

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4841319号
(P4841319)

(45) 発行日 平成23年12月21日 (2011.12.21)

(24) 登録日 平成23年10月14日 (2011.10.14)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 O P

A 6 1 B 6/12 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 O G

A 6 1 B 6/12

請求項の数 3 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2006-159885 (P2006-159885)	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成18年6月8日 (2006.6.8)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開2007-325787 (P2007-325787A)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(43) 公開日	平成19年12月20日 (2007.12.20)	(74) 代理人	110000888
審査請求日	平成21年5月26日 (2009.5.26)		特許業務法人 山王坂特許事務所
		(72) 発明者	岡本 秀一
			東京都千代田区内神田一丁目1番14号
			株式会社日立メディコ内
		(72) 発明者	寺本 冬彦
			東京都千代田区内神田一丁目1番14号
			株式会社日立メディコ内
		(72) 発明者	入江 敏之
			茨城県日立市城南町二丁目一番一号 日立
			総合病院内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 マルチスライスX線CT装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

X線源と、

被検体を透過してきたX線を検出する二次元のマルチスライスのX線検出器と、

前記X線源とX線検出器とを回転させる回転手段と、

前記X線検出器が検出した透過X線量を示す投影データであって、前記X線検出器の回転角と前記X線検出器の検出素子の位置とで表現される各投影点における投影データ量によって表される投影データを、前記X線検出器のうち測定に用いるスライス数と同数枚用いることにより、被検体の体軸方向であるZ軸と直交するスライス位置の異なる複数枚のアキシャル画像を生成する画像再構成手段と、

前記スライス数と同数枚の投影データにおいて対応する投影点の投影データ量のうちの最大値と最小値との差を算出し、前記算出した差が最大となる投影点を検出し、前記検出された投影点に対応する前記X線検出器の回転角と前記X線検出器の検出素子の位置とから、前記Z軸と直交するX-Y平面上の穿刺針の位置を示す直線を求める穿刺針検出手段と、

前記複数枚のアキシャル画像に基づいて、前記求めた直線と平行な面、かつ前記穿刺針が映った第1のMPR画像を生成するMPR画像生成手段と、

前記画像再構成手段によって再構成された複数枚のアキシャル画像のうちの前記検出した穿刺針を含むアキシャル画像と、前記MPR画像生成手段によって生成されたMPR画像とを表示する画像表示手段と、

10

20

を備えたことを特徴とするマルチスライス X 線 CT 装置。

【請求項 2】

前記 MPR 画像生成手段は、前記検出した穿刺針の針先を含み、前記第 1 の MPR 画像に対して直交する第 2 の MPR 画像を生成することを特徴とする請求項 1 に記載のマルチスライス X 線 CT 装置。

【請求項 3】

前記画像表示手段は、前記アキシャル画像上に前記 MPR 画像の位置を示す線を表示させることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載のマルチスライス X 線 CT 装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明はマルチスライス X 線 CT 装置に係り、特に透視撮影を行うマルチスライス X 線 CT 装置に関する。

【背景技術】

【0002】

体内のターゲットに向けて体外から針などを刺し、ターゲット組織を取り出したり薬を投与したりする作業を穿刺という。この穿刺は X 線 CT 装置を用いて X 線を連続的に照射し、体内組織の動態画像を生成、表示する透視撮影下で行われている。術者は X 線検出器が検出した投影データに基づいて画像化されたアキシャル画像 (X-Y 平面) を見ながら状況を確認し、穿刺針をターゲットに向けて進めたり、穿刺針の針先およびターゲットが

20

【0003】

マルチスライス X 線 CT 装置の登場により、複数枚の体軸 (Z 軸) 方向のアキシャル画像を同時に撮影し、撮影された複数枚のアキシャル画像を同時に同一ディスプレイに表示させて穿刺を行っている。これにより穿刺針とターゲットの位置関係を複数アキシャル画像で確認することが可能となっている。例えば、頭部側のアキシャル画像のみにターゲットの端や針の一部が描出されている場合は、穿刺状況を分かり易くするために、穿刺針の針先やターゲットの中心が中央のアキシャル画像に表示されるように、寝台を脚部側に移動させることがある。この寝台移動量はアキシャル画像から判断して決めている。

30

【0004】

しかし、被検体が動くことによって、中央のアキシャル画像で表示されていたターゲットや穿刺針の針先が中央のアキシャル画像で表示されなくなるという問題があった。

【0005】

これに対応するために、複数のアキシャル画像と、アキシャル画像とは異なる方向から見た断層画像 (サジタル画像及び कोरोナリ画像) とを並列表示するマルチスライス X 線 CT 装置 (特許文献 1) や、X 線源及び X 線検出器の回転と独立して所定角度回転分のみ X 線照射を行い、それによって得られたデータから複数のアキシャル画像をリアルタイムで再構成・表示するマルチスライス X 線 CT 装置 (特許文献 2) が提案されている。

【特許文献 1】特開 2003-190146 号公報

40

【特許文献 2】特開 2004-180711 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、上記特許文献では以下のような欠点があった。特許文献 1 では、複数の断面画像で穿刺針の位置を確認するために、術者が寝台位置を移動させて、最適な画像表示になるように装置を調整しなくてはならず、手間がかかるという問題があった。また、穿刺針の挿入方向の状況によっては、サジタル画像及び कोरोナリ画像に穿刺針の場所が表示されず、あるいは穿刺針の一部しか表示されないという問題があった。

【0007】

50

特許文献 2 では、被検体の動きによって表示されている画像から穿刺針が表示されなくなった場合においても速やかに穿刺針の位置の撮像・表示ができるが、撮像・表示される画像はアキシャル画像のみであるため、穿刺針が予定進路からずれたり、穿刺針がたわんだりする場合又は体軸方向に 90 度から角度をつけて穿刺針を体内に向けて刺し進めていく場合には、体軸方向の穿刺針の状況が分かりにくいという問題があった。

【0008】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたものであり、手間をかけずに確実に穿刺針の位置が表示され、かつ体軸方向の状況が分かりやすいマルチスライス X 線 CT 装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

10

【0009】

前記目的を達成するために、本発明に係るマルチスライス X 線 CT 装置は、X 線源と、被検体を透過してきた X 線を検出する二次元の X 線検出器と、前記 X 線源と X 線検出器とを回転させる回転手段と、前記 X 線検出器が検出した複数枚の投影データに基づいて被検体の体軸方向である Z 軸と直交するスライス位置の異なる複数枚のアキシャル画像を生成する画像再構成手段と、前記複数枚のアキシャル画像又は前記複数枚の投影データに基づいて、Z 軸と直交する X - Y 平面上における穿刺針の位置を検出する穿刺針検出手段と、前記複数枚のアキシャル画像に基づいて、前記検出した穿刺針を含む体軸方向に奥行きを持った MPR 画像を生成する MPR 画像生成手段と、前記画像再構成手段によって再構成された複数枚のアキシャル画像のうちの前記検出した穿刺針を含むアキシャル画像と、前記 MPR 画像生成手段によって生成された MPR 画像とを表示する画像表示手段と、を備えたことを特徴としている。これにより、体軸方向においても針とターゲットの位置関係を確認することができる。

20

【0010】

本発明に係るマルチスライス X 線 CT 装置は、前記 MPR 画像生成手段は、前記検出した穿刺針の針先を含む位置での体軸方向と平行な MPR 画像であって、前記第 1 の MPR 画像に対して直交する第 2 の MPR 画像を生成することを特徴とする。また、前記穿刺針検出手段は、前記複数枚の投影データに基づいて前記 X 線検出器の回転角と前記 X 線検出器の検出素子の位置とで表現される各投影点における複数枚分の投影データのうちの最大値と最小値との差を算出し、前記算出した差が最大となる投影点を検出し、前記検出された投影点に対応する前記 X 線検出器の回転角と前記 X 線検出器の検出素子の位置とから X - Y 平面上の穿刺針の位置を示す直線を求め、前記 MPR 画像生成手段は、前記求めた直線を含む体軸方向と平行な第 1 の MPR 画像を生成することを特徴としている。即ち、X 線検出器が検出した投影データから信号処理によって自動的に MPR 画像を表示する位置を決定するため、従来の穿刺手順を変更することなく、かつ術者の作業負担を増やすことなく MPR 画像を表示させることができる。

30

【0011】

本発明に係るマルチスライス X 線 CT 装置は、前記画像表示手段は、前記アキシャル画像上に前記 MPR 画像の位置を示す線を表示させることを特徴としている。これにより、穿刺針の位置をより立体的に認識することができるため、穿刺作業をより正確に行うことができる。

40

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、手間をかけずに確実に穿刺針の位置が表示され、かつ体軸方向の状況が分かりやすいマルチスライス X 線 CT 装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、添付図面に従って本発明に係るマルチスライス X 線 CT 装置を実施するための最良の形態について詳細に説明する。

【0014】

50

< 第 1 の実施の形態 >

図 1 は本発明に係る第 1 の実施の形態のマルチスライス X 線 CT 装置の全体構成を示す概略図である。寝台 20 に被検体 10 を寝かせ、穿刺針 14 をターゲット 12 に向けて穿刺する穿刺作業を行う。術者がフットスイッチ 28 を押すことで、X 線発生器 22 から X 線が照射され、被検体 10 を透過した X 線が X 線検出器 24 で測定される。X 線の照射は所定の回転角度、例えば 360 度回転分だけ X 線を照射し、投影データを取得する。その結果は画像処理装置・制御装置 30 に転送され、被検体 10 内部の X 線吸収 (CT 値) の分布が計算される。この X 線吸収 (CT 値) の分布を投影データから画像化したものを X 線室内ディスプレイ 32 および操作卓上ディスプレイ 34 に表示させる。術者は X 線室内ディスプレイ 32 および操作卓上ディスプレイ 34 に表示された画像からターゲット 12 と穿刺針 14 の位置を確認し、必要に応じてフットスイッチ 28 を用いて寝台 20 の移動・X 線照射を繰り返し、状況を確認しながら穿刺作業を行う。

10

【 0015 】

穿刺針 14 がターゲット 12 に向けて穿刺された場合の X 線室内ディスプレイ 32 および操作卓上ディスプレイ 34 の表示画面の一例を図 2 に示す。X 線室内ディスプレイ 32 および操作卓上ディスプレイ 34 には、複数枚のアキシャル画像 40 (a)、40 (b)、40 (c) と、MPR 画像 42、44 と、あらかじめ撮影し穿刺をシミュレートしたときの参考図 46 とを表示する。複数枚のアキシャル画像 40 (a)、40 (b)、40 (c) の間隔はユーザー側にて設定が可能なものである。MPR 画像 42 には、投影データを元に作成した CT 画像もしくは投影データから信号処理により穿刺針 14 の位置を検出し、穿刺針 14 の挿入方向と平行な面かつ、穿刺針 14 が画像に映る位置での画像が表示される。MPR 画像 44 には、MPR 画像 42 に対して直交しかつ穿刺針 14 の針先を含んでいる位置での画像が表示される。この MPR 画像 42、44 を見ることでターゲット 12 と針の体軸方向の位置関係を確認することができる。例えば、MPR 画像 42 を見ることで、穿刺針 14 の体軸方向への傾き状況や、傾いたままでも穿刺針 14 がターゲット 12 に命中するのか等を視覚的に容易に把握することが可能となる。アキシャル画像 40 (a)、40 (b)、40 (c) 及び MPR 画像 42、44 とあわせて 3 方向から穿刺針 14 の針先が目的の位置にあるかどうか確認することができる。3 画面にターゲット 12 と穿刺針 14 の針先が表示されていれば、穿刺針 14 の針先がターゲットに命中していることになる。なお、図 3 に示すように、検出された穿刺針 14 の針先の位置に針先位置表示 58 を表示してもよい。

20

30

【 0016 】

複数枚のアキシャル画像 40 (a)、40 (b)、40 (c) の関係及び MPR 画像 1 とアキシャル画像の対応関係が分かりやすいように、MPR 画像 42、44 にアキシャル画像 40 (a)、40 (b)、40 (c) の位置 50 (a)、50 (b)、50 (c) を点線で示し、アキシャル画像 40 (b) に MPR 画像 42、44 の位置 52、54 を点線で示す。なお、本実施例では点線で表示させているが、矢印等で表示しても良い。

【 0017 】

MPR 画像 42、44 に体軸方向が一目で分かるような体軸目盛 56 を表示する。穿刺作業が行いやすい位置に寝台を動かす際に、体軸目盛 56 から寝台の移動量などを定量的に判断できる。MPR 画像の体軸方向の範囲および体軸目盛 56 の長さは、コリメータ 26 を制御することで、ユーザー側にて設定が可能とする。

40

【 0018 】

なお、本実施例では、体軸目盛 56 をターゲット 12 の近くに配置しているが、体軸目盛 56 をどこに配置しても良い。また、本実施例では、上記の表示 50 (a)、50 (b)、50 (c)、52、54、56、58 の色を CT 画像の黒と白の濃淡と混同しないように黄色にして常時表示させているが、フットスイッチ 28 に備え付けたボタン等により、表示・非表示の切り替え式としても良いし、どのような色で表示してもよい。

【 0019 】

次に、穿刺針 14' がターゲット 12 に向けて穿刺された場合の X 線室内ディスプレイ

50

3 2 および操作卓上ディスプレイ 3 4 の表示画面の一例を図 4 及び図 5 に示す。なお、図中、図 2 および図 3 と同一の部分については同一の符号を付し、説明を省略する。図 4 に穿刺針 1 4 ' を体内に刺し少し進めたときの状況を示す。アキシャル画像 4 0 (a)、4 0 (b)、4 0 (c) のみの場合でも、体軸方向に穿刺針 1 4 ' が傾いていることの確認及び X - Y 平面上で穿刺針 1 4 ' がターゲットに当たるかどうかの確認は可能だが、体軸方向において穿刺針 1 4 ' がターゲット 1 2 に向かっているかどうかの判断は難しい。X - Y 平面のアキシャル画像 4 0 (a)、4 0 (b)、4 0 (c) のみではなく M P R 画像 4 2、4 4 を見ることで、体軸方向におけるターゲット 1 2 と穿刺針 1 4 ' との位置関係を確認することが可能となる。必要であれば、M P R 画像 4 2、4 4 を見て寝台 2 0 の移動量を判断する。図 4 に示した例では、このまま穿刺針 1 4 ' を直進させると、穿刺針 1 4 ' がターゲット 1 2 に当たることが確認できる。なお、図 5 は図 4 の状況からそのまま穿刺針 1 4 ' を直進させて、穿刺針 1 4 ' がターゲット 1 2 に当たったときの状態の表示画面である。

【 0 0 2 0 】

これにより、穿刺作業下においてこのまま穿刺針を進めてターゲットに到達するのか否か、目的の位置に穿刺針が来ているのか、軌道の修正が必要かどうか等を複数方向の画像から判断することが可能となる。

【 0 0 2 1 】

次に、穿刺針 1 4 の位置を検出する方法を説明する。

【 0 0 2 2 】

マルチスライス検出器において画素数 $512 \cdot 512$ で画像処理が行われ、複数の検出器の中から 3 検出器で穿刺針が検出された場合の例を図 6 に示す。C T 画像 6 0 (a)、6 0 (b)、6 0 (c) は投影データから計算により求められた C T 値の分布を画像化したものである。この画像に C T 値で閾値処理を加えることによって、閾値より上の C T 値の画素を 1 とし、閾値より低い C T 値の画素を 0 とする。この閾値処理によって、閾値処理画像 6 2 (a)、6 2 (b)、6 2 (c) に示すように、穿刺針とその他の組織とに区別される。穿刺針が検出されていない検出器における画像は全て閾値より低いため 0 となる。このとき画素数 $512 \cdot 512$ の領域で閾値処理を行うと、穿刺針以外の組織が閾値を超えて穿刺針と認識されてしまう可能性があるため、図 7 に示すように、事前スキヤンの結果・穿刺計画のときにあらかじめ関心領域を設定しておき、この領域以外の画素は閾値処理により全て 0 となるようにする。このように骨などの C T 値の高い組織と穿刺針との混在をなくす手法をとる。閾値処理画像 6 2 (a)、6 2 (b)、6 2 (c) を O R で加算することで、加算画像 6 4 に示すように、1 本の穿刺針を表すことができる。この $512 \cdot 512$ 領域には穿刺針の部分が 1 そのほかは 0 という 2 値の表示となる。

【 0 0 2 3 】

次に、信号処理によって穿刺針の針先を認識する方法について説明する。

【 0 0 2 4 】

図 8 に示すように、穿刺を水平方向に対して上側から行う際には、関心領域内において Y 軸上で一番下にあるサンプルの点 (x_v, y_v) が穿刺針の針先となる。逆に水平方向に対して下側から穿刺を行う際には、Y 軸上で一番上にあるサンプル点 $(x_{v'}, y_{v'})$ が穿刺針の針先となる。

【 0 0 2 5 】

次に、複数のサンプル点から近似直線を求めることで M P R 画像を表示する位置を決定する方法について説明する。

【 0 0 2 6 】

図 9 に示すように、X - Y 平面において、閾値が越えた分だけのサンプル点が画素数 $512 \cdot 512$ 領域に存在する。複数の点から近似直線を求める手法に最小二乗法がある。図 1 0 にこの計算手法を用いた近似計算の例を示す。

【 0 0 2 7 】

下記の式 (1) は近似直線と各サンプル点との距離の 2 乗の総和を表しており、サン

10

20

30

40

50

ル点の数を n 個としたときの式を表している。

【 0 0 2 8 】

【 数 1 】

$$S = d_1^2 + d_2^2 + \cdots + d_{n-2}^2 + d_{n-1}^2 + d_n^2 \cdot \cdots \cdot (1)$$

【 0 0 2 9 】

図 10 に表示されている、あるサンプル点の座標を (x_1, y_1) とし、 a を傾き、 b を切片とすると、近似直線は、

$$y = a x + b \cdot \cdots \cdot (2)$$

となり、式 (2) より (x_1, y_1) の関係は、

$$y_1 = a x_1 + b$$

となり、 (x_1, y_1) と近似直線との距離 d_1 は、

$$d_1 = y_1 - y = y_1 - (a x_1 + b)$$

$$d_1 = y_1 - a x_1 - b$$

となり、あるサンプル点の座標 (x_1, y_1) と近似直線の距離 d_1 が求まる。同様に $d_1 \sim d_n$ までを計算し、式 (1) に代入すると、

【 0 0 3 0 】

【 数 3 】

$$S = \sum_{i=1}^n (y_i - ax_i - b)^2 \cdot \cdots \cdot (3)$$

【 0 0 3 1 】

となり、式 (3) から偏微分等によって、 s が最小値となるような a と b の値を求めることができる。

【 0 0 3 2 】

この近似直線は穿刺針の進行方向となり、この位置での M P R 画像を作成することで、穿刺針の挿入方向と平行な面かつ、穿刺針が画像に映る位置にて M P R 画像 4 2 を表示することができる。

【 0 0 3 3 】

なお、本実施例では、複数の検出器の中から 3 個の検出器で穿刺針が検出されている場合を表しているが、この手法を用いれば、針が 1 個の検出器にしか針が検出されていない場合においても針の挿入方向を C T 画像から自動的に認識することができ、M P R 画像 4 2 を表示させることが可能となる。

【 0 0 3 4 】

次に前述の M P R 画像 4 2 に直交しかつ穿刺針の針先の位置における M P R 画像 4 4 の表示位置を求める方法について説明する。

【 0 0 3 5 】

図 1 1 に示すように、前記で求めた近似直線 (1) の傾き a からこれに直交する直線の傾き a' が

$$\text{傾き } a \times \text{傾き } a' = -1 \cdot \cdots \cdot (4)$$

より求められる。求められた傾き a と、図 8 で設定した関心領域内において Y 軸上の一番下にあるサンプルの点 (x_v, y_v) とより、針の進行方向に対して直角かつ針先での M P R 画像 4 4 の表示位置を決め表示させることが可能となる。

【 0 0 3 6 】

本実施の形態によれば、計測データを元に作成した C T 画像から信号処理によって自動的に M P R 画像を表示する位置を決め、穿刺針に沿った M P R 画像を表示させることが可能となり、体軸方向の状況が分かりやすくなる。また、自動的に M P R 画像の位置を決めることにより、術者の作業を増やすことがほとんど無く、従来の手順のままで穿刺作業を行うことが可能となる。また、M P R 画像と複数のアキシシャル画像を同一ディスプレイに表示させて確認することで、穿刺針の位置を立体的に認識することができるために、穿刺

10

20

30

40

50

作業がより正確になる。また、針が体軸方向に対して傾いている場合においても、穿刺針の位置を立体的に捉えることができる。また、表示される各画像間の位置関係や目盛等を見ることで、穿刺状況が分かりやすくなり、テーブル移動量などを定量的に判断することができる。

【0037】

なお、上記実施の形態では、3枚のアキシャル画像をディスプレイ上段に表示させ、2枚のMPR画像と1枚の参考図とをディスプレイ下段に表示させているが、穿刺の経路などに応じて術者が穿刺作業のしやすいように、図12に示すように2枚のMPR画像をディスプレイ左側に表示させ、3枚のアキシャル画像と1枚の参考図とをディスプレイ右側に表示させても良いし、図13に示すように4枚のアキシャル画像と1枚のMPR画像とを表示し、3枚のアキシャル画像をディスプレイ上段に表示させ、アキシャル画像とMPR画像と参考図とを各1枚ディスプレイ下段に表示させてもよい。

10

【0038】

また、上記実施の形態では6枚の画像を表示させているが、ディスプレイの解像度等によって6枚の画像が表示できない場合は、ボタン等の操作により図14のように5画面表示にしてもよい。また、上記実施の形態では、事前に撮影された参考図を表示させているが、参考図を表示させなくてもよい。

【0039】

<第2の実施の形態>

図15は本発明に係る第2の実施の形態のマルチスライスX線CT装置において、穿刺針14の位置を検出する方法を示す。なお、図中、第1の実施の形態と同一の部分については、同一の符号を付し、説明を省略する。

20

【0040】

X線CT装置の画像処理において、透過X線量を示す投影データから画像を作成する過程で一旦、X線を減衰させる被写体の投影値に変換した生データの状態で一時的に保持している。この生データは、図15(a)に示すように、縦にview数、横に検出器のチャンネル数を表しており、1つの生データあたり検出器のチャンネル数×view数の数だけ投影値が存在していることになる。本発明では16スライスのマルチスライス検出器で測定を行うため、16枚の生データを利用する。生データ上の各(チャンネル, view)座標位置は、被写体の分布もしくはアキシャル画像(X-Y平面)上の直線に対応する。穿刺針のように直線的でありかつX線が透過しにくい被写体が、Z軸方向の傾きが小さい状態で撮影された場合には、生データ上の対応する座標付近で急激に投影データ量が大きくなる。また穿刺針の直径は小さいため、穿刺針に添った直線の座標位置において、穿刺針が存在するスライスの投影データ量は大きく、穿刺針が存在しないスライスの投影データ量は小さいので、スライス方向のばらつきが大きくなる。

30

【0041】

次に、穿刺針の位置を特定する方法について説明する。

【0042】

投影データ量が大きくかつスライス方向のばらつきが大きい座標位置を特定するため、スライス方向の複数の生データにおいて、検出器のチャンネルとviewとで表現される各投影点の投影データにおける最大値と最小値とを割り出し、最大値から最小値を引くことで、スライス方向でのデータ量の差を求める。最大値から最小値を引いた値を $m(c, v)$ とすると、 $m(c, v)$ は図15(b)に示すような一枚のデータとなる。図15(c)に示すように、 $m(c, v)$ が最大の値つまり投影データの最大値から最小値を引いた差が最大となる投影点を抽出する。

40

【0043】

この投影点を穿刺針14が存在するviewとチャンネルとして特定する。図16に示すように、特定されたviewとチャンネルは、X線発生器22とX線検出器24との位置関係が、ちょうど穿刺針14の挿入方向に沿ったときの角度と位置の情報を示している。

50

【 0 0 4 4 】

角度と位置の情報から、穿刺針 1 4 の位置を X - Y 平面上の直線に換算する。この結果を元に M P R 画像 4 2 を作製し、複数枚のアキシャル画像 4 0 (a)、4 0 (b)、4 0 (c) と、M P R 画像 4 2 と、あらかじめ撮影し穿刺をシミュレートしたときの参考図 4 6 とを X 線室内ディスプレイ 3 2 および操作卓上ディスプレイ 3 4 に表示する。

【 0 0 4 5 】

なお、このとき生デ - タ全体の領域でばらつきを確認すると、穿刺針以外の組織の境界があるスライス面と重なるような場合には、穿刺針以外の組織の境界が穿刺針と認識されてしまうため、関心領域に添った座標 (図 1 5 に示す生デ - タは 1 周 3 6 0 °を示しているため、対応する座標は 2 点) から離れた位置は除外する。こうすることで、穿刺針と骨などの C T 値の高い組織との混在をなくす手法をとる。

10

【 0 0 4 6 】

本実施の形態によれば、生デ - タから信号処理によって自動的に M P R 画像を表示する位置を決め、穿刺針に沿った M P R 画像を表示させることが可能となり、体軸方向の状況が分かりやすくなる。また、自動的に M P R 画像の位置を決めることにより、術者の作業を増やすことがほとんど無く、従来の手順のままで穿刺作業を行うことが可能となる。また、M P R 画像と複数のアキシャル画像を同一ディスプレイに表示させて確認することで、穿刺針の位置を立体的に認識することができるために、穿刺作業がより正確になる。また、針が体軸方向に対して傾いている場合においても、穿刺針の位置を立体的に捉えることができる。また、表示される各画像間の位置関係や目盛等を見ることで、穿刺状況が分

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 7 】

【 図 1 】本発明が適用されたマルチスライス X 線 C T 装置の第 1 の実施の形態の全体構成を示す概略図である。

【 図 2 】上記マルチスライス X 線 C T 装置の第 1 の実施の形態の画像表示画面の一例である。

【 図 3 】上記マルチスライス X 線 C T 装置の第 1 の実施の形態の画像表示画面の一例である。

【 図 4 】上記マルチスライス X 線 C T 装置の第 1 の実施の形態の画像表示画面の一例である。

30

【 図 5 】上記マルチスライス X 線 C T 装置の第 1 の実施の形態の画像表示画面の一例である。

【 図 6 】上記マルチスライス X 線 C T 装置の第 1 の実施の形態の穿刺針の検出方法を示す説明図である。

【 図 7 】上記マルチスライス X 線 C T 装置の第 1 の実施の形態の穿刺針の検出方法を示す説明図である。

【 図 8 】上記マルチスライス X 線 C T 装置の第 1 の実施の形態の穿刺針の針先を認識する方法を示す説明図である。

【 図 9 】上記マルチスライス X 線 C T 装置の第 1 の実施の形態の穿刺針の検出結果から近似直線及び M P R 画像の表示位置を求める方法を示す説明図である。

40

【 図 1 0 】上記マルチスライス X 線 C T 装置の第 1 の実施の形態の穿刺針の検出結果から近似直線及び M P R 画像の表示位置を求める方法を示す説明図である。

【 図 1 1 】上記マルチスライス X 線 C T 装置の第 1 の実施の形態の M P R 画像の表示位置を求める方法を示す説明図である。

【 図 1 2 】上記マルチスライス X 線 C T 装置の第 1 の実施の形態の画像表示画面の一例である。

【 図 1 3 】上記マルチスライス X 線 C T 装置の第 1 の実施の形態の画像表示画面の一例である。

【 図 1 4 】上記マルチスライス X 線 C T 装置の第 1 の実施の形態の画像表示画面の一例で

50

ある。

【図 1 5】本発明が適用されたマルチスライス X 線 C T 装置の第 2 の実施の形態の穿刺針の検出方法を示す説明図である。

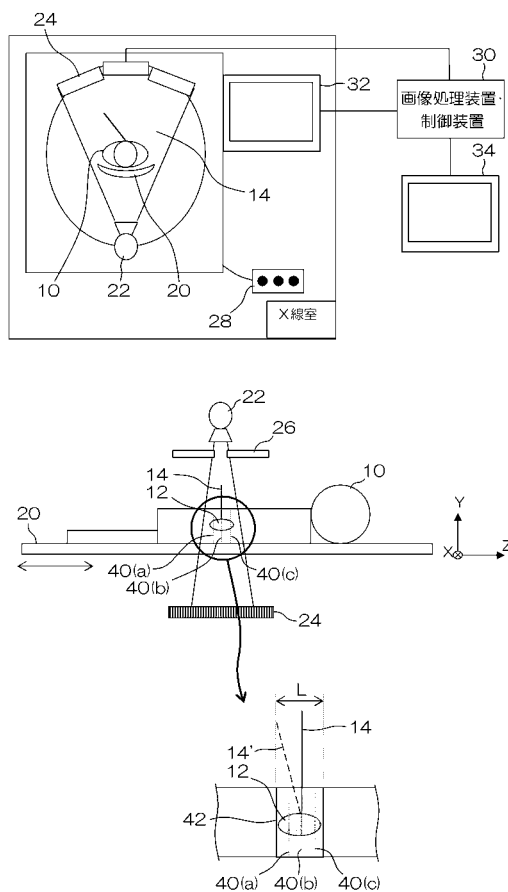
【図 1 6】上記マルチスライス X 線 C T 装置の第 2 の実施の形態の穿刺針の検出結果から近似直線及び M P R 画像の表示位置を求める方法を示す説明図である。

【符号の説明】

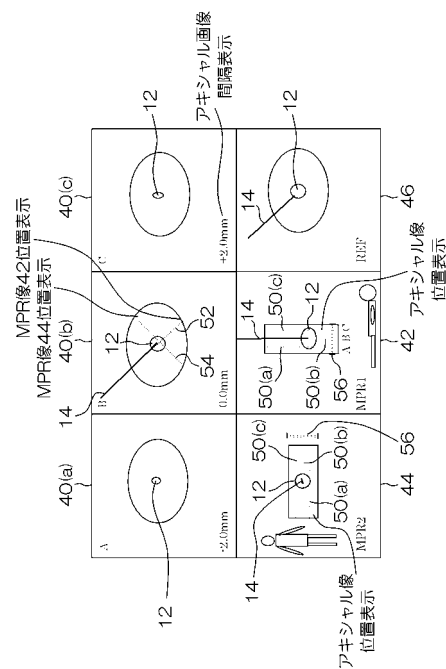
【 0 0 4 8 】

1 0 ... 被検体、1 2 ... ターゲット、1 4 ... 穿刺針、4 0 (a)、4 0 (b)、4 0 (c) ... アキシャル画像、4 2、4 4 ... M P R 画像

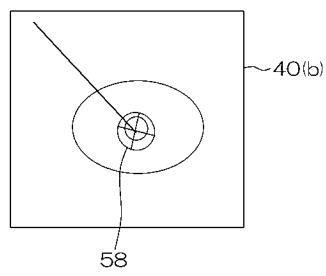
【図 1】



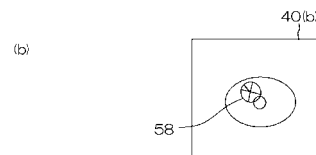
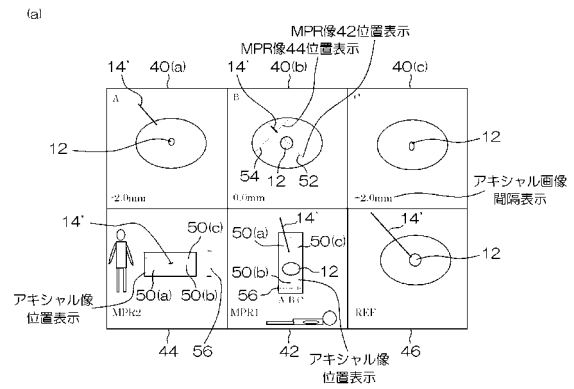
【図 2】



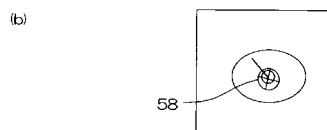
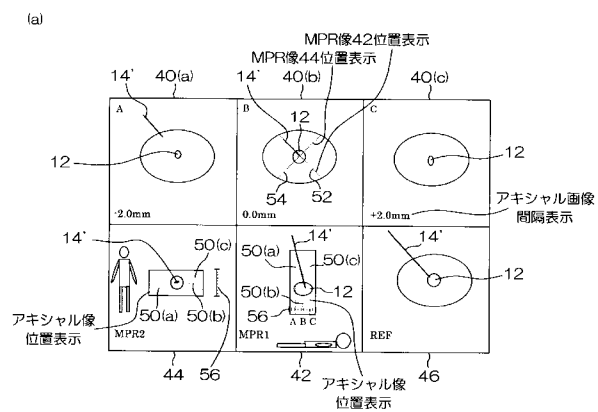
【 図 3 】



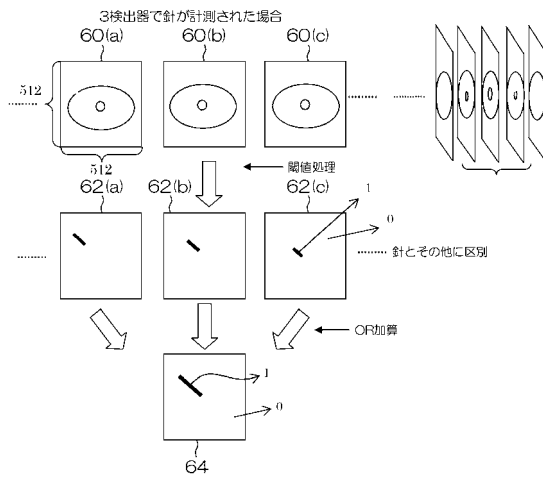
【 図 4 】



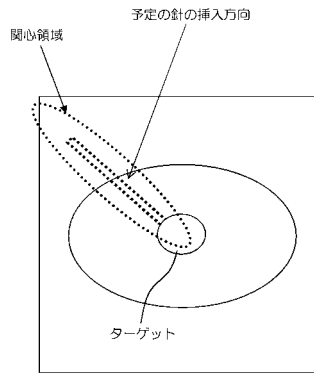
【 図 5 】



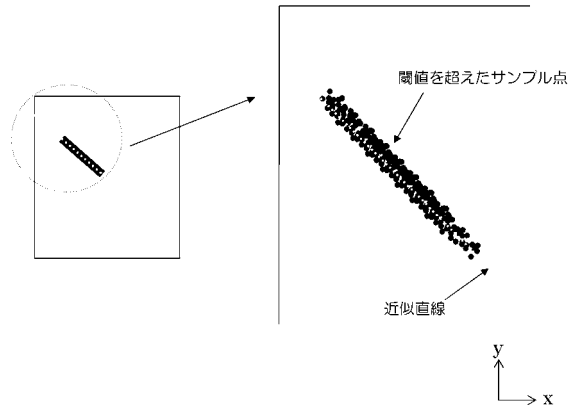
【圖 6】



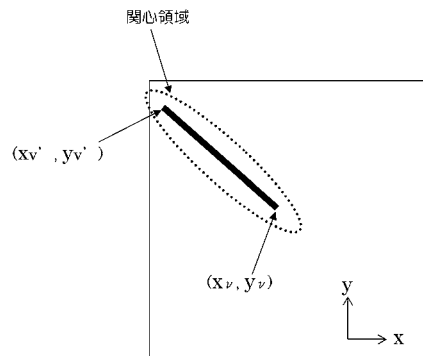
【図 7】



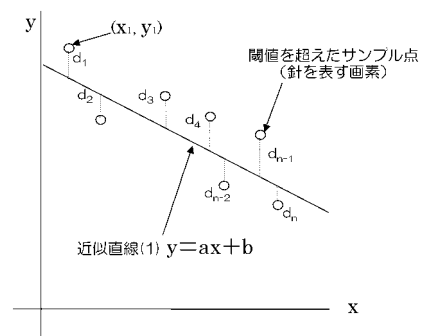
【図 9】



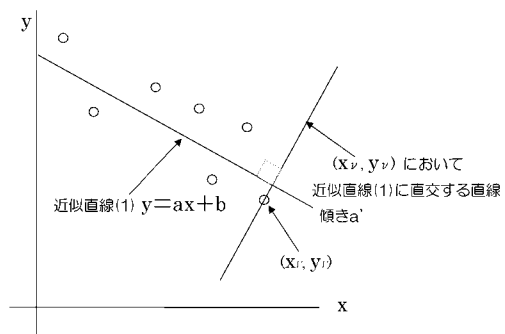
【図 8】



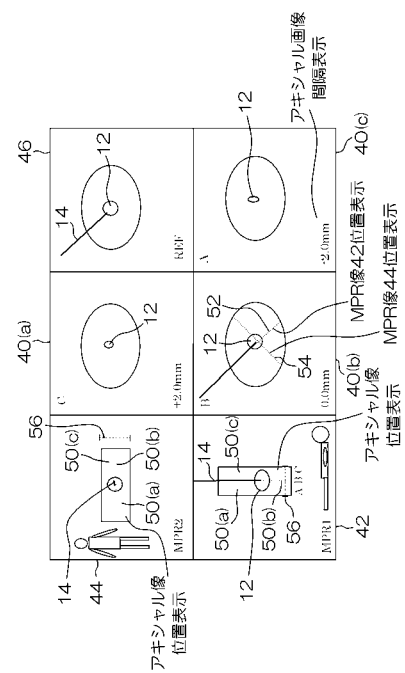
【図 10】



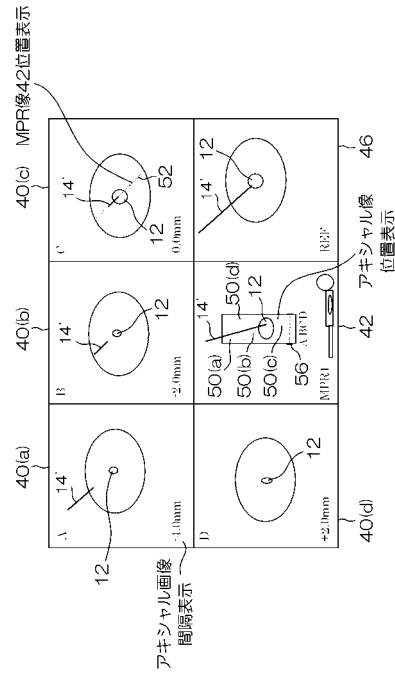
【図 11】



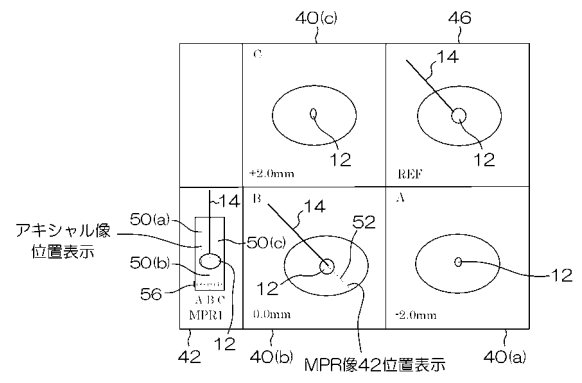
【図 12】



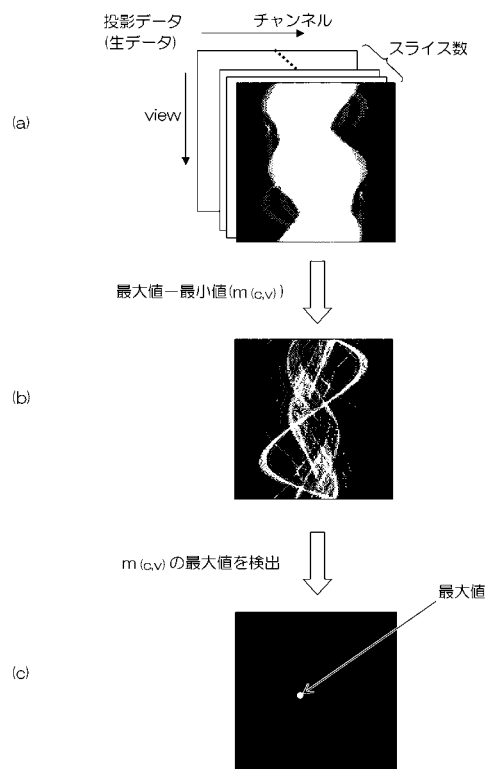
【図 13】



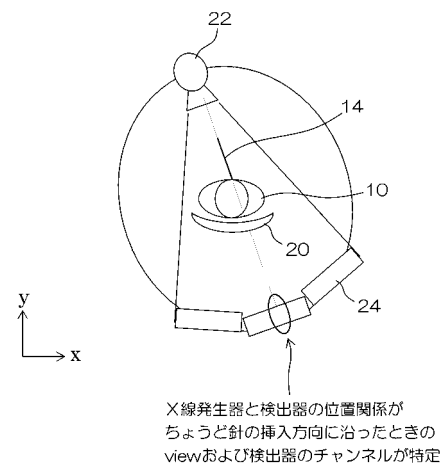
【図 14】



【図 15】



【図 16】



フロントページの続き

審査官 小田倉 直人

- (56)参考文献 特開2003-190146(JP,A)
特開2002-191593(JP,A)
特開2000-083941(JP,A)
特開2006-034548(JP,A)
特開2006-043167(JP,A)
特開2005-169070(JP,A)
特開平11-33011(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 6/03
A61B 6/12