

(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2005-224460  
(P2005-224460A)

(43) 公開日 平成17年8月25日(2005.8.25)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/03	A 6 1 B 6/03 3 6 0 J	4 C 0 9 3
A 6 1 B 5/00	A 6 1 B 5/00 D	4 C 0 9 6
A 6 1 B 5/055	A 6 1 B 5/00 G	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/08	A 6 1 B 8/08	5 B 0 5 7
G O 1 R 33/54	G O 6 T 1/00 2 9 0 B	
審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 16 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2004-37781 (P2004-37781)  
(22) 出願日 平成16年2月16日 (2004.2.16)

(71) 出願人 000153498  
株式会社日立メディコ  
東京都千代田区内神田1丁目1番14号  
(72) 発明者 白旗 崇  
東京都千代田区内神田1丁目1番14号  
株式会社日立メディコ  
コ内  
(72) 発明者 後藤 良洋  
東京都千代田区内神田1丁目1番14号  
株式会社日立メディコ  
コ内  
Fターム(参考) 4C093 CA17 FF16 FF30 FF42 FG05  
4C096 AA20 AB50 AC04 AD14 AD25  
DC11 DC19 DC21 DC27 DC29  
DC33 DC40  
最終頁に続く

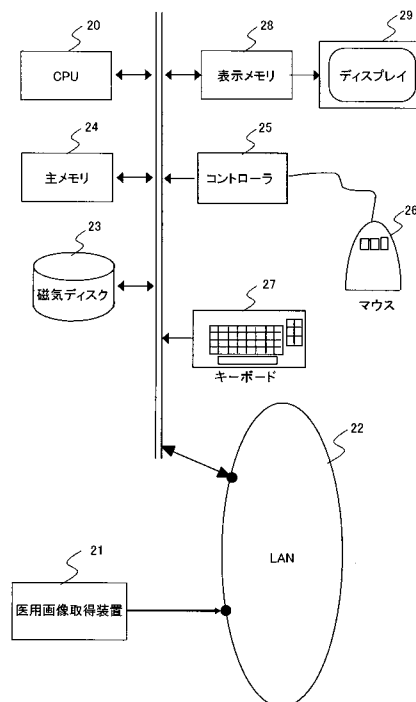
(54) 【発明の名称】 医用画像診断装置

(57) 【要約】

【課題】 空間的にあるいは時間的に連なる複数の画像について、自動的に臓器領域抽出を行う際に、正確でない臓器領域抽出がされた場合にも補正することが可能な医用画像診断装置を提供する。

【解決手段】 空間的に、あるいは時間的に連なる複数毎の画像より、各画像における特定の臓器領域を自動的に抽出する手段を備えたX線CT装置や磁気共鳴イメージング装置、超音波装置などの医用画像診断装置において、前記自動的に抽出した臓器領域の精度を各画像において測定する手段と、前記測定した精度の低い画像については、精度の高い画像を基に正しい臓器領域に修正する手段(20)を備える。

【選択図】 図2



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

空間的に、あるいは時間的に連なる複数毎の画像より、各画像における特定の臓器領域を自動的に描出する手段を備えたX線CT装置や磁気共鳴イメージング装置、超音波装置などの医用画像診断装置において、前記自動的に抽出した臓器領域の精度を各画像において測定する手段と、前記測定した精度の低い画像については、精度の高い画像を基に正しい臓器領域に修正する手段を備えたことを特徴とする医用画像診断装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、医用画像診断装置に係り、特に医用画像診断装置によって得られた被検体の医用断層画像より、臓器の領域を好適に描出することが可能な医用画像診断装置に関する。

10

## 【背景技術】

## 【0002】

医用画像診断装置（X線CT装置や磁気共鳴イメージング装置、超音波診断装置等）によって得られた被検体の医用断層画像より、含まれる臓器の領域を抽出することは、臨床上有用である。例えば描出した臓器の領域の大きさがわかれば、臓器の肥大化の診断等に役立つからである。

## 【0003】

従来、臓器領域を抽出して大きさを診断する際には、医師が目視により輪郭を定め、画像上に手作業で折れ線を描き、領域内の面積を求めていた。しかしながら、手作業による方法では、医師に多大な労力を必要とした。特に、近年医用画像診断技術の進歩により、心臓をリアルタイムで撮像できるようになると、リアルタイムで撮像した心臓のすべての画像について手作業で心筋や心室等の領域を求めることは、多大な時間を要した。

20

## 【0004】

一方、上記臓器の描出を自動的に行う方法として、特許文献1記載の従来技術がある（特許文献1参照。）。

## 【特許文献1】特許2845995号公報

## 【0005】

特許文献1記載の従来技術は、領域拡張による方法（一般的にリージョン・グロウイングと呼ばれている。）を基本技法として用い、局所的濃度変化を考慮した条件と大域的濃度変化を考慮した条件とを組み合わせ、自動的に領域描出を行う方法である。

30

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0006】

本発明者は、上記従来技術を検討した結果、以下の問題点を見出した。

例えば心臓のようにボリュームのある臓器を、磁気共鳴イメージング装置でリアルタイムに各断層面において撮像する場合を考える。磁気共鳴イメージング装置では各画像を、得られたNMR信号の最大強度と最低強度の幅に応じて最適なコントラストに規格化して、画像化する。この場合、位置の隣合う画像間、あるいは同一の断層像位置でもタイミングの異なる画像間で、NMR信号の最高強度と最低強度の幅に変化が生じれば、異なるコントラスト（表示条件）で画像化されることになる。この微妙に変化する表示条件により表示された画像をもとに、複数の画像の臓器領域抽出を自動的に行うと、位置の隣合う画像間、あるいはタイミングの異なる画像間で、正確に臓器領域抽出ができる場合もあれば、できない場合も生じる問題がある。

40

## 【0007】

本発明の目的は、空間的にあるいは時間的に連なる複数の画像について、自動的に臓器領域描出を行う際に、正確でない臓器領域抽出がされた場合にも補正することが可能な医用画像診断装置を提供することにある。

50

## 【課題を解決するための手段】

## 【0008】

本発明によれば、空間的に、あるいは時間的に連なる複数毎の画像より、各画像における特定の臓器領域を自動的に描出する手段を備えたX線CT装置や磁気共鳴イメージング装置、超音波装置などの医用画像診断装置において、前記自動的に抽出した臓器領域の精度を各画像において測定する手段と、前記測定した精度の低い画像については、精度の高い画像を基に正しい臓器領域に修正する手段を備えたことを特徴とする医用画像診断装置が提供される。

## 【発明の効果】

## 【0009】

本発明によれば、空間的にあるいは時間的に連なる複数の画像について、自動的に臓器領域描出を行う際に、正確でない臓器領域抽出がされた場合にも補正することが可能な医用画像診断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】

## 【0010】

本発明の実施の形態では、図1に示すような心臓短軸像10が、スライス方向および時相方向に複数得られている場合に心筋11を抽出する場合を例にとって説明する。図2は本発明による医用画像診断装置の一例である。

## 【0011】

医用画像診断装置は図2に示すように、下記に詳述する方法により領域抽出演算、抽出した領域の精度の測定演算、精度の低い画像の領域を補間等による修正して求める修正演算等を行う手段を備えたCPU20と、X線CT装置や磁気共鳴イメージング装置、超音波診断装置等から成る医用画像取得装置21と、医用画像取得装置21により撮影された医用診断画像をLAN22などのネットワークを介して受け取り記憶する磁気ディスク23と、領域抽出演算および領域修正演算時に医用断層画像データや演算の途中経過を記憶する主メモリ24と、操作者が領域抽出や領域修正に必要な入力を行うためのコントローラ25と、コントローラ25に操作者が必要な情報を入力するためのマウス26やキーボード27と、領域抽出結果、および領域修正結果を表示するために用いる表示メモリ28と、表示装置29等からなる。

## 【実施例1】

## 【0012】

図3に示すように心臓30の各スライス位置における複数毎(M毎)の短軸像31が時相方向にN時相分撮影された心臓短軸像について、心筋領域を自動的に抽出し、抽出精度が低い画像がある場合には、それを選択し、それを修正する場合を例にとり説明する。

## 【0013】

本発明を実現するグラフィカルユーザインターフェイス(以下、GUIと呼ぶ)を図5に示す。GUIは図2に示すディスプレイ29に表示されている。GUIは注目画像表示領域51を含み、以下で説明する修正作業を行える作業ウィンドウ52と、複数の画像を同時に表示可能な一覧画像表示領域53を含む一覧画像表示ウィンドウ54とからなる。ここで一覧画像表示ウィンドウ54には例えば次の2種類の表示モードがある。

(表示モード1) 同一時相全スライス画像表示モード

(表示モード2) 同一スライス全時相画像表示モード

操作者は必要に応じてマウス26やキーボード27などの入力装置を操作して表示モード切替ボタン55を押し、これらの表示モードを切り替えることが可能である。

## 【0014】

図4は本発明の第1の実施例の動作を示すフローチャートである。各ステップについて図を用いて説明する。

## (ステップ40)

操作者はマウス26やキーボード27などの入力装置を操作してGUI上の画像入力ボタン56を押し、医用画像取得装置21により撮影された医用診断画像を、LAN22を介して主メモリ24に入力したり、磁気ディスク23に記憶されている医用断層画像を主メモリ24に入力した

10

20

30

40

50

りする。

【0015】

(ステップ41)

CPU20は画像が入力されると例えば特許文献1に記載されている領域抽出法等を用いて、心筋領域の抽出を行う。

(ステップ42)

CPU20は前記臓器領域を抽出したすべての断層画像について抽出精度を測定する。抽出精度の測定について図6を用いて説明する。図6は全画像をスライス方向および時相方向に順番に並べた図である。抽出精度の測定対象となる画像を60とする。

【0016】

まず、抽出精度の測定には61から68までの8枚の画像を用いる。61から68までの8枚の画像において抽出された臓器領域の“平均の領域”を求める。ここで“平均の領域”の求め方を、図7を用いて説明する。心筋領域のように臓器の輪郭曲線が心筋外輪郭曲線と心筋内輪郭曲線の2種類ある場合、それぞれの輪郭曲線について以下に説明する処理を行う。図7ではまず心筋外輪郭曲線についての処理から始める。

【0017】

図7の70は画像61において抽出された心筋外輪郭曲線である。心筋外輪郭曲線70に囲まれた領域の重心71を求める。同様に62から68までの画像についても重心を求める。画像61から68について求めた重心の平均重心座標72を求める。ただし、図7において横方向をx軸、縦方向をy軸とする。

【0018】

次に、画像61において平均重心座標72を基準として、x軸方向から角度  $\theta$  の位置で平均重心座標72から心筋外輪郭曲線までの距離を求め、 $D(61: \theta)$  とする。(ただし、 $0^\circ < 360^\circ$ )。同様に画像62から68についても、角度  $\theta$  の位置での平均重心座標72からの距離を求め、 $D(62\sim 68: \theta)$  とする。次に、各角度において、61から68までの画像におけるDの平均値を求め、 $L(\theta)$  とする。

【0019】

次に、図7(b)のように、 $0^\circ < 360^\circ$  の各角度において、平均重心座標72を中心にして  $\theta$  の方向に $L(\theta)$  の距離に点74のようにプロットし、曲線75を描く。曲線75を平均心筋外輪郭曲線とする。心筋内輪郭曲線についても同様にして求め、曲線76を描く(図7(c))。2つの輪郭曲線に囲まれた領域を、平均の領域77とする。

【0020】

図8に抽出精度の測定について示す。平均の領域77が求まったら、それと注目画像60において抽出されている心筋領域80とを図8のように重ね合わせる。2つの領域が重なっている部分の面積をSAとする。一方、領域80の面積をS80とし、平均の領域77の面積をS77とする。抽出精度は、経験的に設定した閾値をTとして、以下の2式が共に成り立つときに、平均の領域77と注目画像60の心筋領域80との相関が高いため、注目画像60の抽出精度はよいと判断する。一方、以下のいずれか1式でも満たさない場合は相関が低いため注目画像60の抽出精度は低いと判断し、フラグを立てる。フラグ値は主メモリ24に記憶される。

$$SA / S80 \geq T \quad (1)$$

$$SA / S77 \geq T \quad (2)$$

【0021】

ここでは61から68の8枚の画像を用いて抽出精度の測定を行ったが、61から64までの4枚の画像のみを用いてもよい。もちろん8枚以上の画像を用いてもよい。全画像を用いてもよい。また、注目画像が図6の69の画像の場合には、注目画像が60の時の画像64, 67, 68に対応する画像は存在しないため、注目画像が60の時の画像61, 62, 65に相当する画像と、63, 66に対応する画像を最初の時相に戻って画像6A, 6Bとして、これらを用いて平均の領域77を求めれば良い。CPU20は全画像について同様の抽出精度測定を行い、抽出精度の低い画像についてはフラグを立てて主メモリ24に記憶する。

【0022】

10

20

30

40

50

## (ステップ43)

CPU20は前記抽出精度測定処理において抽出精度が低いと判断されフラグが立てられた画像のうち1枚を、注目画像表示領域51に表示する。同時にCPU20は一覧画像表示領域53に注目画像領域に表示した画像を含む前記表示モード1または前記表示モード2の画像を表示する。同時にCPU20は一覧画像表示領域53中の、注目画像表示領域51に表示されている画像を特定の色のついた枠57で囲む。ここで操作者がマウス26やキーボード27などの入力装置を用いてスクロールバー50を操作することにより、前記抽出精度測定により抽出精度が低いと判断された画像のみが、注目画像表示領域51に順番に表示される。

## 【0023】

## (ステップ44)

操作者はマウス26やキーボード27などの入力装置を用いてスクロールバー50を操作し、補間処理や形状修正処理を行う画像を表示させる。

## (ステップ45)

操作者はマウス26などの入力装置を用いてラジオグループ5Eを操作し、修正処理の方法を選択する。修正処理は補間処理、移動処理、サイズ変更処理、局所形状修正処理の4種類からなる。

## 【0024】

## (ステップ46)

補間処理について図を用いて説明する。CPU20は注目画像と同一時相の全スライス画像および、注目画像と同一スライスの全時相の画像について、前期抽出精度測定処理によりフラグの立たなかった画像(抽出精度の高い画像)を取得する。これらの画像を用いて以下に説明する「スライス方向の補間処理」および「時相方向の補間処理」を行う。

## 【0025】

## 1. スライス方向の補間処理

図9に示すように画像91の心筋領域を補間により求める場合を考える。画像92~95は前記抽出精度測定において抽出精度が高いと判断された画像である。これらの画像を用いて補間処理を行う。抽出精度の高い画像が3枚以上ある場合にはスプライン補間や3次曲線補間などの曲線近似による補間を行う。心筋外輪郭曲線と心筋内輪郭曲線をそれぞれ補間処理により求め、それらの曲線間を求める画像91の正しい心筋領域とする。心筋外輪郭曲線の求め方を以下に説明する。図10のように画像92~95において心筋外輪郭曲線に囲まれる領域101~104の重心105~108を求める。図11に示すように断層画像内に横方向をx軸、縦方向をy軸をとり、断層画像の積層方向にz軸をとる。このとき画像92~95の各画像間の距離比は実空間上での距離比と等価にする。重心105~108の平均座標を通りz軸に平行な直線を111とする。直線111を含む面を112とする。平面112と心筋外輪郭が交わる点を113~116とする。図12に示すように面112上の各点113~116を用いて補間曲線121を求める。ここで補間曲線は2次や3次、あるいはより高次のスプライン関数を用いて求めても良いし、3次関数により求めても良い。あるいはベジェ曲線やその他あらゆる補間関数を用いて求めてもよい。

## 【0026】

画像93と画像94の間の任意の位置にz軸に直交する面117を挿入し、補間曲線121と面117の交点を122とする。この点が補間により求められた心筋外輪郭上の1点となる。直線111を軸として面110を角度(例えば1°)ごとに回転させて同様の処理を行い、スライス91における心筋外輪郭上の各点を求める。図18は補間処理を行って新しい心筋外輪郭を求めた結果、スライス方向において、補間曲線が心筋抽出領域に接している様子を示している。心筋内輪郭についても同様の補間処理により求める。心筋外輪郭曲線と心筋内輪郭曲線に囲まれる領域を心筋領域とする。

## 【0027】

操作者が注目画像表示領域51上でマウス26の左ボタンや右ボタンを押し続けることで、前記補間による心筋領域生成時の面117の位置が画像93と画像94の間で変化する。この時生成される補間による心筋領域は、その都度注目画像表示領域に表示される。この時生成

10

20

30

40

50

される心筋領域は図13のように変化する。この操作はすなわち補間処理を行うときに使用する画像に重み付けをし、その重みを用いて補間を行っているのと等価である。従って操作者がマウス26を押し続けることは補間処理時の重みを逐次的に変化させていることに相当する。

#### 【0028】

抽出精度の高い画像が2枚しかない場合には前記曲線補間処理のかわりに、2枚のスライスによる線形補間を用いて心筋領域を求めても良い。ここで線形補間時の補間係数(重み)は前記マウスの左ボタンや右ボタンを押し続けることで逐次的に変化させることが可能である。

抽出精度の高い画像が1枚しかない場合には仮に、その画像と同一の領域を心筋領域としておき、以下で説明する心筋領域サイズ修正処理や心筋領域局所形状修正処理により正しい心筋領域を求めてもよい。

#### 【0029】

##### 2. 時相方向の補間処理

時相方向の補間処理について図を用いて説明する。ステップ44において選択した注目画像と同一スライス内で異なる時相で取得した抽出精度の高い画像が3時相以上ある場合には、曲線補間により注目相の心筋領域を求める。具体的に図14, 図15を用いて説明する。時相方向に1からNまでのN時相の画像が存在する場合を例にとり説明する。以下各時相を時相 $m(m=1, 2, \dots, N)$ と呼ぶことにする。各断層画像内に $x, y$ 軸をとり、時相方向に $z$ 軸をとった仮想3次元空間を考える。心筋領域抽出精度の高い各時相の画像142~145を $z$ 軸方向に積層する。ここで141は心筋領域を補間により求めたい断層画像である。例として142~145をそれぞれ時相1, 時相2, 時相4, 時相5とする(ここで補間により心筋領域を求めたい時相は時相3である)。各時相における断層像間の距離( $z$ 方向の距離)は各時相間の時間間隔を用いて決定する。例えば時相1と時相2の間の時間間隔を $z$ 方向の距離1として、以下、各時相間の距離を決定する。隣り合う時相間の時間間隔が正確に求まっている場合にはそれらの時間間隔を $z$ 方向の距離値に換算する。隣り合う時相間の時間間隔が正確に求まっていない場合には隣り合う時相間の距離をすべて1としてもよい。

#### 【0030】

また、最終時相Nからはじめの時相1に戻る時の時間間隔は単純に1としてもよいが、MRIによる心臓撮影の場合などは、実際には心電図R波から次のR波までのどの領域を用いて各時相の画像を再構成するかにより時相1と時相2との間の時間間隔に比べ時相Nと時相1との間の時間間隔が異なる場合があるため、正しい時間間隔を $z$ 軸方向の距離に換算するのがよい。

#### 【0031】

断層画像142~145上の心筋外輪郭曲線に囲まれる領域を146~149とし、それらの平均重心を通り $z$ 軸に平行な直線を14Aとする。直線14Aを含む平面を14Bとする。平面14Bと心筋外輪郭曲線が交わる点を点14C~14Fとする。図15に示すように面14B上の各点14C~14Fを用いて補間曲線151を求める。ここで補間曲線は2次や3次、あるいはより高次のスプライン関数を用いて求めても良いし、3次関数により求めても良い。あるいはその他あらゆる補間関数を用いて求めてもよい。画像143と画像144の間の任意の位置に面141を挿入し、面141と補間曲線151の交点を152とする。この点が補間により求められた心筋外輪郭上の1点となる。直線14Aを軸として面14Bを角度(例えば $1^\circ$ )ごとに回転させて同様の処理を行い、スライス141における心筋外輪郭上の各点を求める。図18は補間処理を行って新しい心筋外輪郭を求めた結果、時相方向において、補間曲線が心筋抽出領域に接している様子を示している。心筋内輪郭についても同様の補間処理により求める。心筋外輪郭曲線と心筋内輪郭曲線に囲まれる領域を心筋領域とする。

#### 【0032】

操作者が注目画像表示領域51上でマウス26の左ボタンや右ボタンを押し続けることで、前記補間による心筋領域生成時の面141の位置が画像143と画像144の間で変化する。この時生成される補間による心筋領域は、その都度注目画像表示領域に表示される。この時生

10

20

30

40

50

成される心筋領域は前記スライス方向補間時と同様に図13のように変化する。この操作はすなわち補間処理を行うときに使用する画像に重み付けをし、その重みを用いて補間を行っているのと等価である。従って操作者がマウス26を押し続けることは補間処理時の重みを逐次的に変化させていることに相当する。

#### 【0033】

抽出精度の高い画像が2枚しかない場合には前記曲線補間処理のかわりに、2枚のスライスによる線形補間を用いて心筋領域を求めても良い。ここで線形補間時の補間係数(重み)は前記マウスの左ボタンや右ボタンを押し続けることで逐次的に変化させることが可能である。抽出精度の高い画像が1枚しかない場合には仮に、その画像と同一の領域を心筋領域としておき、以下で説明する心筋領域サイズ修正処理や心筋領域局所形状修正処理により正しい心筋領域を求めてもよい。

10

#### 【0034】

前記スライス方向の補間および時相方向の補間は、注目画像についてスライス方向あるいは時相方向に見たとき、抽出精度の高い画像の多い方の補間法を自動で選択するようにしても良い。あるいは両方行い、前記抽出精度測定処理のときに求めた周辺スライスおよび周辺時相との相関が大きい方を選んでよい。あるいは、操作者が入力装置を用いてどちらを選べるかを選択できるようにしてもよい。

#### 【0035】

##### (ステップ47)

操作者はラジオグループ5Eの位置移動モード選択下でマウス26を操作し、抽出した心筋領域の位置を移動することが可能である。抽出した心筋領域の大きさや形状についてはほぼ正しいが位置がある方向にずれている時などは、注目画像表示領域上でマウスのドラッグ操作を行うことで例えば、心筋抽出領域が図16に示すように領域160から領域161へ移動する。

20

##### (ステップ48)

抽出した心筋領域の大きさが実際の心筋領域に比べて大きすぎ、小さすぎの場合には、操作者がラジオグループ5Eのサイズ変更モード選択下でマウス26の左ボタン、右ボタンを押しつづけることで心筋抽出領域の拡大、縮小が可能である。具体的には、図17に示すようにもともと抽出されている形状を保ったまま、マウス26の左ボタンを押しつづけることで領域を縮小し、マウス26の右ボタンを押しつづけることで拡大するようにする。

30

#### 【0036】

##### (ステップ49)

操作者はラジオグループ5Eの局所形状変更モード選択下でマウス26を操作することにより注目画像の心筋抽出領域について、領域の形状を歪ませたり、領域を局所的に削除したり、あるいは領域を局所的に付加したりすることが可能である。具体的には以下のように行う。図19を用いて領域の形状を歪ませる処理について説明する。操作者はマウス26を操作して心筋抽出領域辺縁上の任意の点191をクリックする。その後マウスを例えば矢印192の方向へ点193までドラッグする。点191はマウスがドラッグされた先へと移動する。それにつれて点191の周辺の点も移動する。周辺の点の移動距離は、点191との距離が移動前に小さい点ほど移動量を大きくし、点191との距離が移動前に大きいほど移動量を小さくする。

40

#### 【0037】

具体的にマウスにより指定した点191を点193へ移動する場合、191周辺の点194がどの点へ移動するかについて、以下に説明する。ただし、図19において横方向をx軸、縦方向をy軸とする。点194から点193へ向かうベクトル195のx成分、y成分をそれぞれ $A_x$ 、 $A_y$ とする。また点191と点193との距離を $D_{13}$ とする。点191と点194との距離を $D_{14}$ とする。点194の座標を $(X_0, Y_0)$ とした場合に、移動先の座標 $X, Y$ を以下の式で与えられる。

$D_{13} / D_{14}$   $D_T$  の場合、

$$X = X_0 + (A_x / D_{14}) \times (D_{13} / D_{14})^n \quad (3)$$

$$Y = Y_0 + (A_y / D_{14}) \times (D_{13} / D_{14})^n \quad (n > 1) \quad (4)$$

50

$D_{13} / D_{14} < D_T$  の場合、

$$X = X_0 \quad (5)$$

$$Y = Y_0 \quad (6)$$

ここで $D_T$ はあらかじめ経験的に設定される閾値である。この変換式により点194は点196へと移動する。心筋輪郭上の他の点についても同様の変換式により移動を行う。移動後の輪郭曲線は、場所により隣り合う点の間隔が小さいところもあれば大きいところもある。3次関数やスプライン関数などを用いた曲線補間を行って心筋輪郭曲線を求める。この処理は心筋外輪郭および内輪郭についてそれぞれ独立に行う。

#### 【 0 0 3 8 】

次に領域を局所的に削除あるいは付加する処理について図21, 22を用いて説明する。図20は処理の流れである。各ステップについて以下に説明する。ここで、主メモリ24上では抽出されている心筋領域に画素値1が、その他の領域には画素値0が与えられているものとする。

10

(ステップ201)

操作者はマウス26を操作して注目画像表示領域51上の任意の点をクリックし、図21の点211のように始点を設定する。

(ステップ202)

CPU20は始点の画素値 $I_S$ を取得し主メモリ24に記憶する。

#### 【 0 0 3 9 】

(ステップ203)

操作者はマウス26を操作して画面上のマウスカーソルを移動する。同時にCPU20は始点211からマウスカーソルが移動した軌跡を注目画像表示領域51上に曲線で表示する。

20

(ステップ204)

操作者はマウス26をクリックする。クリックした点(点212)が終点となる。

(ステップ205)

CPU20は終点の画素値 $I_E$ を取得し主メモリ24に記憶する。

#### 【 0 0 4 0 】

(ステップ206)

CPU20は始点画素値および終点画素値を調べる。画素値の組み合わせが $(I_S, I_E) = (0, 0)$ のときはステップ207へ進み、 $(I_S, I_E) = (1, 1)$ の時はステップ208へ進む。 $(I_S, I_E) = (0, 1)$ または $(1, 0)$ の時は領域削除処理および領域付加処理のいずれも行わずに処理を終了する。

30

(ステップ207)

CPU20は領域削除処理により指定された領域を心筋抽出領域から削除する。領域削除処理について図21を用いて説明する。始点と終点をそれぞれ211, 212とし、マウスカーソルが移動した軌跡を曲線213で表す。このとき曲線213によって分けられる心筋領域214と215の面積(画素数)をそれぞれ測定し、面積の小さい方(領域214)を削除する。削除した結果は領域216のようになる。

#### 【 0 0 4 1 】

(ステップ208)

CPU20は領域付加処理により指定された領域を心筋抽出領域に付加する。領域付加処理について図22を用いて説明する。始点と終点をそれぞれ221, 222とし、マウスカーソルが移動した軌跡を曲線223で表す。曲線223と心筋抽出領域224で囲まれる領域225が付加される領域となる。領域付加処理後の心筋領域は226のようになる。

40

#### 【 0 0 4 2 】

(ステップ4A)

ステップ46から49の心筋抽出領域修正処理はCPU20によりその都度処理結果が注目画像表示領域51および一覧画像表示領域53に表示される。

(ステップ4B)

操作者は表示された画像を見て抽出結果が正しいかどうか判断し、正しいと判断するま

50

で必要な修正処理を行う。

(ステップ4C)

注目画像について抽出領域の精度が十分になったら次に修正処理を行う画像を選択する。操作者はステップ44へ戻り、マウス26などの入力装置を操作してスクロールバー50を動かして、抽出精度の低い画像を選択する。すべての画像の抽出精度が十分ならば処理を終了する。

【0043】

抽出精度が十分かどうかの判別は、修正処理を行うたびにステップ42の抽出精度測定処理を行い、注目画像の抽出領域が式(1)、式(2)を同時に満たすようになったら、注目画像表示領域を特定の色づけをした枠で囲むようにしてもよい。あるいは、操作者がマウス26などの入力装置によりスクロールバー5Aや5Bを操作してウィンドウレベル、ウィンドウ幅を調整し抽出精度が十分かどうかを確かめてもよい。ここで、ウィンドウレベル、ウィンドウ幅値はそれぞれウィンドウレベル値表示領域5Cおよびウィンドウ幅表示領域5Dに表示される。また、修正処理時に誤った修正をした場合にはボタン5Fやボタン5Gを押すことにより1つ前の処理結果に戻ったり、心筋自動抽出結果に戻ったりすることが可能である。

上記補正

【実施例2】

【0044】

実施例1では抽出領域の局所的な形状の修正に関して、操作者がマウスにより設定した曲線を用いて領域削除や領域付加を行う方法について説明した。局所的な形状修正は以下の方法によっても実現される。図23に局所領域削除処理について、図24に局所領域付加処理について示す。

局所領域削除処理の際には図23に示されたように、操作者はマウス26を操作して円231をドラッグする。円231によりなぞられた領域が削除される。得られる心筋領域は232になる。同様に、局所領域付加処理の際には図24に示されたように、操作者はマウス26を操作して円241をドラッグする。円241によりなぞられた領域が付加される。得られる心筋領域は242になる。局所領域削除処理および付加処理に用いる円231および円241の大きさは操作者が任意に変えられるようにしてもよい。また、円以外にも楕円や長方形、点などを使用してもよい。

【0045】

以上実施例によれば、空間的あるいは時間的に連なる複数の画像について、自動的に臓器領域抽出を行う際に、正確でない臓器領域抽出がされた場合にも補正することが可能な医用画像診断装置を提供することが可能となった。

【0046】

本発明は上記実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々に変形して実施できる。例えば、上記実施例では領域抽出法の例として特許文献1に記載されている方法を例示したが、それ以外の方法で領域抽出する場合にも本発明は適用可能である。また、第1の実施形態では操作者がスクロールバー50を操作することにより抽出精度の低い画像が自動で選択された。抽出精度の低い画像の選択はスライス送りスクロールバー58や時相送りスクロールバー59を操作したり、一覧画像表示領域上の任意の画像上の点をマウス26でクリックするなどして操作者が全画像の中から任意に選択することも可能である。また、第1の実施形態では、心臓短軸像から心筋領域を抽出する場合を例にとり説明した。しかし、誤抽出領域補間処理は時相方向あるいはスライス方向に複数の画像が得られる場合のあらゆる臓器抽出について適用が可能である。また、抽出領域移動処理、抽出領域サイズ修正処理、抽出領域局所形状修正処理は、画像が複数存在する場合のみならず、単一画像からの臓器抽出の際にも有効な方法である。

【図面の簡単な説明】

【0047】

【図1】心臓短軸像の模式図および複数スライス複数時相の画像が存在する様子を示す図

10

20

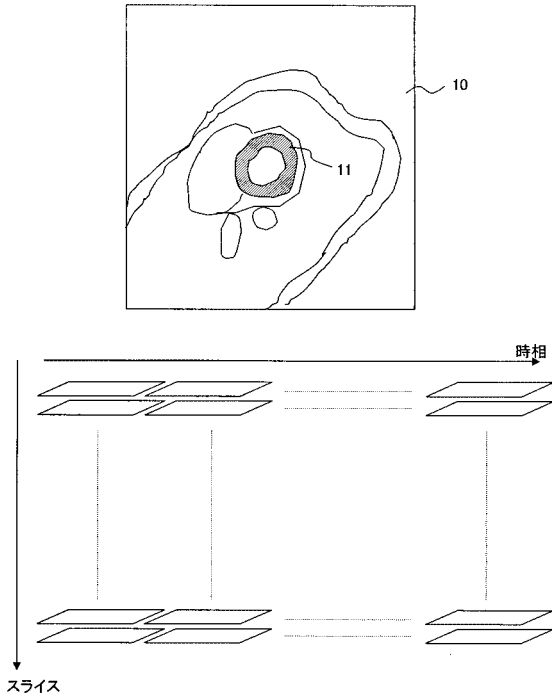
30

40

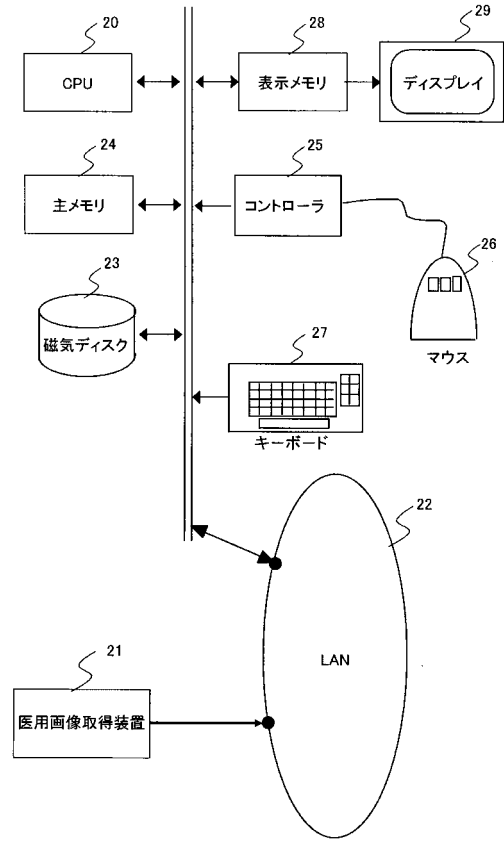
50

- 【図 2】本発明の医用画像診断装置の一例を示すブロック図。
- 【図 3】本発明の実施例 1 の説明で使用する医用画像。
- 【図 4】本発明の実施例 1 の動作を説明するフローチャート。
- 【図 5】本発明を実現するグラフィカルユーザインターフェイスの模式図。
- 【図 6】図 4 のステップ 42 で抽出精度の測定の際に用いる画像の配置を説明するための図。
- 【図 7】図 4 のステップ 42 で “平均の領域” を求める過程を説明するための図。
- 【図 8】図 4 のステップ 42 で注目画像 60 の抽出精度を求める過程を説明するための図。
- 【図 9】図 4 のステップ 46 で画像 91 の心筋領域を補間により求める場合の模式図。
- 【図 10】図 4 のステップ 46 で心筋外輪曲線に囲まれる領域の重心を求める過程を説明するための図。 10
- 【図 11】図 4 のステップ 46 でスライス方向に直線 111 を含む平面を求める過程を説明するための図。
- 【図 12】図 4 のステップ 46 でスライス方向に補間曲線 121 を求める過程を説明するための図。
- 【図 13】図 4 のステップ 46 で補間処理時の重みを逐次変化させていく過程を説明するための図。
- 【図 14】図 4 のステップ 46 で時相方向に直線 14A を含む平面を求める過程を説明するための図。
- 【図 15】図 4 のステップ 46 の時相方向に補間曲線 152 を求める過程を説明するための図。 20
- 【図 16】図 4 のステップ 47 で抽出した心筋領域の位置ずれを補正する過程を説明するための図。
- 【図 17】図 4 のステップ 48 で心筋抽出領域を拡大、縮小する過程を説明するための図。
- 【図 18】補間処理を行った結果、補間曲線が心筋抽出領域に接している様子を示す図。
- 【図 19】図 4 のステップ 49 で領域の形状を歪ませる処理を説明するための図。
- 【図 20】図 4 のステップ 49 で領域を局所的に削除あるいは付加する処理について説明するためのフローチャート。
- 【図 21】図 4 のステップ 49 で領域を局所的に削除する過程を説明するための図。
- 【図 22】図 4 のステップ 49 で領域を局所的に追加する過程を説明するための図。
- 【図 23】図 4 のステップ 49 で領域を円をドラッグすることにより局所的に削除する過程を説明するための図。 30
- 【図 24】図 4 のステップ 49 で領域を円をドラッグすることにより局所的に追加する過程を説明するための図。
- 【符号の説明】
- 【0048】
- 20 CPU、21 医用画像取得装置、23 磁気ディスク、24 主メモリ、25 コントローラ、26 マウス、27 キーボード、28 表示メモリ、29 表示装置

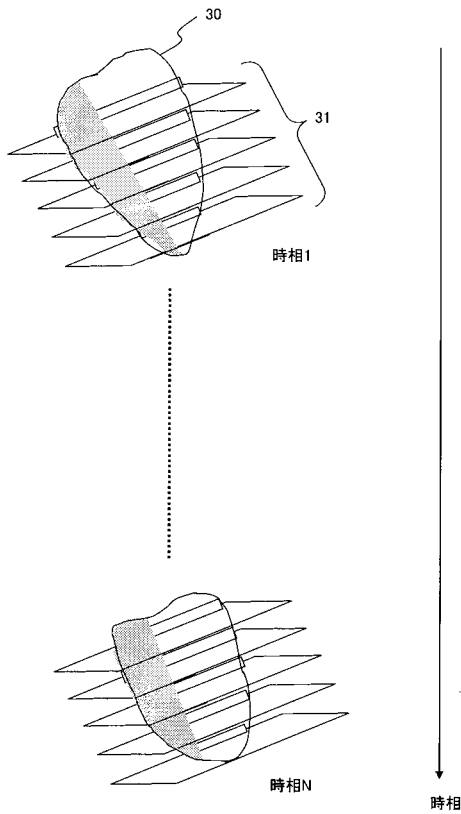
【 図 1 】



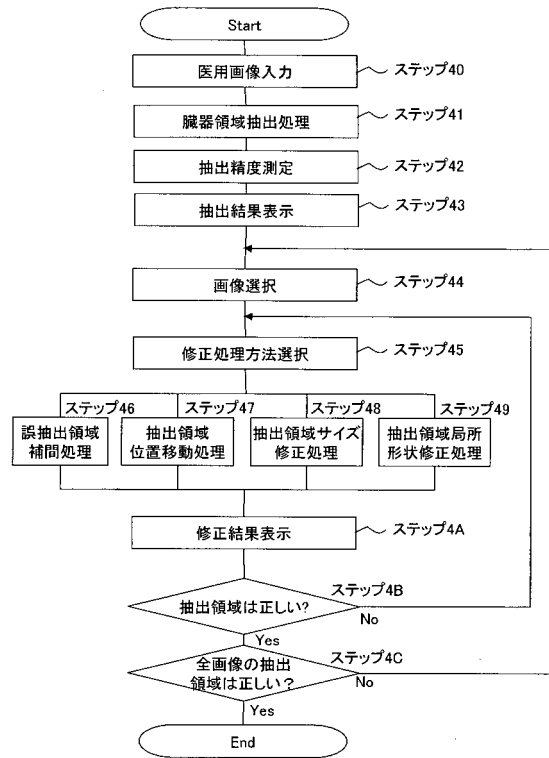
【 図 2 】



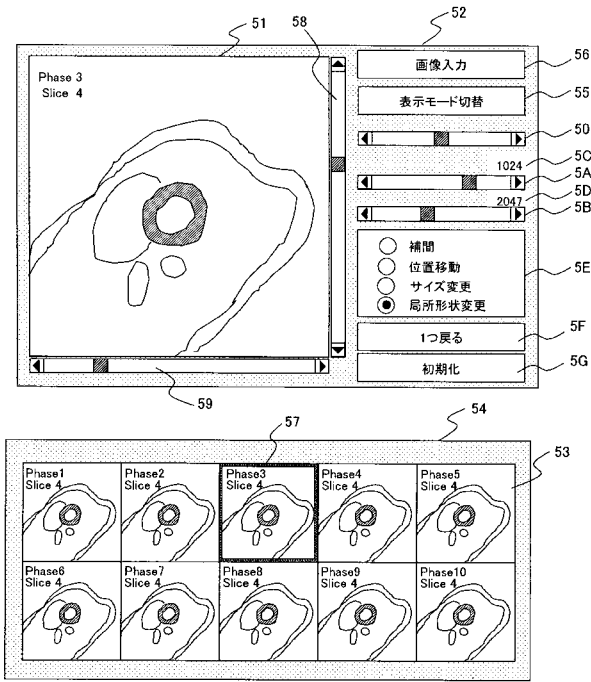
【 図 3 】



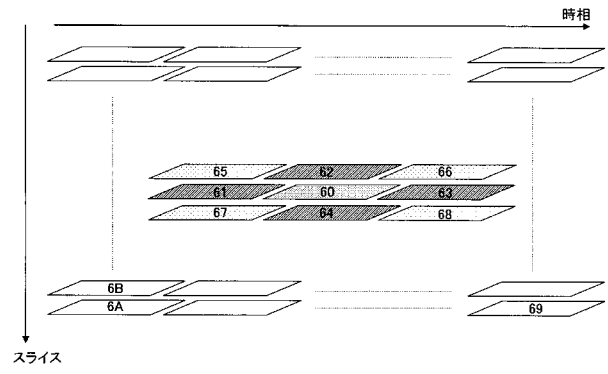
【 図 4 】



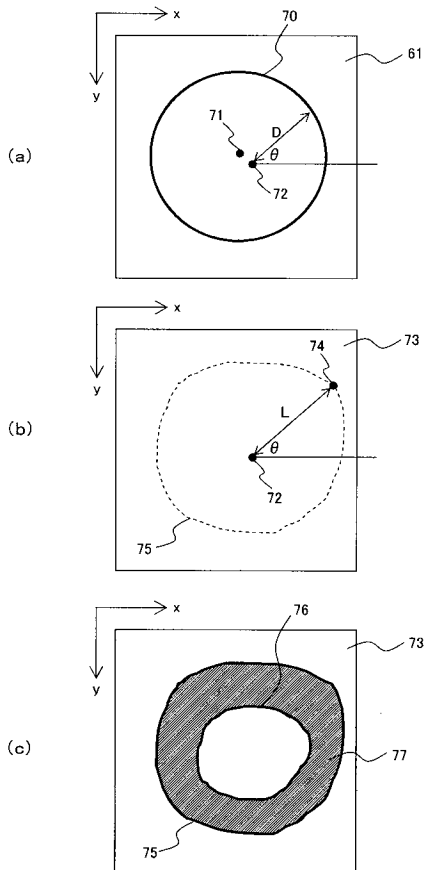
【図5】



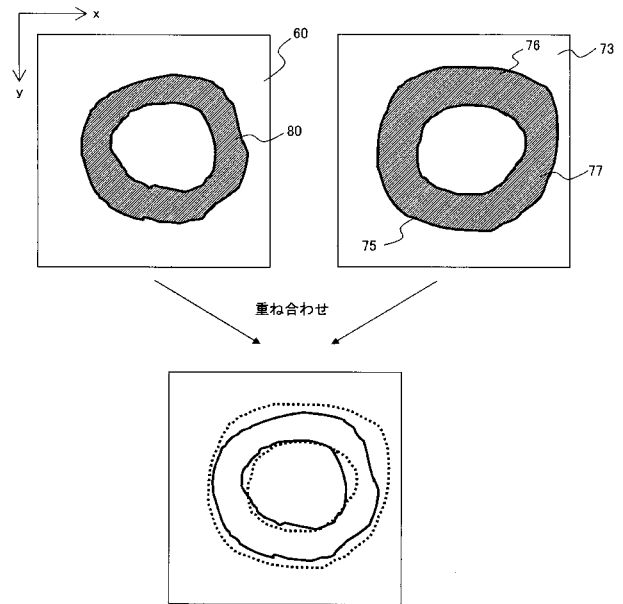
【図6】



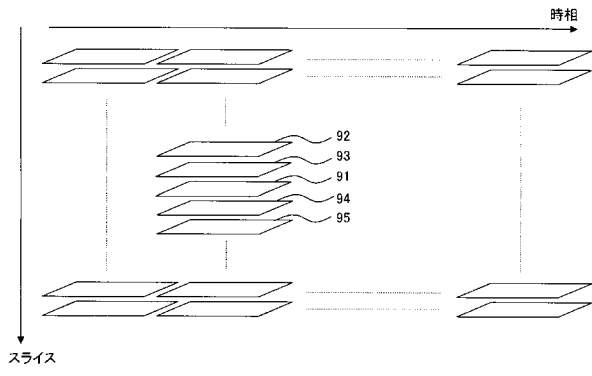
【図7】



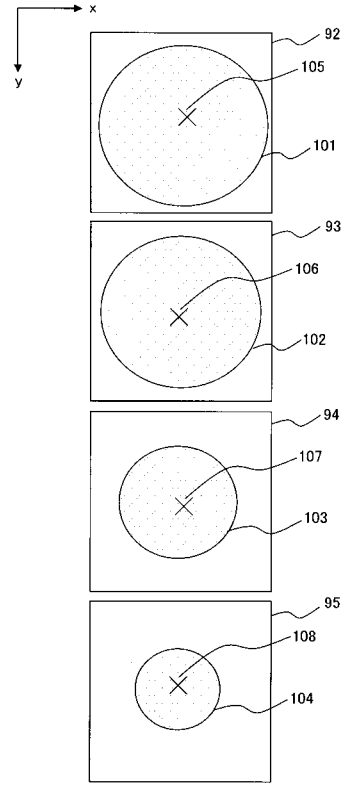
【図8】



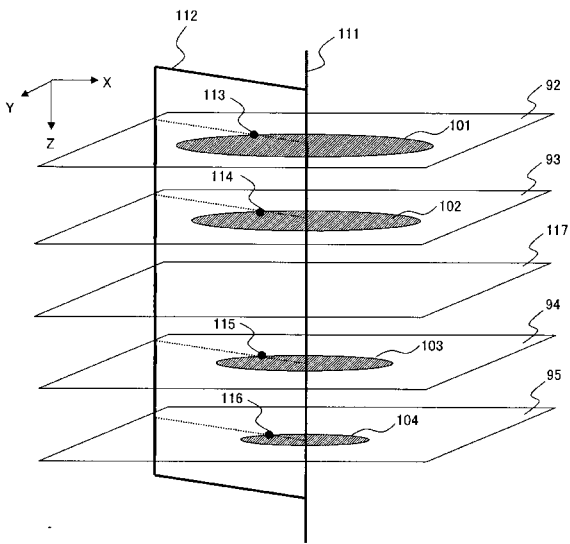
【図9】



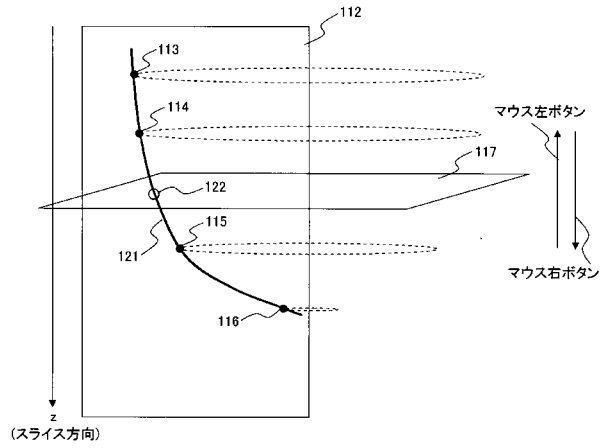
【図10】



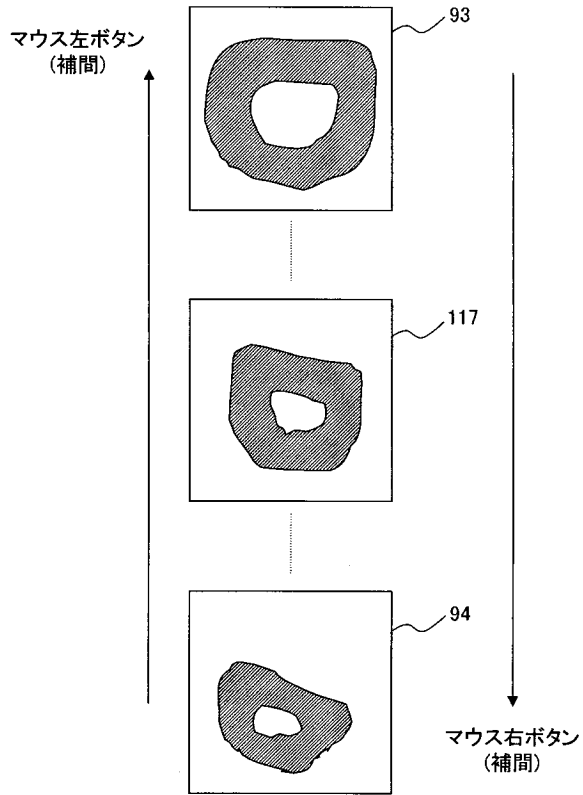
【図11】



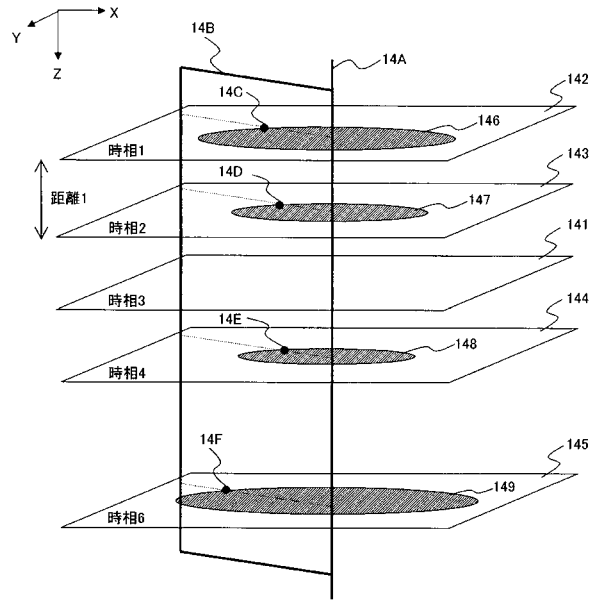
【図12】



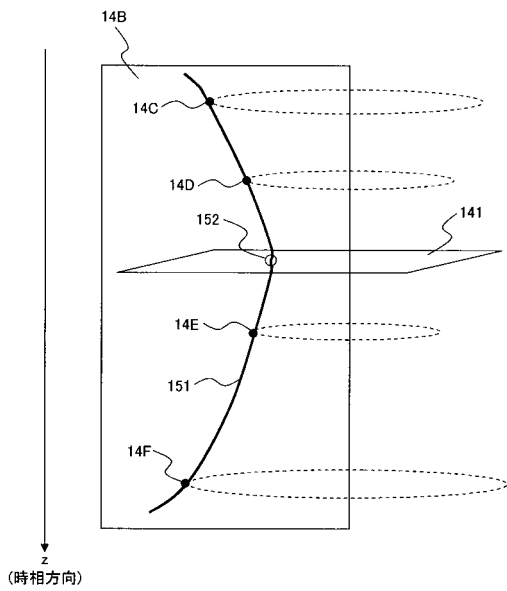
【 図 1 3 】



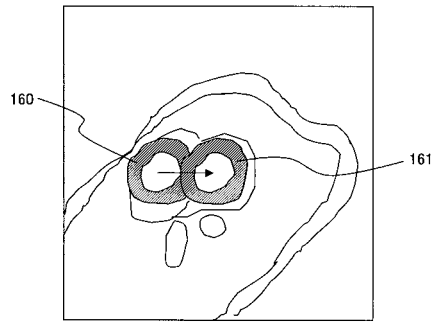
【 図 1 4 】



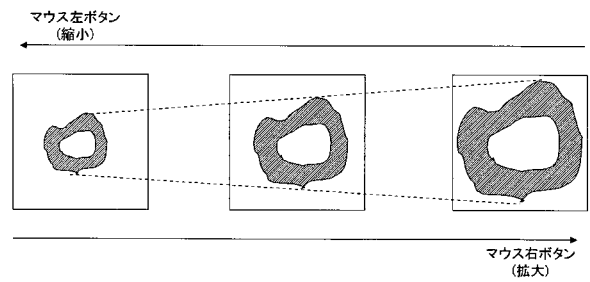
【 図 1 5 】



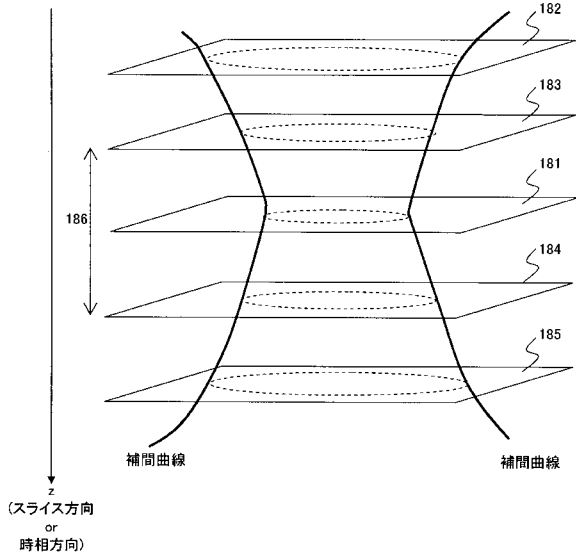
【 図 1 6 】



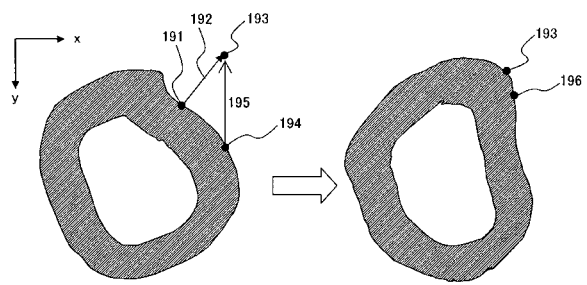
【 図 1 7 】



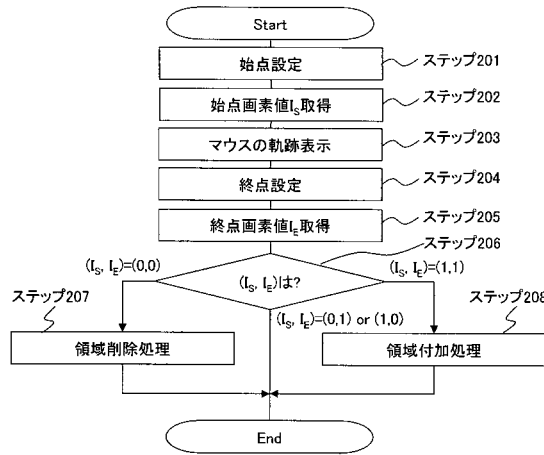
【図18】



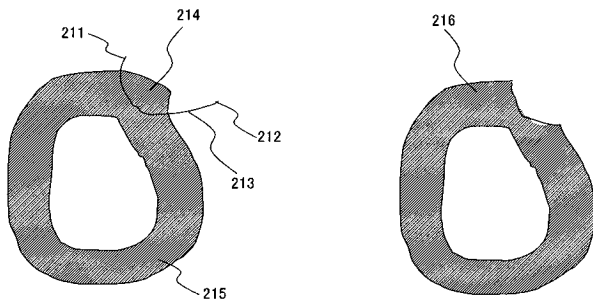
【図19】



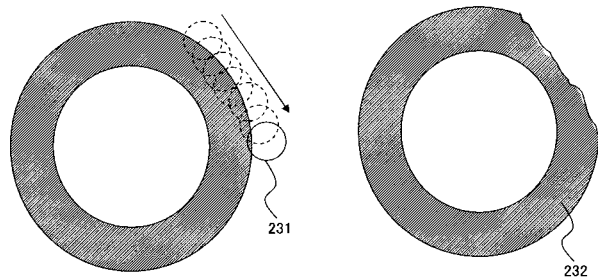
【図20】



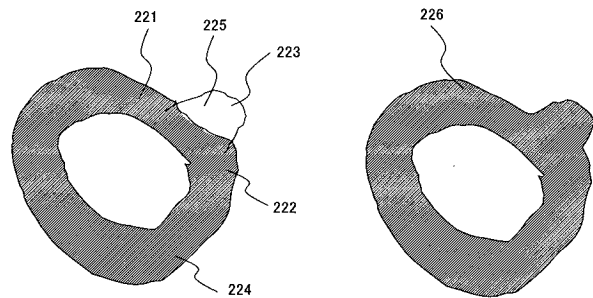
【図21】



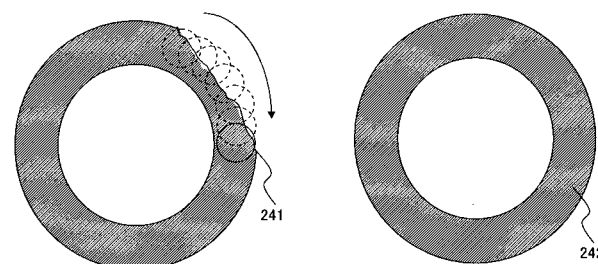
【図23】



【図22】



【図24】



## フロントページの続き

(51)Int.Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード(参考)
G 0 6 T 1/00	A 6 1 B 5/05 3 8 0 G 0 1 N 24/02 5 3 0 Y	

Fターム(参考) 4C601 BB02 DD15 DD27 EE09 JB51 JC02 JC03 JC08 JC09 JC16  
JC22 JC37 KK09 KK10 KK12 KK42 LL04 LL33  
5B057 AA09 CA13 DA08 DC16

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	<a href="#">JP2005224460A5</a>	公开(公告)日	2007-02-22
申请号	JP2004037781	申请日	2004-02-16
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	白旗崇 後藤良洋		
发明人	白旗 崇 後藤 良洋		
IPC分类号	A61B6/03 A61B5/00 A61B8/08 G06T1/00 A61B5/055 G01R33/54		
FI分类号	A61B6/03.360.J A61B5/00.D A61B5/00.G A61B8/08 G06T1/00.290.B A61B5/05.380 G01N24/02.530.Y		
F-TERM分类号	4C093/CA17 4C093/FF16 4C093/FF30 4C093/FF42 4C093/FG05 4C096/AA20 4C096/AB50 4C096/AC04 4C096/AD14 4C096/AD25 4C096/DC11 4C096/DC19 4C096/DC21 4C096/DC27 4C096/DC29 4C096/DC33 4C096/DC40 4C601/BB02 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/EE09 4C601/JB51 4C601/JC02 4C601/JC03 4C601/JC08 4C601/JC09 4C601/JC16 4C601/JC22 4C601/JC37 4C601/KK09 4C601/KK10 4C601/KK12 4C601/KK42 4C601/LL04 4C601/LL33 5B057/AA09 5B057/CA13 5B057/DA08 5B057/DC16 4C117/XA07 4C117/XB06 4C117/XB09 4C117/XF01 4C117/XF03 4C117/XG34 4C117/XG38 4C117/XG39 4C117/XG51 4C117/XH16 4C117/XJ01 4C117/XJ05 4C117/XJ18 4C117/XK05 4C117/XK09 4C117/XK15 4C117/XK16 4C117/XK17 4C117/XK18 4C117/XK60 4C117/XM01 4C117/XM04 4C117/XQ12 4C117/XR07 4C117/XR08 4C117/XR09		
其他公开文献	JP2005224460A JP4497951B2		

摘要(译)

解决的问题：提供一种医学图像诊断设备，即使在为空间或时间连续的多个图像自动描绘器官区域时，即使提取了不正确的器官区域，也能够进行校正。要做。解决方案：X射线CT设备，磁共振成像设备和超声设备，其配备有用于从在空间或时间上连续的多个图像中自动描绘每个图像中的特定器官区域的装置。在医学图像诊断设备中，例如，用于测量每个图像中自动提取的器官区域的精度的装置，以及对于所测量的低精度图像，基于高精度图像来校正器官区域的装置。提供了装置(20)。

[选择图]图2