

(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2004-195234

(P2004-195234A)

(43) 公開日 平成16年7月15日(2004.7.15)

(51) Int.CI.⁷

A61B 6/00
A61B 6/03
G01T 1/00
G01T 1/161
H04N 5/32

F 1

A 6 1 B 6/00 3 2 O Z
A 6 1 B 6/00 3 9 O A
A 6 1 B 6/03 3 6 O G
G O 1 T 1/00 B
G O 1 T 1/161 C

テーマコード(参考)

2 G 0 8 8

4 C 0 9 3

5 C 0 2 4

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 10 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号

特願2003-419026(P2003-419026)

(22) 出願日

平成15年12月17日(2003.12.17)

(31) 優先権主張番号

0216078

(32) 優先日

平成14年12月18日(2002.12.18)

(33) 優先権主張国

フランス(FR)

(71) 出願人 300019238

ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000

(74) 代理人 100093908

弁理士 松本 研一

(74) 代理人 100105588

弁理士 小倉 博

(74) 代理人 100106541

弁理士 伊藤 信和

最終頁に続く

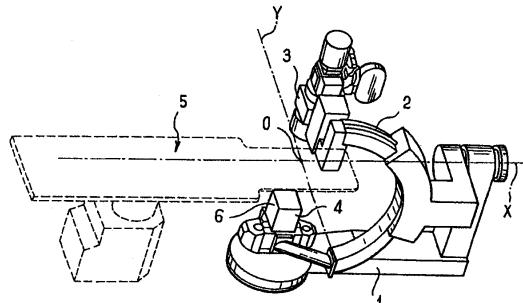
(54) 【発明の名称】放射線撮像装置の較正の方法及び装置

(57) 【要約】

【課題】医療撮像の分野において、放射線装置(2、3、4)を較正するのに必要とされる取得回数を最小限にする。

【解決手段】放射線撮像装置の較正を行なう際に、較正対象(7)に関して装置を移動させて、各回の取得を装置の較正位置(x)に関連付けて一連の取得を実行する。実行された取得に基づいて、装置の各々の較正位置(x)に関連する投影パラメータ(a_{x1}, p_{x1})を決定する。取得時に装置が取っていない追加位置(y_i)について、較正位置(x_i)に関連するパラメータ(a_{x1}, p_{x1})に従ってこの追加位置に関連する投影パラメタ値(a_{y1}, p_{y1})を決定する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

較正対象(7)に関して当該放射線撮像装置(2、3、4)を移動させて、各回の取得を前記装置の較正位置(x_i)に関連付けて一連の取得を実行する工程と、

実行された前記取得に基づいて、前記装置の各々の較正位置(x_i)に関連する投影パラメータ(a_{x1}, p_{x1})を決定する工程と、

前記取得工程時に前記装置が取っていない追加位置(y_i)について、前記較正位置(x_i)に関連する前記パラメータ(a_{x1}, p_{x1})に従って前記追加位置に関連する投影パラメータ値(a_{y1}, p_{y1})を決定する工程とを備えた放射線撮像装置の較正方法。

【請求項 2】

前記投影パラメータ(a_{x1}, p_{x1})は、前記装置の空間内での配置の特徴を表わす幾何学的パラメータを含んでいる、請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

前記投影パラメータ(a_{x1}, p_{x1})は、放射線を放出する手段(3)及び画像を取得する手段(4)の特徴を表わす幾何学的パラメータを含んでいる、請求項1又は請求項2に記載の方法。

【請求項 4】

前記投影パラメータは、画像を取得する手段(4)の平面(6)内で三次元空間における対象の投影を定義するグローバル行列の係数(p_{x1})を含んでいる、請求項1～請求項3のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 5】

前記追加位置(y_i)に関連する前記投影パラメータ(a_{x1}, p_{x1})は、前記較正位置に関連する前記投影パラメータ(a_{x1}, p_{x1})の補間則又は補外則により決定される、請求項1～請求項4のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 6】

前記補間則は、線形、多項式型又は有理数型である、請求項5に記載の方法。

【請求項 7】

前記追加位置(y_i)に関連する前記投影パラメータ(a_{x1}, p_{x1})は、前記追加位置(y_i)に最も近接した前記装置の前記較正位置(x_i)に関連する前記投影パラメータ(a_{x1}, p_{x1})の結合により決定され、考慮に入れられる位置の数は5未満である、請求項1～請求項6のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 8】

考慮に入れられる前記位置(x_i)の数は2に等しい、請求項7に記載の方法。

【請求項 9】

各々の装置較正位置(x_i)に関連する前記投影パラメータ(a_{x1}, p_{x1})を決定する前記工程において、前記投影パラメータの幾つかは、既知の情報及び/又は他の幾何学的投影パラメータに依存する法則により定義される、請求項1～請求項8のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 10】

三次元モデルが、放射線を放出する手段(3)を有する装置からの取得画像から再構成され、

請求項1～請求項9のいずれか一項による較正段階(100)、並びに

撮像対象(10)に関して前記装置(2、3、4)を移動させて、各回の取得を前記放射線を放出する手段(3)の較正位置又は追加位置(x_i, y_i)に関連付けて一連の取得を実行する工程と、

取得された前記画像及び前記較正段階で決定された前記関連する投影パラメータ($a_{xi}, p_{xi}, a_{yi}, p_{yi}$)から前記対象(10)の三次元モデルを再構成する工程とを備えた取得段階(200)を含んでいる請求項1～請求項9のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 11】

放射線を放出する手段(3)と、

10

20

30

40

50

較正対象(7)を設ける手段と、
該較正対象の画像を取得する手段と、
前記較正対象(7)に関して当該放射線撮像装置を移動させる手段と、
各回の取得を前記装置の較正位置に関連付けて一連の取得を実行する手段と、
実行された前記取得に基づいて、前記装置の各々の較正位置手段に関連する投影パラメータを決定する手段と、
前記取得時に前記装置が取っていない追加位置について、前記較正位置に関連する前記パラメータに従って前記追加位置に関連する前記投影パラメータ値を決定する手段とを備えた放射線撮像装置を較正する装置。

【請求項 12】

放射線を放出する手段(3)と、
較正対象(7)を設ける手段と、
該較正対象の画像を取得する手段と、
前記較正対象(7)に関して当該装置を移動させる手段と、
撮像対象(10)を設ける手段と、
各回の取得を前記装置の較正位置に関連付けて一連の取得を実行する手段と、
実行された前記取得に基づいて、前記装置の各々の較正位置に関連する投影パラメータを決定する手段と、
前記取得時に前記装置が取っていない追加位置について、前記較正位置に関連する前記パラメータに従って前記追加位置に関連する前記投影パラメータ値を決定する手段と、
取得された前記画像及び前記較正段階時に決定された前記関連する投影パラメータ(a_{xi} 、 p_{xi} 、 a_{yi} 、 p_{yi})から前記対象(10)の三次元モデルを再構成する手段とを備えた取得画像から三次元モデルを再構成する装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明及びその実施形態は、医療分野に関し、さらに具体的には、放射線撮像装置の分野に関する。

【背景技術】

【0002】

上述の装置は、C字形アームの端部に装着されているX線源のような放射線を放出する手段と、画像検出器のような画像を取得する手段とを備えており、画像取得対象がアームの二つの側の間に配置されている。アームが対象の周囲を回転すると同時に画像が検出器によって取得され、これにより、数回分の取得が対象に対する異なる視点に対応するものとなる。処理する手段によって、取得された二次元画像から対象の三次元モデルを再構成することができる。この再構成は、装置の様々な位置及び装置の幾何学的特徴が正確に分かっているものと想定している。

【0003】

外科医等の医師は、手術の対象となる解剖学的構造の部分を熟知するために、得られる三次元モデルを手術の前に用いることができる。三次元モデルはまた、手術中にも用いることができる。このために、医師は解剖学的構造の部分の二次元ビューの実時間表示を可能にする設備を確保して、これらのビューが三次元モデルから算出される。

【0004】

三次元モデルの再構成では、撮像装置が予め「幾何学的に較正されている」必要がある。この較正から、三次元空間を様々な二次元投影によって与えられる二次元情報に結び付けることが可能になる。較正が不正確であると、再構成される三次元モデルの品質がこれらの不完全さを反映してしまう。

【0005】

公知の較正手法は、ファントム(ghost image)上に配置されて空間内マーカとして作用するマーカをX線視野内に配置して、一連の取得を実行する工程を含んでいる。三次元

10

20

30

40

50

空間でのこれらのマーカの位置は既知であるので、投影画像上のマーカの位置から導き出される数式体系の反転によって、各々の投影について取得の幾何学的構成を導き出すことができる。この形式の手法は例えば米国特許第5,442,674号に記載されている(特許文献1)。

【0006】

一般的には、解剖学的構造の部分の画像を取得するときには、一連の較正取得と同じ幾何学的条件で一連の取得を実行するように装置に指令するので、各回の取得の幾何学的構成は正確に分かる。このことは、C字形アームの移動が反復可能であるとの事実によって可能になっている。

【特許文献1】米国特許第5,442,674号

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、解剖学的構造の部分の取得が較正取得と同じ幾何学的条件(ビューの数、角度位置、回転速度、初期位置及び最終位置)で実行されない場合には、新たな較正を行なわねばならず、これにより較正のために取得されるビューの数が増大する。

【0008】

さらに、良質の三次元モデルを得るのに必要な取得回数は、撮像されるべき解剖学的構造の種別に依存する。典型的には、骨構造の三次元再構成は約120のビューを必要とし、血管の三次元再構成は約40のビューを必要とする。

【0009】

結果として、較正が任意の種別の構造の撮像に有効なものとなるように、可能な限り多くの較正取得を常に行なわねばならない。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の実施形態は、装置を較正するのに必要とされる取得回数を最小限にすることに関する。本発明の実施形態は、線源及び検出器を備えた放射線撮像装置の較正の方法及び装置に関するものであって、

較正対象に関して装置を移動させて、各回の取得を装置の較正位置に関連付けて一連の取得を実行する工程と、

実行された取得に基づいて、装置の各々の較正位置に関連する投影パラメータを決定する工程と、

上述の取得工程時に装置が取っていない追加位置について、上述の較正位置に関連するパラメータに従ってこの追加位置に関連する投影パラメータ値を決定する工程とを含んでいる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

本発明の実施形態は、以下の説明を添付図面と併せて参照することによりさらに十分に理解されようが、説明は純粹に説明のために掲げられており限定のためのものではない。

【0012】

図1について説明する。撮像装置は、床面に固定されている台1を含んでおり、台1の上にC字形アーム2が装着されている。C字形アームは端部の各々で、X線管によって形成されている線源3と、画像検出器4とを支持している。両要素は、線源3の焦点と検出器4の平面6とがC字形アーム上で正対するように配設されている。装置は、患者が載置されるテーブル5に近接して配置されている。テーブル5の平面は、C字形アームの2本のアームの間に延在しており、すなわち線源3と検出器4との間に延在している。C字形アーム2は、C字形アームの回転中心である点Oで交差するX軸及びY軸のいずれかの周りで回転するように指令を受けることができる。

【0013】

装置の較正段階時には、マーカを含んでいるファントムが、事実上点Oの高さで線源3

50

と検出器 4 との間のテーブル 5 上に配置される。この段階では、C 字形アームは回転するように指令を受けて、装置は一連の n 回の取得を実行する。取得される各々の画像は、検出器 4 の平面 6 に対する三次元空間のマーカの投影である。

【 0 0 1 4 】

図 2 では、C 字形アーム 2 が、線源 3 の焦点 S 及び検出器 4 の平面 6、並びに三次元モデルを作成すべき対象 10 と共に概略図示されている。

【 0 0 1 5 】

装置の幾何学的取得パラメータは例えば次の通りである。C 字形アームの空間での位置を三次元参照 (X, Y, Z) で定義する 6 個の外部パラメータ（並進用 3 個、回転用 3 個）、並びに検出器平面での投影を定義する 5 個の内部パラメータ、すなわち平面に結び付けられている二次元参照 (u, v) の二つの軸に沿った 2 個のズーム・ファクタ (α_u , α_v)、線源 3 の焦点 S の投影の座標 (u_0 , v_0)、及び偏向角であって、偏向角は一般的にはゼロと考える。

【 0 0 1 6 】

空間内座標 (X_M , Y_M , Z_M) を有する撮像対象の点 M、検出器平面内座標 (U_M , V_M) を有する点 M の投影画像 m を採り上げる。ここから、

【 0 0 1 7 】

【 数 1 】

$$\begin{bmatrix} su_m \\ sv_m \\ s \end{bmatrix} = P \begin{bmatrix} X_M \\ Y_M \\ Z_M \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \alpha_u & 0 & u_0 & 0 \\ 0 & \alpha_v & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} - [R/T] - \begin{bmatrix} X_M \\ Y_M \\ Z_M \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

P

【 0 0 1 8 】

となり、式中、R 及び T は、三次元参照 (X, Y, Z) での C 字形アームの位置を定義する回転行列及び並進行列であり、s はスケール・ファクタである。

【 0 0 1 9 】

従って、投影行列 P は 3×4 行列となり、12 個の係数は、11 個のパラメータ（6 個の外部パラメータ及び 5 個の内部パラメータ）とスケール・ファクタとを組み合わせた結果となる。

【 0 0 2 0 】

図 5 は、三次元再構成法の様々な工程を示している。この方法は、予め行なわれる較正段階 100 と、撮像されるべき解剖学的部分の取得段階 200 とを含んでいる。

【 0 0 2 1 】

較正段階のステップ 110 では、テーブルにファントムを配置して、C 字形アームを駆動して回転させる。

【 0 0 2 2 】

図 3 は、一連の較正取得時にファントム 7 の周りで線源 3 によって取得される様々な位置のビュー x_1 , x_2 , x_n を示している。

【 0 0 2 3 】

図 5 に示すステップ 120 では、処理する手段が、線源 3 の各々の位置 X_1 , X_2 , X_3 , ..., X_n について投影行列 P_X (上の関係 (1) によって定義される) を算出する。線源の位置 x_i に関する投影 P は、取得される画像上のマーカの構成から決定され、このときマーカの空間内での位置は既知である。

【 0 0 2 4 】

処理する手段が利用する較正アルゴリズムによって、各々の較正位置 X_1 , X_2 , X_3 , ..., X_n を投影 P_X_1 , P_X_2 , P_X_3 , ..., P_X_n に関連付けることができる。

10

20

30

40

50

【0025】

ステップ130では、処理する手段が、装置の取得の幾何学的パラメータ $a_{x_1}, a_{x_2}, \dots, a_{x_n}$ を決定する。各々の投影 P_{x_i} について、これらのパラメータ a_{x_i} が 1 1 個存在する（上で定義したように 6 個の外部パラメータ及び 5 個の内部パラメータ）。

【0026】

ステップ140では、処理する手段は、追加位置 y_i について幾何学的取得パラメータ $a_{y_1}, a_{y_2}, \dots, a_{y_{n-1}}$ を推定する。

【0027】

図4に示すように、線源の軌跡の全体に分散した一連の追加位置 $y_0, y_1, y_2, \dots, y_n$ を考える。位置 y_0 は例えば、 x_1 位置の手前に位置しており、 y_n 位置は x_n 位置の後ろに位置している。各々の位置 y_i ($i = 1 \dots n - 1$) は、線源軌跡上で連続する 2箇所の較正位置 x_i と x_{i+1} ($i < n$) との間に位置している。10

【0028】

幾何学的取得パラメータ $a_{y_1}, a_{y_2}, \dots, a_{y_{n-1}}$ の推定は、線源軌跡が連続である場合に可能になる。結果として、取得パラメータの変動も連続になる。

【0029】

処理する手段は、 x_1, x_2, \dots, x_n 位置について決定された幾何学的パラメータ $a_{x_1}, a_{x_2}, \dots, a_{x_n}$ の補間を行なう。従って、各々の幾何学的パラメータ a_{y_1} は a_{x_i} パラメータの結合になる。20

【0030】

$$a_{yj} = \sum_{i=1}^n c_{ij} \times a_{xi}$$

【0031】

この補間は、5未満の限定された数の較正位置しか考慮しない。例えば、処理する手段は、 y_i 位置を直接包囲する 2 箇所の線源位置 x_i 及び x_{i+1} を考慮するだけでよい。末端位置 y_0 及び y_n については、処理する手段は、 x_1, x_2, \dots, x_n 位置について決定された幾何学的パラメータ $a_{x_1}, a_{x_2}, \dots, a_{x_n}$ の補外を実行する。同じように、この補外は、5未満の限定された数の較正位置しか考慮しない。例えば、処理する手段は、 y_i 位置に最も近接した 2 箇所の線源位置 x_i 及び x_{i+1} を考慮するだけでよい。30

【0032】

2 箇所の位置から行なわれる補間及び補外は線形であると有利である。さらに多数の位置を考慮に入れたい場合には、補間関数は多項式関数、有理関数又は他の形式の関数であつてよい。

【0033】

ステップ150では、処理する手段は、これらのパラメータから、追加位置 $y_0, y_1, y_2, \dots, y_n$ に関する $P_{y_1}, P_{y_2}, \dots, P_{y_n}$ の投影行列を導き出す。

【0034】

較正段階100の効果は、初期数 n 箇所の取得位置に関して得られる較正位置の数を増大させることである。次いで、撮像装置は取得段階200時に、患者の解剖学的構造の画像を形成するよう指令を受ける。40

【0035】

ステップ210では、患者をテーブルに配置して、C字形アームを駆動して回転させる。画像取得は、線源の較正位置 $y_0, x_1, x_2, y_2, x_3, \dots, x_n, y_n$ のすべて又は一部について行なうことができる。

【0036】

工程220では、処理する手段は、取得された画像、及びこれらの画像に関する投影 $P_{x_1}, P_{y_1}, P_{x_2}, P_{y_2}, P_{x_3}, \dots, P_{y_n}, P_{x_n}$ から患者の解剖学的構造の三次元モデルを再構成する。図6は、図5の三次元再構成手順の変化形態を示す。50

【0037】

この方法は図6の方法に類似しているが、投影行列 $p_{y0}, p_{y1}, \dots, p_{yn}$ の係数 $p_{y0}, p_{y1}, \dots, p_{yn}$ が、 $p_{x1}, p_{x2}, \dots, p_{xn}$ 行列の係数 $p_{x1}, p_{x2}, \dots, p_{xn}$ の補間又は補外によって直接決定されている点が異なる。

【0038】

従って、ステップ150において、処理する手段は、ステップ120において位置 $x_1, x_2, x_3, \dots, x_n$ について決定された行列 $p_{x1}, p_{x2}, p_{x3}, \dots, p_{xn}$ の補間を実行する。従って、各々の P_y 行列は、 P_x 行列の結合となる。

【0039】

【数3】

$$Py_j = \sum_{i=1}^n C_{ij} \times Px_i$$

10

【0040】

上と同様に、この補間は、5未満の限定された数の較正位置しか考慮しないでよい。例えば、処理する手段は、 y_i 位置を直接包囲する2箇所の線源位置 x_i 及び x_{i+1} を考慮するだけでよい。末端位置 y_0 及び y_n については、処理する手段は、 x_1, x_2, \dots, x_n 位置について決定された幾何学的パラメータ $a_{x1}, a_{x2}, \dots, a_{xn}$ の補外を実行する。同じように、この補外は、5未満の限定された数の較正位置しか考慮しない。例えば、処理する手段は、 y_i 位置に最も近接した2箇所の線源位置 x_i 及び x_{i+1} を考慮するだけでよい。

20

【0041】

2箇所の位置から行なわれる補間及び補外は線形であってよい。

【0042】

画像再構成方法の図6に示す変化形態では、較正時に決定される投影行列 $p_{x1}, p_{x2}, p_{x3}, \dots, p_{xn}$ から直接補間が実行されるので、幾何学的投影パラメータを算出するステップ130は必要でない。結果として、この変化形態は図5の方法に比べて単純化されており、すなわち処理時間が相対的に短い。

【0043】

しかしながら、図5に示す方法は、幾何学的パラメータ $a_{x1}, a_{x2}, \dots, a_{xn}$ の入手を可能にする。具体的には、この方法は、これらのパラメータを完全に平滑化することができる。従って、図5の点線で示すように、幾何学的較正取得パラメータの決定を可能にする較正アルゴリズムが考慮に入れる幾つかのパラメータに対して制限を課すことが可能になる。

30

【0044】

例えば、アルゴリズムが考慮に入れるパラメータの幾つかを定義する法則を課す。この法則は、幾つかのパラメータを設定するか、又は既知の情報及び／若しくは他の幾何学的投影パラメータに依存するさらに複雑な関数によってパラメータを定義することを含んでいてよい。例えば、線源 s の投影の位置が検出器の中心に必ず位置するものとの制限を課すことができ、このことは (u_0, v_0) を設定することと等価である。また、線源の焦点との間の焦点距離を設定することが可能であり、このことはズーム・ファクタ (u, v) を設定することと等価である。

40

【0045】

これらのパラメータの1以上を設定すると、得られる結果をさらに規則的にすることができ、結果的にパラメータが含む寄生値(parasites)が解消される。

【0046】

図7は、C字形アームの回転角によって定義される一群の位置について y 軸に沿ったC字形アームの並進を定義するT行列の係数 t_y の変化を示す。曲線Aは、幾何学的パラメータが何ら設定されていないときに得られる結果を表わす。曲線Bは、パラメータ (u_0, v_0) が設定されているときに得られる結果を表わす。

50

【0047】

所載の再構成法から、較正取得が行なわれていない追加の線源位置について投影パラメータを計算することができる。最終的な三次元再構成の必要条件に応じて、任意の数の追加位置が存在していてよく、またこれらの追加位置は線源の軌跡上の任意の位置に位置していてよい。具体的には、 x_1 較正位置の間で、必要なだけ多数の追加の y_1 位置を挿入することが可能である。

【0048】

この方法は、較正位置と異なる任意の数の追加位置に適用することができる。このことの効果は、計算によって、得られる較正位置の数が増大することである。結果として、この方法から、限定された回数の取得のみを行なうことが可能になる。さらに、この方法は、実行される取得の回数が不十分である場合に新たな較正取得を行なう必要性をなくす。投影パラメータは、装置の空間内位置の特徴を表わす幾何学的パラメータ（外部パラメータ）、又は線源及び検出器の特徴を表わす幾何学的パラメータ（内部パラメータ）であつてよい。これらのパラメータはまた、検出器の平面において三次元空間内の対象の投影を定義するグローバル行列の係数であつてもよい。

【0049】

当業者は、本発明の範囲から逸脱せずに、開示した実施形態及びその均等構成の構造／方法及び／又は機能及び／又は結果に対して様々な改変を施し又は提案することができる。

【図面の簡単な説明】

【0050】

【図1】C字形アーム型撮像装置の線図である。

【図2】線源及び検出器を支持しているC字形アームの線図である。

【図3】較正取得時に線源が取る様々な位置を示す図である。

【図4】本方法の実施形態の適用について網羅することのできる追加位置を示す図である。

【図5】本方法の実施形態の様々な工程を概略図示するブロック図である。

【図6】図5の実施形態の変化形態の様々な工程を概略図示するブロック図である。

【図7】本方法の実施形態によって算出される投影パラメータの平滑化の後の結果を示すグラフである。

【符号の説明】

【0051】

- 1 台
- 2 C字形アーム
- 3 線源
- 4 画像検出器
- 5 テーブル
- 6 検出器平面
- 7 ファントム
- 10 撮像対象

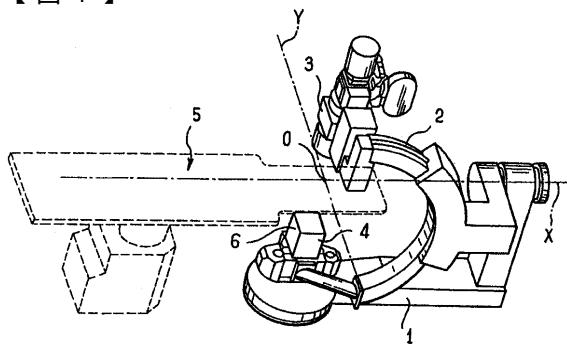
10

20

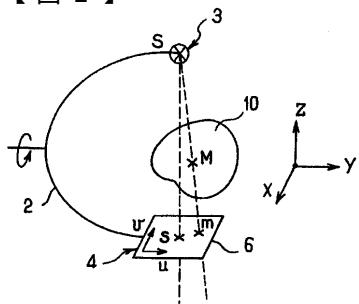
30

40

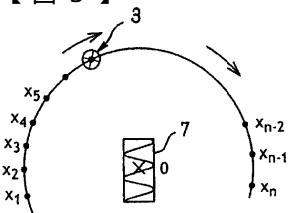
【図1】



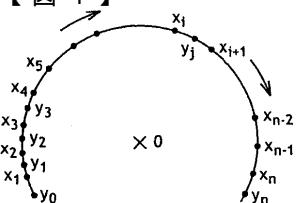
【図2】



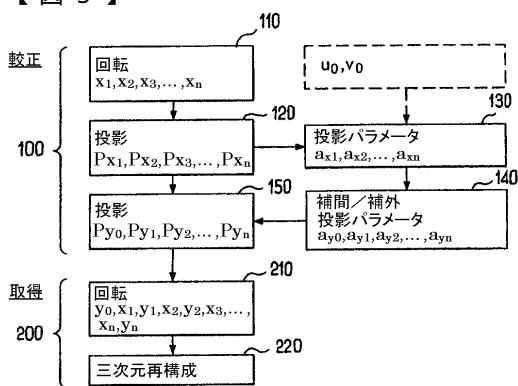
【図3】



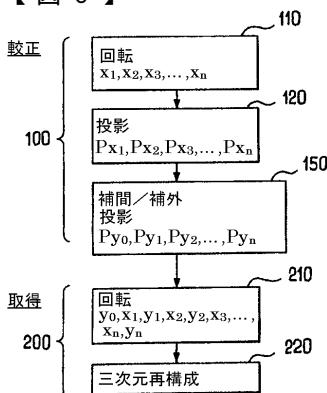
【図4】



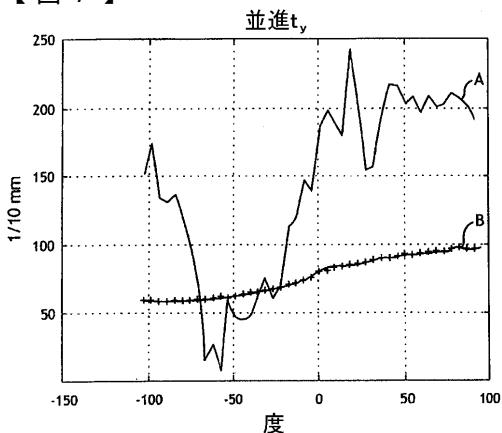
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き(51) Int.Cl.⁷

F I

テーマコード(参考)

H 04 N 5/32

(72)発明者 ジェレミー・ペスカトール

フランス、75014・パリ、リュ・リヤンクール、43番

(72)発明者 シリル・リッデル

フランス、75015・パリ、リュ・ド・ルルメル、154番

(72)発明者 イブ・トルウセ

フランス、91120・パレゾー、レズィダンス・デュ・パルク、8番

(72)発明者 リージス・バイヤン

フランス、91140・ヴィルボン・スユル・イベット、リュ・ド・ルツエルン、23番

F ターム(参考) 2G088 EE02 FF02 JJ05 JJ24 JJ27 KK33 LL26

4C093 EC16 FA15 FA22 FC12 FC27 FC28 FD07 FF42

5C024 AX11 CY00