の構成とこれらを構成する各ユニットの移動あるいは回転につき図 2 を用いて説明する。図 2 は、X線発生部 2 及び X線検出器 3（撮像系）がその端部に取り付けられた Cアームを保持部 81 とする保持装置 8 と被検体 150 が載置された天板 91 を有する寝台部 9 を示している。天板 91 上の一部には、角度計測治具 200 及び図示しない天板マット 93 を介して被検体 150 が載置されている。図 2 では、以下の説明を容易にするために被検体 150 の体軸方向（即ち、天板 91 の長手方向）を y 軸、保持部（Cアーム）81 を保持するスタンド 83 の中心軸（回転軸）方向を z 軸、y 軸及び z 軸と直交する方向を x 軸としている。

20

【 0 0 3 5 】

即ち、一方の端部（下端部）に X線発生部 2 が、又、他の端部（上端部）に X線検出器 3 が対向して取り付けられた保持部 81 は、保持部ホルダ 82 を介してスタンド 83 に保持され、保持部ホルダ 82 の側面には保持部 81 が矢印 a の方向に対してスライド自在に取り付けられている。一方、保持部ホルダ 82 は、スタンド 83 に対し矢印 b の方向に回転自在に取り付けられ、この保持部ホルダ 82 の回転に伴って保持部 81 も x 軸を中心として回転する。又、保持部 81 の端部には撮像系が e 方向に対しスライド自在に取り付けられている。そして、a 方向に対する保持部 81 のスライド、b 方向に対する保持部ホルダ 82 の回転及び e 方向に対する撮像系のスライドにより、保持部 81 の端部に取り付けられた撮像系を天板 91 に載置された被検体 150 に対して任意の位置及び方向に設定することができる。

30

【 0 0 3 6 】

一方、床面 160 に配置された床回転アーム 84 の一方の端部は、床面 160 に対して回転軸 z1（第 1 の回転軸）で回転自在に取り付けられ、床回転アーム 84 の他の端部にはスタンド 83 が、回転軸 z2（第 2 の回転軸）を中心に回転自在に取り付けられている。この場合、床回転アーム 84 の回転軸 z1 及びスタンド 83 の回転軸 z2 は何れも z 方向に対して設定される。

【 0 0 3 7 】

即ち、保持部 81 の両端部に取り付けられた撮像系の位置情報は、保持部ホルダ 82 に対する保持部 81 のスライド移動距離、保持部ホルダ 82 の b 方向に対する回転角度、床回転アーム 84 の d 方向に対する回転角度及びスタンド 83 の c 方向に対する回転角度、保持部 81 に対する撮像系のスライド移動距離によって一義的に決定される。

40

【 0 0 3 8 】

従って、保持部 81、保持部ホルダ 82、スタンド 83 及び床回転アーム 84 を所定方向へ移動あるいは回転させるために機構駆動部 10 から保持装置 8 の各種移動機構部（即ち、保持部 81 をスライド移動させる保持部スライド機構部、保持部ホルダ 82 を b 方向へ回転させる保持部ホルダ回転機構部、スタンド 83 を c 方向へ回転させるスタンド回転機構部、床回転アーム 84 を d 方向へ回転させる床回転アーム回転機構部及び撮像系を e 方向へスライドさせる撮像系スライド機構部）の各々へ駆動信号が供給される。

【 0 0 3 9 】

一方、寝台部 9 の寝台 92 には、被検体 150 を載置した天板 91 を体軸方向（f 方向）

50

へ水平移動させるための水平移動機構部とg方向へ垂直移動させるための垂直移動機構部が設けられている。従って、天板91を所定方向へ移動させるために機構駆動部10から寝台部9の水平移動機構部及び垂直移動機構部の各々へ駆動信号が供給される。

【0040】

図1へ戻って、入力インタフェース15は、被検体情報の入力、X線照射条件を含むX線撮影条件の設定、各種コマンド信号の入力等を行う。入力インタフェース15は、例えば、関心領域(ROI)の設定などを行うためのトラックボール、スイッチボタン、マウス、キーボード、操作面へ触れることで入力操作を行うタッチパッド、及び表示画面とタッチパッドとが一体化されたタッチパネルディスプレイ等によって実現される。入力インタフェース15は、システム制御回路16に接続されており、操作者から受け取った入力操作を電気信号へ変換し、システム制御回路16へと出力する。なお、本明細書において入力インタフェース15はマウス、キーボードなどの物理的な操作部品を備えるものだけに限られない。例えば、装置とは別体に設けられた外部の入力機器から入力操作に対応する電気信号を受け取り、この電気信号を制御回路へ出力する電気信号の処理回路も入力インタフェース15の例に含まれる。

10

【0041】

システム制御回路16は、図示しないプロセッサとメモリを備え、入力インタフェース15にて入力あるいは設定された上述の各種情報と、制御プログラムとをメモリに保存する。そして、プロセッサは、これらの入力情報や設定情報及び制御プログラムに基づいてX線診断装置100の各ユニットを統括的に制御し、被検体150に対し安全かつ効率のよいX線撮影を行なう。

20

【0042】

これに加え、システム制御回路16は、画像生成回路により生成されたX線画像と、機構駆動部10から検出した保持装置8及び寝台部9の位置情報を画像処理装置30に供給する。なお、これに限らず、システム制御回路16が画像処理装置30を備えてもよい。また、システム制御回路16は、画像処理装置30からX線画像の解析結果としての相対位置(距離、角度)を受けると、相対位置をメモリに保存し、メモリ内の相対位置を機構駆動部10の制御に用いる。

【0043】

画像処理装置30は、記憶回路31及び処理回路32を備えている。

30

【0044】

記憶回路31は、HDD(Hard Disk Drive)など電気的情報を記録するメモリと、それらメモリに付随するメモリコントローラやメモリインタフェースなどの周辺回路とを備えている。記憶回路31は、例えば、処理回路32に実行されるプログラムと、画像生成回路6により生成されたX線画像と、処理回路32の処理に用いるデータ、処理途中のデータ及び処理後のデータ等とが記憶される。ここで、X線画像は、被検体150と当該被検体150の近傍で互いに規定間隔を空けて配置された複数の鋼球(マーカ)とを撮像して得られた画像であり、システム制御回路16から供給される。

【0045】

処理回路32は、記憶回路31内のプログラムを呼び出し実行することにより、プログラムに対応する画像解析機能32a、マーカ検出機能32b及び導出機能32cを実現するプロセッサである。なお、図1においては単一の処理回路32にて画像解析機能32a、マーカ検出機能32b及び導出機能32cが実現されるものとして説明したが、複数の独立したプロセッサを組み合わせることで処理回路を構成し、各プロセッサがプログラムを実行することにより各機能を実現するものとしても構わない。

40

【0046】

ここで、画像解析機能32aは、記憶回路31内のX線画像を解析する機能であり、マーカ検出機能32b及び導出機能32cを制御する。

【0047】

マーカ検出機能(マーカ検出手段)32bは、X線画像から3つ以上の鋼球(マーカ)を

50

検出する。ここで、X線画像内のマーカとしては、例えば、天板91の載置面に略平行な第1平面上に、互いに規定間隔を空けて配置された3つ以上の鋼球と、第1平面に略平行な第2平面上に、互いに規定間隔を空けて配置された3つ以上の鋼球とを含んでもよい。このような場合、第1平面上の鋼球及び第2平面上の鋼球のうち、X線検出器3から遠い平面の鋼球は、X線検出器3から近い平面の鋼球よりも拡大されて撮像される。これに基づき、第1平面上の鋼球及び第2平面上の鋼球は、互いに略同一のサイズを有してもよく、マーカ検出機能32bは、X線画像内の鋼球のサイズに基づいて、第1平面上の3つ以上の鋼球と、第2平面上の3つ以上の鋼球とを区別して検出してもよい。第1平面上の鋼球及び第2平面上の鋼球が略同一サイズの場合、X線検出器3との距離に応じて拡大率が変わるため、鋼球の特定が容易となる。但し、第1平面上の鋼球及び第2平面上の鋼球が略同一サイズを有しない場合でも、マーカ検出機能32bは、X線画像内の鋼球のサイズに基づいて、各平面上の鋼球を区別して検出可能である。例えば、第1平面上の鋼球及び第2平面上の鋼球のうち、X線検出器3から遠い平面の鋼球は、X線検出器3から近い平面の鋼球よりも大きいサイズとしてもよい。あるいは、第1平面上のマーカ及び第2平面上のマーカが互いに異なる形状(例、球形、立方体形)を有していてもよい。また、マーカ検出機能32bは、第1平面上のマーカの検出結果に基づいて、X線画像の第1の撮像角度を導出し、第2平面上のマーカの検出結果に基づいて、X線画像の第2の撮像角度を導出し、第1の撮像角度と第2の撮像角度とを平均することにより、X線画像の撮像角度を導出してもよい。

10

【0048】

20

導出機能(導出手段)32cは、当該3つ以上の鋼球(マーカ)の検出結果に基づいて、X線画像の撮像角度を導出する。ここで、導出機能32cは、例えば、3つ以上の鋼球の検出結果と、複数の鋼球の位置と撮像角度とを予め設定した設定情報とに基づいて、X線画像の撮像角度を導出してもよい。また、3つの鋼球を結んだ三角形の歪み、線分の長さより、X線検出器3と鋼球との相対位置(角度、距離)を導出してもよい。

【0049】

次に、角度計測治具200の構成について、図3乃至図8を用いて説明する。角度計測治具200は、被検体150とマーカとを撮像して得られたX線画像の撮像角度を導出するために用いられる。具体的には、角度計測治具200は、図3乃至図5に示すように、フレーム210、固定板211、マーカ板212、支柱220、棒状部材230及びマーカ配置板240を備えている。なお、フレーム210、固定板211及びマーカ板212と、支柱220、棒状部材230及びマーカ配置板240とは、いずれか一方を省略してもよい。

30

【0050】

ここで、フレーム210は、X線診断装置100の天板91と被検体150との間に介在して配置され、内周側に2つの溝を有する4つの板状部材210a、210b、210c、210dにより構成されている。

【0051】

このようなフレーム210は、板状部材210dを着脱可能とし、図6に示すように、固定板211を溝210eで固定的に保持してもよい。この場合、フレーム210は、固定板211と略同一面積の略四角形状を有するマーカ板212の短辺又は長辺の方向に沿って当該マーカ板212を移動可能且つ着脱可能に溝210fで保持してもよい。なお、固定板211を保持する溝210eの幅は、固定板211の厚さと略同一にすればよい。マーカ板212を移動可能に保持する溝211fの幅は、マーカ板212の厚さより広くすればよい。

40

【0052】

あるいは、フレーム210は、図7に示すように、板状部材210dを着脱不可とし、固定板211を溝210eで固定的に保持してもよい。この場合、フレーム210は、固定板211より小さい面積の長方形形状を有するマーカ板212の短辺の方向に沿って当該マーカ板212を移動可能に溝210fで保持してもよい。

50

【 0 0 5 3 】

固定板 2 1 1 は、X 線を透過させる材料で構成された板状部材であり、フレーム 2 1 0 に固定的に保持され、被検体 1 5 0 の重みを受ける。固定板 2 1 1 は、略四角形状を有していてもよい。

【 0 0 5 4 】

図 3 乃至図 5 に戻って、マーカ板 2 1 2 は、X 線を透過させる材料で構成された板状部材であり、固定板 2 1 1 と天板 9 1 との間に介在してフレーム 2 1 0 に移動可能に保持され、互いに規定間隔を空けて 3 つ以上の鋼球（マーカ） $m k 1 1$, $m k 1 2$, $m k 1 3$, ... が配置されている。以下、マーカ板 2 1 2 内の第 1 平面 P L 1 上の鋼球 $m k 1 1$, $m k 1 2$, $m k 1 3$, ... をまとめて鋼球（マーカ） $m k 1$ ともいう。ここで、鋼球 $m k 1 1$, $m k 1 2$, $m k 1 3$, ... の直径としては、例えば、1 ~ 2 mm の範囲内としてもよい。規定間隔としては、例えば、2 0 ~ 4 0 mm の範囲内としてもよい。

10

【 0 0 5 5 】

支柱 2 2 0 は、フレーム 2 1 0 の板状部材 2 1 0 b の長手方向に直交する方向に沿って、当該板状部材 2 1 0 b に基端部 2 2 0 a が取り付けられている。支柱 2 2 0 は、フレーム 2 1 0 の板状部材 2 1 0 b の長手方向に直交する回転軸 R 1 を有して当該回転軸 R 1 を中心に回転可能に設けてもよい。支柱 2 2 0 は、長軸方向及び板状部材 2 1 0 b の長手方向に直交する回転軸 R 3 を基端部 2 2 0 a に有して当該回転軸 R 3 を中心に回転可能に設けてもよい。なお、回転軸 R 1 , R 3 は、例えば図 7 及び図 8 に示すように、マーカ配置板 2 4 0 をマーカ板 2 1 2 、固定板 2 1 1 及びフレーム 2 1 0 の上方から退避させる際に用いられ、必須ではなく、省略してもよい。例えば図 6 に示すように、支柱 2 2 0 又は棒状部材 2 3 0 を脱着させる場合には、回転軸 R 1 , R 3 が不要となる。

20

【 0 0 5 6 】

図 3 乃至図 5 に戻って、棒状部材 2 3 0 は、マーカ板 2 1 2 に対向配置されて支柱 2 2 0 の先端部 2 2 0 b に一端 2 3 0 a が取り付けられ、マーカ板 2 1 2 に略平行な方向に長手方向を有する。被検体 1 5 0 の体厚に応じて、棒状部材 2 3 0 の一端 2 3 0 a の取り付け箇所を変えることにより、支柱 2 2 0 の長手方向（上下方向）に沿ってマーカ配置板 2 4 0 の位置を調整可能となっている。すなわち、マーカ配置板 2 4 0 は、被検体の体厚を考慮し、上下方向の可動域を有している。また、棒状部材 2 3 0 の長手方向に沿って第 2 平面 P L 2 上でマーカ配置板 2 4 0 の位置を調整可能となっている。棒状部材 2 3 0 の先端部 2 2 0 b は、マーカ板 2 1 2 に直交する回転軸 R 2 を有して当該回転軸 R 2 を中心に回転可能に設けてもよい。回転軸 R 2 を有する場合、マーカ配置板 2 4 0 は、回転軸 R 2 を中心にした棒状部材 2 3 0 の回転により、第 2 平面 P L 2 上を移動可能となる。

30

【 0 0 5 7 】

マーカ配置板（マーカ配置部材）2 4 0 は、マーカ板 2 1 2 に対向配置されて棒状部材 2 3 0 の他端 2 3 0 b に取り付けられ、マーカ板 2 1 2 に略平行な平面（第 2 平面 P L 2 ）上に、互いに規定間隔を空けて 3 つ以上の鋼球（マーカ） $m k 2 1$ ~ $m k 2 3$ が配置されている。ここで、鋼球 $m k 2 1$, $m k 2 2$, $m k 2 3$ の直径としては、例えば、1 ~ 2 mm の範囲内としてもよい。規定間隔としては、例えば、2 0 ~ 4 0 mm の範囲内としてもよい。この例では、マーカ配置板 2 4 0 に 3 つの鋼球を配置したが、これに限らず、マーカ配置板 2 4 0 に 4 つ以上の鋼球を配置してもよい。以下、第 2 平面 P L 2 上の鋼球 $m k 2 1$ ~ $m k 2 3$ をまとめて鋼球（マーカ） $m k 2$ ともいう。この例では、略円形状（リング形状）を有するマーカ配置板 2 4 0 の中心線を構成する円周上に 3 つの鋼球 $m k 2 1$ ~ $m k 2 3$ が配置されている。このマーカ配置板 2 4 0 の略円形状は、穿刺用のドリルを保護する筒状部材の取り付け位置を被検体 1 5 0 上で示すための形状である。なお、マーカ配置部材としては、板状のマーカ配置板 2 4 0 に限らず、マーカが配置されれば任意の形状が使用可能である。このため、マーカ配置部材としては、板状のマーカ配置板 2 4 0 に代えて、例えば、トラス形状のマーカ配置リングを用いてもよい。また、図 4 及び図 5 は、マーカ配置板 2 4 0 の鋼球 $m k 2 1$ ~ $m k 2 3$ と、マーカ板 2 1 2 の鋼球 $m k 1 1$ ~ $m k 1 3$ との位置関係の一例を示している。なお、図 4 は、位置関係を示す模式図で

40

50

あり、X線画像を示す図ではない。X線画像では、マーカ配置板240の鋼球mk21～mk23と、マーカ板212の鋼球mk11～mk13とが重ならないためである。これは、X線検出器3から遠い方の鋼球mk11～mk13の投影像が、X線検出器3に近い方の鋼球mk21～mk23の投影像よりも拡大されてX線検出器3に検出されるためである。

【0058】

次に、以上のように構成されたX線診断装置の動作について図9のフローチャート及び図10乃至図15の模式図を用いて説明する。以下の説明は、被検体150の背骨の隙間にデバイスを穿刺する手技に先行して、X線診断装置による撮影角度等を導出する場合を例に挙げて述べる。

【0059】

この例では、図示しないCT装置によるCT撮影が事前に実行され、得られた被検体150の3D画像に基づき、プランニング（穿刺計画）が実行される。プランニングは、穿刺部位と目的部位を結ぶパスの指定を含んでいる。このパスは、ニードル等のデバイスの穿刺の方向と深さを示している。指定されたパスに基づき、X線診断装置100の寝台部9及び保持装置8が、被検体150の撮影位置に近い位置にセットされる。X線診断装置100において、天板91上に載置された被検体150と、保持装置8との相対位置（角度、距離）が導出される（ST1～ST6）。導出後、X線診断装置100の相対位置が補正されると共に、鋼球（マーカ）が退避され、デバイスを穿刺する手技が行われる。

【0060】

ここで、相対位置を導出するためのステップST1～ST6の動作について詳細に説明する。

【0061】

ステップST1において、上部のマーカ配置板240及び下部のマーカ板212は、操作者の手動により、それぞれ3点以上の鋼球mk1, mk2が検出されるように位置が調整される。

【0062】

ステップST2において、X線診断装置100によるX線透視が行われ、X線画像が生成される。すなわち、X線発生部2が被検体150に照射するX線を発生する。これにより、被検体150及び鋼球mk1, mk2にX線が曝射される。X線検出器53は、被検体150及び鋼球mk1, mk2を透過したX線を検出する。画像発生回路61は、X線検出器53の出力に基づいてX線画像を生成する。X線画像は、ディスプレイ7に表示されると共に、システム制御回路16を介して画像処理装置30に供給される。画像処理装置30は、X線画像を記憶回路31に記憶する。

【0063】

ステップST3において、処理回路32のマーカ検出機能32bは、X線画像から3つ以上の鋼球（マーカ）mk1, mk2を検出する。このとき、マーカ検出機能32bは、X線画像内の鋼球のサイズに基づいて、第1平面上の3つ以上の鋼球mk1と、第2平面上の3つ以上の鋼球mk2とを区別して検出し、上部の鋼球mk2の二次元座標（ x_1, y_1 ）～（ x_3, y_3 ）を導出する。

【0064】

ステップST4において、導出機能32cは、上部の鋼球mk2の3点を結んだ線分より、保持部81としてのCアーム（X線検出器3）と、マーカ配置板240との相対位置（角度、距離）を導出する。

【0065】

ステップST5において、下部の鋼球mk1についても、ステップST3～ST4と同様の処理を実行する。すなわち、マーカ検出機能32bは、X線画像内の鋼球のサイズに基づいて、第1平面上の3つ以上の鋼球mk1と、第2平面上の3つ以上の鋼球mk2とを区別して検出し、下部の鋼球の二次元座標（ x_1, y_1 ）～（ x_3, y_3 ）を導出する。例えば図10及び図11に示すように、鋼球mk11, mk12, mk13のうち2つ

10

20

30

40

50

の鋼球間の規定間隔を $2A$ とするとき、下部の鋼球 $m k 1 1 \sim m k 1 3$ の二次元座標 $(X 1, Y 1) \sim (X 3, Y 3)$ は、以下の通りに導出されるとする。

【0066】

$$(X 1, Y 1) = (0, 0)$$

$$(X 2, Y 2) = (X 1 - A, Y 1 - A \cdot \sqrt{3})$$

$$(X 3, Y 3) = (X 1 + A, Y 1 - A \cdot \sqrt{3})$$

但し、 $\sqrt{3}$ は、3 の (正の) 平方根を表す。鋼球 $m k 1 1, m k 1 2, m k 1 3$ の二次元座標は、正三角形の頂点の位置に対応する。

【0067】

続いて、導出機能 3 2 c は、下部の鋼球 $m k 1$ の 3 点を結んだ線分より、保持部 8 1 とし
 10
 ての C アームと、マーカ板 2 1 2 との相対位置 (角度、距離) を導出する。例えば導出機能 3 2 c は、相対位置のうち、回転角度を導出する際に、アフィン変換により、X 線画像内の鋼球 $m k 1 2, m k 1 3$ が上記二次元座標を構成するように座標変換 (回転、拡大縮小、平行移動など) を実行する。しかる後、導出機能 3 2 c は、図 1 2 に示すように、座標変換により得られた二次元座標 $(x 1, y 1) \sim (x 3, y 3)$ を結ぶ三角形を回転させて、正三角形になる角度 を導出する。なお、X 線画像に対する C アームの回転方向は、システム制御回路 1 6 が位置情報から検知しているので、X 線画像内の鋼球 $m k 1 2, m k 1 3$ を結ぶ直線に対応する回転軸によって C アームを回転させる。なお、図 1 3 に示すように、上下の鋼球 $m k 1, m k 2$ が構成する三角形の位置により、奥行方向を判定し、奥行方向に基づいて回転方向を推定してもよい。また、角度 の導出は、例えば図 1 4
 20
 の (a) 及び (b) に示す関係に基づき、図 1 5 に示すように、複数の鋼球の位置と撮像角度 とを予め設定した設定情報を用いてもよい。C アーム (X 線検出器 3) と、マーカ板 2 1 2 との相対位置 (角度、距離) のうち、距離は、X 線画像内で正三角形の頂点を構成する鋼球間の距離と、マーカ板 2 1 2 上の鋼球間の距離との比に応じて導出される。

【0068】

ステップ S T 6 において、上部及び下部の鋼球の処理結果に基づき、導出機能 3 2 c は、上部の鋼球 $m k 2$ の処理結果である相対位置と、下部の鋼球 $m k 1$ の処理結果である相対位置とを平均する。これにより、導出機能 3 2 c は、C アームと、マーカ配置板 2 4 0 及びマーカ板 2 1 2 の両板との相対位置を計測 (導出) する。ステップ S T 6 の終了後、X 線診断装置 1 0 0 の相対位置が補正されると共に、鋼球 (マーカ) が退避され、デバイス
 30
 を穿刺する手技が行われる。

【0069】

上述したように本実施形態によれば、被検体の近傍で天板の載置面に略平行な第 1 平面上に、互いに規定間隔を空けて複数のマーカが配置される。被検体及びマーカを透過した X 線を検出し、X 線検出器の出力に基づいて、被検体とマーカとの X 線画像を生成する。X 線画像から 3 つ以上のマーカを検出し、3 つ以上のマーカの検出結果に基づいて、X 線画像の撮像角度を導出する。

【0070】

従って、角度センサの有無によらず、正確な撮像角度を計測することができる。補足すると、C アームに角度センサを設けていなくても、被検体と C アーム (X 線検出器) の相対角度を導出することができる。その結果、術前に計画したデバイスの穿刺方向と、X 線画像の撮像方向とを正確に合わせることが可能となり、安心して脊椎や脳外科の治療を行うことができる。また、脊椎や脳外科の手技にとどまらず、C T 装置等で撮影した 3 D ポリ
 40
 ュームデータと X 線のリアルタイム透視画像とを正確に重ね合わせることが可能となる。また、ナビゲーションシステムが不要であるので、ナビゲーションシステムに関する不都合が存在しない。

【0071】

また、3 つ以上のマーカの検出結果と、複数のマーカの位置と撮像角度とを予め設定した設定情報とに基づいて、X 線画像の撮像角度を導出する場合には、検出したマーカの検出結果に基づき、マーカの位置に対応する撮像角度を容易に導出することができる。
 50

【 0 0 7 2 】

また、第 1 平面に略平行な第 2 平面上に、互いに規定間隔を空けて複数のマーカが配置された場合には、第 2 平面上の複数のマーカを撮像した X 線画像に基づいて、撮像角度を導出することができる。また、上下の板で鋼球を配置することにより、より正確な角度の導出が可能となる。

【 0 0 7 3 】

また、第 1 及び第 2 配置手段に配置された複数のマーカが互いに略同一のサイズを有している場合、X 線画像内のマーカのサイズに基づいて、第 1 平面上の 3 つ以上のマーカと、第 2 平面上の 3 つ以上のマーカとを区別して検出する。これにより、互いに異なる平面上でマーカを設けた場合でも、各平面上のマーカを X 線画像から容易に区別することができる。

10

【 0 0 7 4 】

また、第 1 平面上のマーカの検出結果に基づいて、X 線画像の第 1 の撮像角度を導出し、第 2 平面上のマーカの検出結果に基づいて、X 線画像の第 2 の撮像角度を導出する。第 1 の撮像角度と第 2 の撮像角度とを平均することにより、X 線画像の撮像角度を導出する。この場合、導出される撮像角度の精度を向上させることができる。

【 0 0 7 5 】

また、角度計測治具は、天板と被検体との間に配置されたフレームと、フレームに固定的に保持され、被検体の重みを受ける固定板と、固定板と天板との間に介在してフレームに移動可能に保持され、複数のマーカが配置されたマーカ板とを備えている。

20

【 0 0 7 6 】

これにより、X 線画像から撮像角度を導出する場合には、アームの角度や寝台の位置に応じて視野に入るようにマーカ板を配置し、撮像角度の導出後には、視野から外れるようにマーカ板を移動させることができる。

【 0 0 7 7 】

また、マーカ板は、固定板と略同一面積の略四角形状を有し、フレームは、マーカ板の短辺又は長辺の方向に沿ってマーカ板を移動可能且つ着脱可能に保持する。この場合、X 線画像から撮像角度を導出する場合には、マーカ板をフレームが保持し、撮像角度の導出後には、マーカ板をフレームから脱着させることができる。

【 0 0 7 8 】

あるいは、マーカ板は、固定板より小さい面積の長方形形状を有し、フレームは、マーカ板の短辺の方向に沿ってマーカ板を移動可能に保持する。この場合、X 線画像から撮像角度を導出する場合には、視野に入るようにマーカ板を配置し、撮像角度の導出後には、視野から外れるようにマーカ板を移動させることができる。

30

【 0 0 7 9 】

また、角度計測治具は、支柱と、支柱の先端部に一端が取り付けられた棒状部材と、棒状部材の他端に取り付けられたマーカ配置部材とを備えている。マーカ配置部材は、マーカ板に略平行な平面上に、互いに規定間隔を空けて 3 つ以上のマーカが配置されている。この場合、マーカ板に加え、マーカ板とは異なる平面上にマーカを配置する構成により、導出される撮像角度の精度の向上を図ることができる。

40

【 0 0 8 0 】

< 変形例 >

第 1 の実施形態は、鋼球 m k 1 を結ぶ線と、鋼球 m k 2 を結ぶ線がそれぞれ正三角形を構成する場合について説明したが、これに限らず、鋼球を結ぶ線が他の形を構成するように変形してもよい。例えば、鋼球を結ぶ線が四角形を構成してもよく、四角形の十字を構成してもよく、あるいは任意形状のメッシュを構成してもよい。すなわち、鋼球間の距離が規定間隔であれば、各鋼球を結ぶ線が任意の形を構成するように変形可能である。

【 0 0 8 1 】

例えば図 1 6 乃至図 2 1 は、図 1 0 乃至図 1 5 とは異なり、鋼球 m k 1 1 ~ m k 1 4 を結ぶ線が四角形の十字を構成する場合の変形例を示している。但し、この変形例は、理解を

50

容易にするため、四角形の十字（正方形の対角線）に対応する鋼球間の距離を $2A$ としている。このような変形例としても、第 1 の実施形態を同様に実行して同様の作用効果を得ることができる。

【0082】

< 第 2 の実施形態 >

図 22 は、第 2 の実施形態に係る画像処理装置及び X 線診断装置の構成を示す模式図であり、前述した図面と同一部分には同一符号を用いて重複した説明を省略し、ここでは、主に異なる部分について述べる。

【0083】

第 2 の実施形態は、第 1 の実施形態の変形例であり、X 線診断装置 100 の外部装置として、画像処理装置 30 を備えている。画像処理装置 30 は、記憶回路 31、処理回路 32、入力インタフェース 33 及び通信インタフェース 34 を備えている。記憶回路 31 及び処理回路 32 は、第 1 の実施形態と同様の構成である。

10

【0084】

例えば、記憶回路 31 は、HDD (Hard Disk Drive) など電気的情報を記録するメモリと、それらメモリに付随するメモリコントローラやメモリインタフェースなどの周辺回路とを備えている。記憶回路 31 は、例えば、処理回路 32 に実行されるプログラムと、画像生成回路 6 により生成された X 線画像と、処理回路 32 の処理に用いるデータ、処理途中のデータ及び処理後のデータ等とが記憶される。ここで、X 線画像は、被検体 150 と当該被検体 150 の近傍で互いに規定間隔を空けて配置された複数の鋼球（マーカ）とを撮像して得られた画像であり、X 線診断装置 100 からネットワークを介して供給され、通信インタフェース 34 により書き込まれる。

20

【0085】

また例えば、処理回路 32 は、記憶回路 31 内のプログラムを呼び出し実行することにより、プログラムに対応する画像解析機能 32a、マーカ検出機能 32b 及び導出機能 32c を実現するプロセッサである。なお、図 22 においては単一の処理回路 32 にて画像解析機能 32a、マーカ検出機能 32b 及び導出機能 32c が実現されるものとして説明したが、複数の独立したプロセッサを組み合わせることで処理回路を構成し、各プロセッサがプログラムを実行することにより各機能を実現するものとしても構わない。

【0086】

画像解析機能 32a、マーカ検出機能 32b 及び導出機能 32c は、それぞれ第 1 の実施形態と同様である。

30

【0087】

入力インタフェース 33 は、前述した入力インタフェース 15 と同様の構成であり、操作者の操作に応じた電気信号を処理回路 32 に出力する。但し、画像処理装置 30 の入力インタフェース 33 は、必須ではなく、省略してもよい。画像処理装置 30 は、サーバ又はワークステーションのいずれとして設けてもよい。

【0088】

通信インタフェース 34 は、有線、無線又はその両方にて X 線診断装置 100 と通信するための回路である。

40

【0089】

このような画像処理装置 30 は、X 線診断装置 100 内の画像処理装置 30 が外部装置として設けられたものとして機能する。

【0090】

これに伴い、X 線診断装置 100 は、画像処理装置 30 と通信するための通信インタフェース 17 を備えている。他の構成は、第 1 の実施形態と同様である。

【0091】

以上のような構成によれば、X 線診断装置 100 の外部装置として設けた画像処理装置 30 が、第 1 の実施形態及びその変形例の画像処理装置と同様に動作して同様の効果を得ることができる。

50

【 0 0 9 2 】

以上説明した少なくとも一つの実施形態によれば、被検体とマーカとのX線画像から3つ以上のマーカを検出し、3つ以上のマーカの検出結果に基づいて、X線画像の撮像角度を導出する。従って、角度センサの有無によらず、正確な撮像角度を計測することができる。

【 0 0 9 3 】

上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、CPU (central processing unit)、GPU (Graphics Processing Unit)、或いは、特定用途向け集積回路 (Application Specific Integrated Circuit: ASIC)、プログラマブル論理デバイス (例えば、単純プログラマブル論理デバイス (Simple Programmable Logic Device: SPLD)、複合プログラマブル論理デバイス (Complex Programmable Logic Device: CPLD)、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ (Field Programmable Gate Array: FPGA)) 等の回路を意味する。プロセッサは記憶回路に保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、記憶回路にプログラムを保存する代わりに、プロセッサの回路内にプログラムを直接組み込むよう構成しても構わない。この場合、プロセッサは回路内に組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、本実施形態の各プロセッサは、プロセッサごとに単一の回路として構成される場合に限らず、複数の独立した回路を組み合わせる1つのプロセッサとして構成し、その機能を実現するようにしてもよい。さらに、図1における複数の構成要素を1つのプロセッサへ統合してその機能を実現するようにしてもよい。

【 0 0 9 4 】

各実施形態におけるX線発生部2は、特許請求の範囲におけるX線発生部の一例である。各実施形態におけるX線検出器3は、特許請求の範囲におけるX線検出器の一例である。各実施形態における保持装置8は、特許請求の範囲における保持手段の一例である。各実施形態における投影データ生成回路4及び画像生成回路6は、特許請求の範囲における画像生成手段の一例である。各実施形態における記憶回路31は、特許請求の範囲における記憶手段の一例である。各実施形態における処理回路32及びマーカ検出機能32bは、特許請求の範囲におけるマーカ検出手段の一例である。各実施形態における処理回路32及び導出機能32cは、特許請求の範囲における導出手段の一例である。各実施形態における鋼球mk1, mk2, mk11~mk14, mk21~mk24は、特許請求の範囲におけるマーカの一例である。各実施形態におけるフレーム210、固定板211及びマーカ板212は、特許請求の範囲における第1配置手段の一例である。各実施形態におけるマーカ配置板240は、特許請求の範囲における第2配置手段及びマーカ配置部材の一例である。

【 0 0 9 5 】

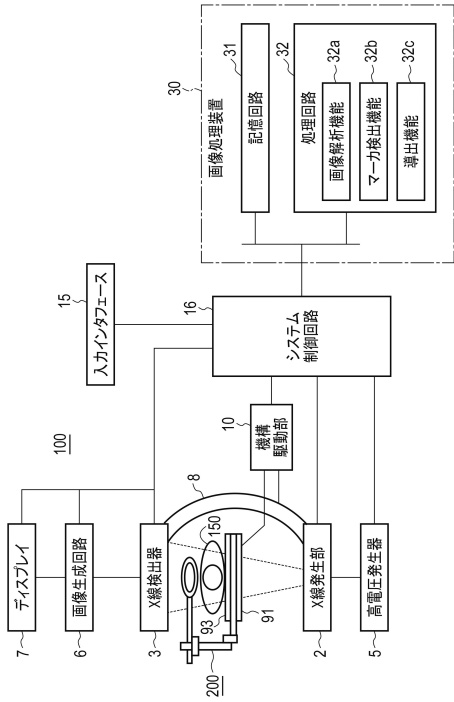
なお、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【 符号の説明 】

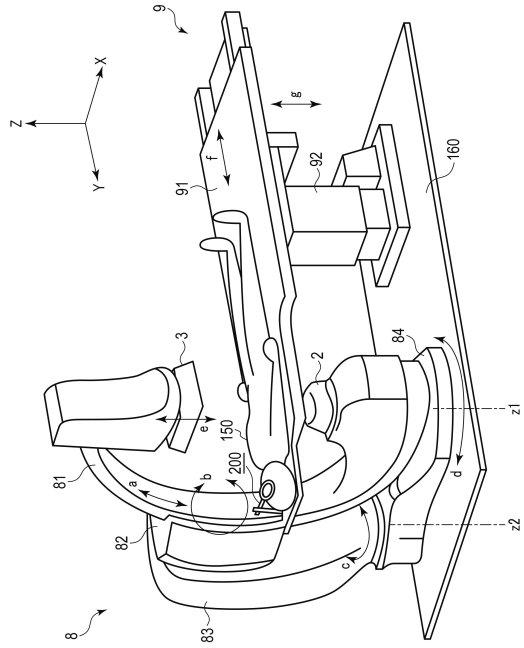
【 0 0 9 6 】

2...X線発生部、3...X線検出器、5...高電圧発生器、6...画像生成回路、7...ディスプレイ、8...保持装置、9...寝台部、10...機構駆動部、15, 33...入力インタフェース、16...システム制御回路、17...通信インタフェース、30...画像処理装置、31...記憶回路、32...処理回路、32a...画像解析機能、32b...マーカ検出機能、32c...導出機能、81...保持部、82...保持部ホルダ、83...スタンド、84...床旋回アーム、91...天板、92...寝台、93...天板マット、100...X線診断装置、150...被検体、160...床面、200...角度計測治具、210...フレーム、211...固定板、212...マーカ板、220...支柱、230...棒状部材、240...マーカ配置板、mk1, mk2, mk11~mk14, mk21~mk24...鋼球。

【図面】
【図 1】



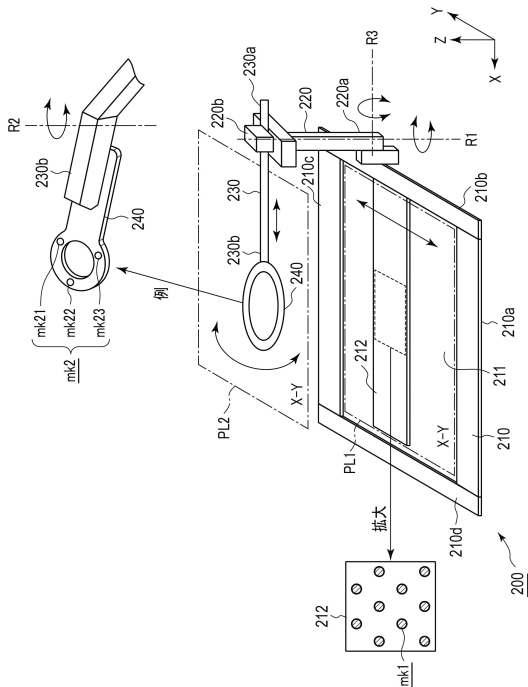
【図 2】



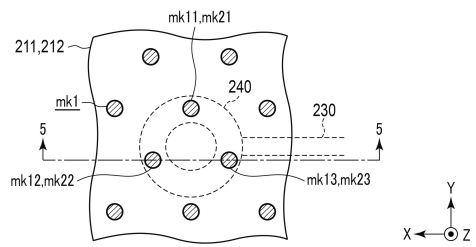
10

20

【図 3】



【図 4】

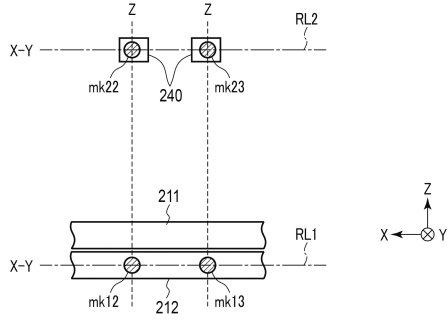


30

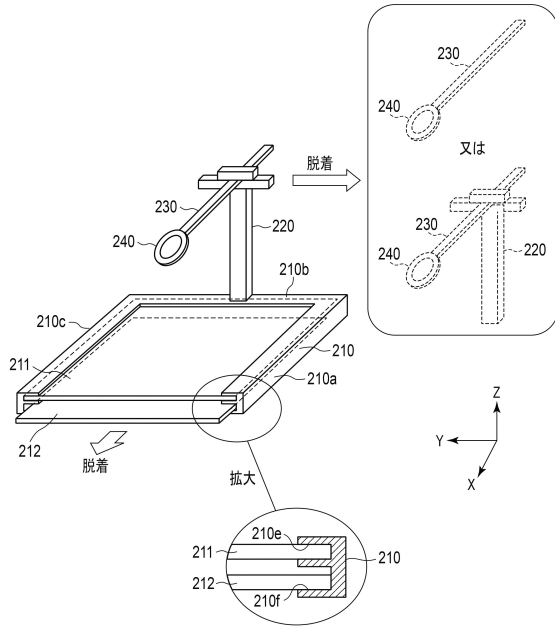
40

50

【 図 5 】



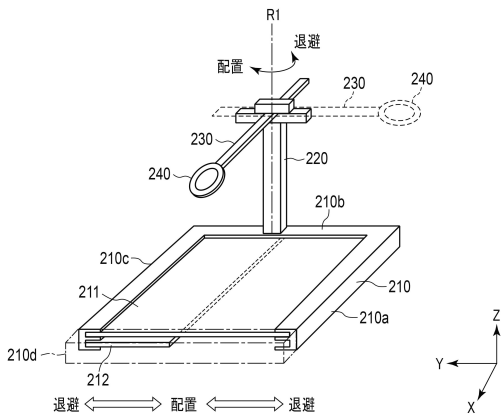
【 図 6 】



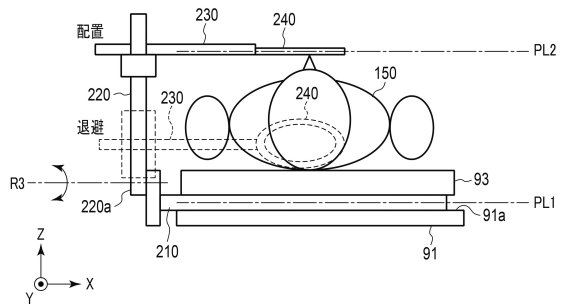
10

20

【 図 7 】



【 図 8 】

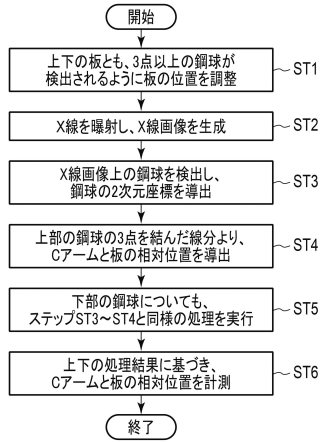


30

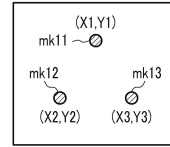
40

50

【 図 9 】

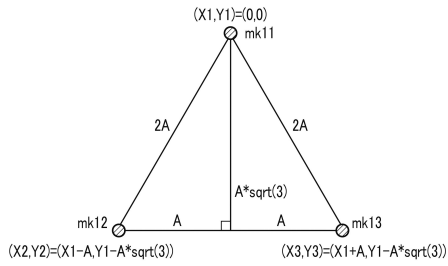


【 図 1 0 】

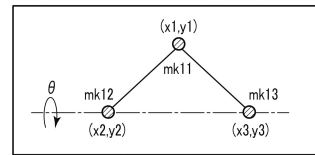


10

【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



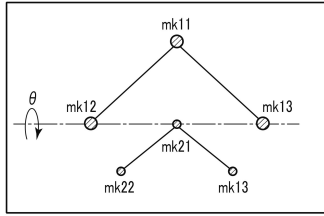
20

30

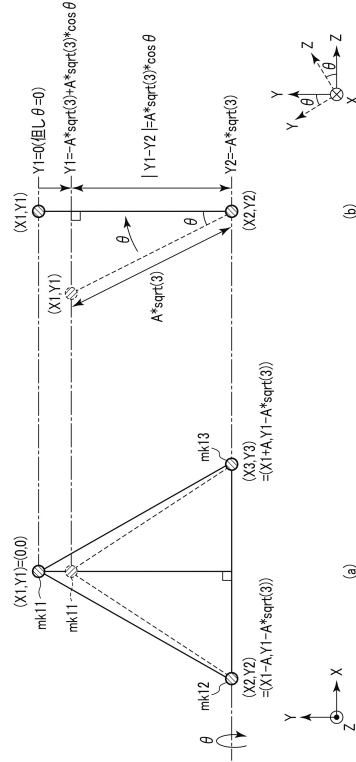
40

50

【 1 3 】



【 1 4 】



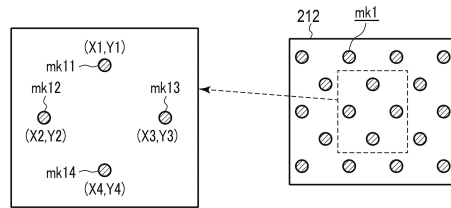
10

20

【 1 5 】

$(X1, Y1)$ $(=0, -A\sqrt{3} + A\sqrt{3}\cos\theta)$	$(X2, Y2)$	$(X3, Y3)$	$\frac{ Y1-Y2 }{A\sqrt{3}}$ $(=A\sqrt{3}\cos\theta)$	θ (°)
$(0, 0)$	$(-A, -A\sqrt{3})$	$(A, -A\sqrt{3})$	$A\sqrt{3}$	0
:	:	:	:	:
$(0, -A\sqrt{3} + A\sqrt{3}\cos 30^\circ)$	$(-A, -A\sqrt{3})$	$(A, -A\sqrt{3})$	$A\sqrt{3}\cos 30^\circ$	30
:	:	:	:	:
$(0, -A\sqrt{3} + A\sqrt{3}\cos 45^\circ)$	$(-A, -A\sqrt{3})$	$(A, -A\sqrt{3})$	$A\sqrt{3}\cos 45^\circ$	45
:	:	:	:	:
$(0, -A\sqrt{3} + A\sqrt{3}\cos 60^\circ)$	$(-A, -A\sqrt{3})$	$(A, -A\sqrt{3})$	$A\sqrt{3}\cos 60^\circ$	60
:	:	:	:	:
$(0, -A\sqrt{3})$	$(-A, -A\sqrt{3})$	$(A, -A\sqrt{3})$	0	90

【 1 6 】

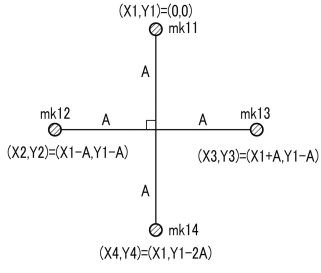


30

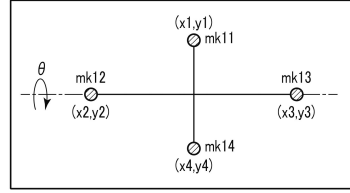
40

50

【 17 】

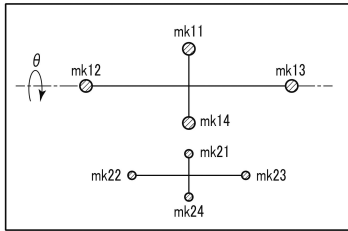


【 18 】

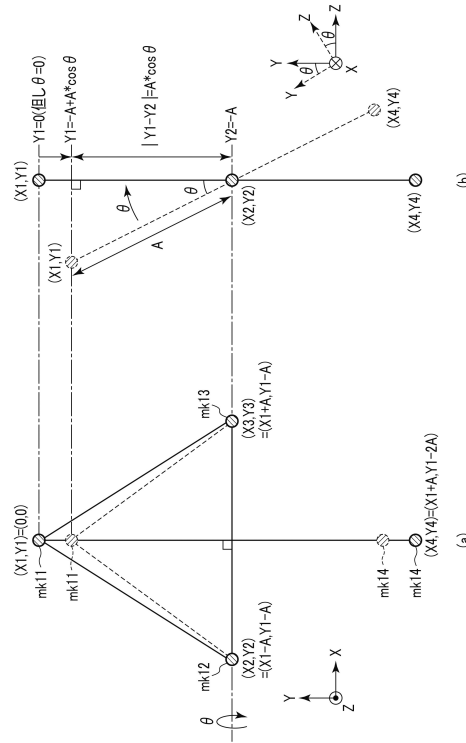


10

【 19 】



【 20 】



20

30

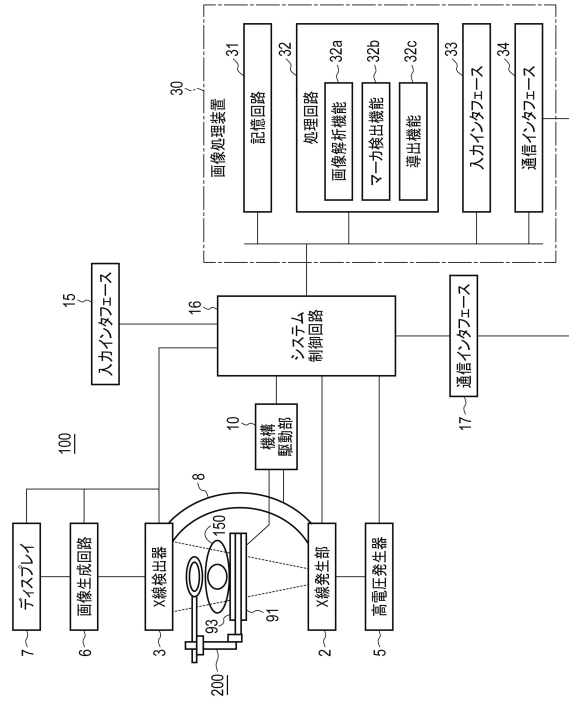
40

50

【 図 2 1 】

$(X1, Y1)$ ($=0, -A+A*\cos\theta$)	$(X2, Y2)$	$(X3, Y3)$	$ Y1-Y2 $ ($=A*\cos\theta$)	θ ($=\arccos(\frac{ Y1-Y2 }{A})$)
(0, 0)	(-A, -A)	(A, -A)	A	0
:	:	:	:	:
(0, -A+A*cos30°)	(-A, -A)	(A, -A)	A*cos30°	30
:	:	:	:	:
(0, -A+A*cos45°)	(-A, -A)	(A, -A)	A*cos45°	45
:	:	:	:	:
(0, -A+A*cos60°)	(-A, -A)	(A, -A)	A*cos60°	60
:	:	:	:	:
(0, -A)	(-A, -A)	(A, -A)	0	90

【 図 2 2 】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

(51)国際特許分類

G 0 6 T **7/33 (2017.01)**
G 0 6 T **7/70 (2017.01)**

F I

G 0 6 T 3/00 7 5 5
G 0 6 T 7/33
G 0 6 T 7/70 B

(72)発明者 材木 隆二

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 坂口 卓弥

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 森 啓

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

審査官 松岡 智也

(56)参考文献 独国特許出願公開第 1 0 2 0 1 2 2 2 4 0 5 7 (D E , A 1)

特開 2 0 0 3 - 0 2 4 3 2 1 (J P , A)

特開 2 0 1 2 - 1 1 5 3 8 0 (J P , A)

特開 2 0 0 5 - 0 2 1 3 4 5 (J P , A)

(58)調査した分野 (Int.Cl. , D B名)

A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4