(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3747388号
(P3747388)
(45)発行日　平成18年2月22日(2006.2.22)　(24)登録日　平成17年12月9日(2005.12.9)

(51)Int.Cl.		F I		
G06T 15/00	(2006.01)	G06T	15/00	200
A61B 6/03	(2006.01)	A61B	6/03	360G
G06T 1/00	(2006.01)	G06T	1/00	290B
A61B 5/055	(2006.01)	A61B	5/05	380

請求項の数 3　(全 18 頁)

(21)出願番号　特願平8-59361
(22)出願日　平成8年3月15日(1996.3.15)
(65)公開番号　特開平9-251551
(43)公開日　平成9年9月22日(1997.9.22)
審査請求日　平成15年3月11日(2003.3.11)

(73)特許権者　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
(74)代理人　100059269
弁理士　秋本　正実
(72)発明者　後藤　艮洋
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

審査官　伊知地　和之

最終頁に続く

(54)【発明の名称】三次元画像の表示方法

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

多数の断層像を積上げて積上げ三次元画像を得るステップと、このステップにより得られた積上げ三次元画像を視点から投影面へ投影し、該視点、積上げ三次元画像、投影面の位置関係に応じて求められる濃度値を二次元画像として再構成するステップと、このステップにより再構成された二次元画像を表示するステップとを備えた三次元画像の表示方法において、前記再構成ステップにより再構成された二次元画像の所望の画素値を前記断層像の画素値に置き換える置換ステップとを備えたことを特徴とする三次元画像の表示方法。

【請求項２】

前記置換ステップにおいて、前記二次元画像の所望の画素値は、前記視点から前記投影面までの投影線上であって、前記断層像中の病巣を示す濃度値に対するしきい値の条件を満たした位置から前記投影面方向に所定距離を進めた位置の画素値であることを特徴とする請求項１に記載の三次元画像の表示方法。

【請求項３】

前記置換ステップにより置き換えられた断層像の画素値を含む二次元画像と、前記再構成ステップにより再構成された二次元画像とを並べて表示するステップと、一方の二次元画像において所望の一箇所を指示すると他方の二次元画像の対応位置に所定の目印を表示するステップとを備えたことを特徴とする請求項１または２に記載の三次元画像の表示方法。

【発明の詳細な説明】

【０００１】
【発明の属する技術分野】
本発明は、例えばＸ線ＣＴ装置で得られた多数の断層像（ＣＴ像）や、ＭＲＩ装置等の三次元計測によるボリューム画像を分解して得られた多数の断層像、あるいはその他の多数の断層像を積み上げて積上げ三次元画像を得、これを任意の方向から見た二次元画像に陰影付け等を行って再構成された三次元画像（疑似三次元画像）の表示方法の改良に関するものである。
以下、Ｘ線ＣＴ装置で得られた多数のＣＴ像による積上げ三次元画像を用いた場合を例に採って説明する。
【０００２】
【従来の技術】
近年、コンピュータを利用した上記三次元画像の構成，表示は、被検体目的部位の外面あるいは内面形状等、例えば頭部皮膚像や骨像、あるいは血管内壁面像の外観的な性状の観察，診断に供するものとして注目されている。
【０００３】
このような三次元画像を構成，表示する場合、それに用いる上記多数の断層像（原画像）の隣り合う断層像間のピッチ（距離）が粗いと、得られる三次元画像の画質が劣り、観察しにくいものとなる。そこで、隣り合う断層像間の画素を補間によって求め、その画素をも用いて三次元画像を構成，表示することにより画質を改善する方法が提案されている。この種の画質改善方法の例として周藤安造，他、共著による「三次元表示における画質改善の一方法」（MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY.August 1988.275頁）がある。以下、これにつき図１５を参照して説明する。
【０００４】
図１５は、隣り合う互いに平行な２つの原画像（ＣＴ像）１，２が存在し、視点Ｅから投影面Ｐへ投影を図った例を示す。視点Ｅは任意の点、投影面Ｐの位置も任意の位置に存在するものであり、この視点Ｅと投影面Ｐとの位置は投影目的、表示目的によって定まる。視点Ｅからの投影面Ｐへの投影法は種々存在する。視点Ｅを面としてとらえ、この面から投影面Ｐへの平行な投影線で平行投影する方法や、視点Ｅを点としてとらえ、この点から投影面方向へ放射状に広がる中心投影線を想定して投影面Ｐに中心投影する方法等、種々の方法が採用され得る。
【０００５】
さて、視点Ｅから投影面Ｐ上の投影点ｐへの投影について述べる。視点Ｅから投影点ｐまでの直線Ｌが投影線であり、この投影線Ｌ上の各画素が、投影点ｐへの投影すべき画素となる。ここで投影線Ｌは、互いに平行な２つの原画像１，２に垂直に交わらない投影線である。すなわち、原画像１，２に対して斜め方向となる投影線Ｌを想定している。投影線Ｌ上にあって、Q1が投影線ＬとＣＴ像１との交点、Q2が投影線ＬとＣＴ像２との交点である。そして、点Q1の画素値はＣＴ像１の当該位置の画素値、点Q2の画素値はＣＴ像２の当該位置の画素値であり、点Q1と点Q2とを結ぶ投影線Ｌ上の当該Q1，Q2点間をＮ分割（Ｎは整数）したときの各点の画素値が補間によって求めるべき画素値ということになる。
【０００６】
そのためには、まず点Q1と点Q2とを結ぶ投影線Ｌ上の上記各点（補間点）の座標を特定する必要がある。いま、ｘ，ｙ，ｚの座標系のもとで、その任意の一点である補間点（新ＣＴ像点）Ａの位置（ｘ1，ｙ1，ｚ1）を特定したとする。ここで、ｘ，ｙ，ｚはＣＴ像１，２等の積み上げた状態での各点の座標を特定するための空間座標系であり、ｙは互いに平行な配置のＣＴ像１，２，…に直交する座標軸を示し、ｘ，ｚはｙに直交する平面の座標軸である。そして、各ＣＴ像の積上げ位置（スライス位置）はｙで表現でき、各ＣＴ像の各点画素位置はｘ，ｚで表現できる。また、ＣＴ像１のｙ位置をｙ01、ＣＴ値２のｙ位置をｙ02とする。
【０００７】

いま、点Ａを通るｙ軸に平行な直線ｍを与え、この直線ｍとＣＴ像１，２との交点ａ５，ｂ５を、ａ５（ｘ1，ｙ01，ｚ1），ｂ５（ｘ1，ｙ02，ｚ1）とする。点ａ５と補間点Ａとの距離は（ｙ01－ｙ1）、補間点Ａと点ｂ５との距離は（ｙ1－ｙ02）であり、これらから、補間点Ａの画素値Ｉａは、点ａ５，ｂ５での画素値を各々Ｉ01，Ｉ02とすると次式（１）の線形補間式で求められる。

Ｉａ＝｛Ｉ01（ｙ1－ｙ02）＋Ｉ02（ｙ01－ｙ1）／（ｙ01－ｙ02）　…（１）

一方、ＣＴ像１，２上の上記点ａ５，ｂ５は、画素位置として実際には存在しないことが多い。これは、ＣＴ像１，２のＣＴ画素位置が投影分解能に比して粗いためである。例えば、図１５ではＣＴ像１，２の実際の隣り合う画素位置はａ1，ａ2，ａ3，ａ4，…、ｂ1，ｂ2，ｂ3，ｂ4，…のように粗い。そして点ａ５，ｂ５にはＣＴ像１，２の画素は存在しない。そこで、点ａ５，ｂ５の画素値もその周囲の実際の画素値から補間によって求める。点ａ５，ｂ５の画素値Ｉ01，Ｉ02を求めるには、例えばその点ａ５，ｂ５近傍の各４点ａ1，ａ2，ａ3，ａ4；ｂ1，ｂ2，ｂ3，ｂ4の画素値の加重平均値から算出する方法もあれば、近傍２点の画素値からの線形補間法によって求める方法もある。

【０００８】

以上は補間点Ａについてであるが、他の補間点Ｂ（ｘ1′，ｙ1′，ｚ1′）の画素値Ｉｂを求めるためには、同様にｙ軸に平行な直線ｍ′との交点ａ５′，ｂ５′を求め、この交点ａ５′，ｂ５′の画素値Ｉ01′，Ｉ02′を補間によって求める。この補間によって求めた画素値Ｉ01′，Ｉ02′と、交点ａ５′，ｂ５′との距離（ｙ01－ｙ1′），（ｙ1′－ｙ02）とを用いて上式（１）による線形補間を行い、補間点Ｂの画素値Ｉｂを求める。

【０００９】

上述演算を、投影線Ｌの点Ｑ1と点Ｑ2との間で基本ピッチ毎に行ってその基本ピッチ毎の補間画素値を求める。投影線Ｌはその投影法によって種々定められるものであり、このような演算処理を、ＣＴ像１，２に対する全ての投影線について行う。更に、ＣＴ像１，２以外での隣り合うＣＴ像についても同様の処理を行って画素値を求める。このようにして求めた画素値の表示に際しては、投影線Ｌ上の全ての画素値をそのまま表示したのでは表示内容が極めて不鮮明となるので、視点Ｅから遠い距離にある点（画素位置）の画素値は暗くし、すなわち小さい値とし、また、視点Ｅから近い距離にある点（画素位置）の画素値は明るくする、すなわち大きな値とする方法（ボクセル法あるいはデプス法等）をとる。この方法は陰影付け処理と呼ばれるものである。更に、必要に応じて奥側を除去し一番手前の位置の画素値のみを表示させる画像処理（隠面処理）を行う。

【００１０】

【発明が解決しようとする課題】

上述補間方法により補間された画素値をも用いて構成表示された三次元画像の画質は大幅に向上され、例えば頭部骨像あるいは血管内壁面像の外観的な性状の観察，診断をより有効なものとする。特に、血管内壁面像の画質の向上は、対血管術技における事前の観察，診断あるいはシミュレーション等に有用である。

しかしながら上述従来方法では、上記のように被検体目的部位の外面あるいは内面形状を見ること、例えば血管内壁面についていえば、その血管内壁面を外観的に見ることしかできず、血管内壁面の性状について観察，診断できるに過ぎなかった。しかし、血管内壁面に加えて血管壁中組織の性状をも同時観察できれば、血管全体についてより有効な診断をなし得ることはいうまでもなく、またこのことは血管のみならず、他の部位についても同様であり、従来、この点についての改善が要求されていた。

【００１１】

本発明の目的は、被検体目的部位の表面、例えば血管内壁面の性状について観察可能であり、かつそのうちの所望部分についてはその内部の性状、例えば血管壁中組織の性状をも同時観察可能で、血管全体等、目的部位全体についてより有効な観察，診断をなし得、容易に病巣と正常組織を見分けられる三次元画像の表示方法を提供することにある。

【００１２】

【課題を解決するための手段】

上記目的は、多数の断層像を積み上げて積上げ三次元画像を得、これを任意の方向から見た二次元画像に所定の処理を行って再構成された三次元画像の表示方法において、所望方向については、その投影線上、所望のしきい値の条件を満たした位置から投影面方向に所定距離進んだ位置の断層像の画素値を前記処理を行うことなくそのまま表示することにより達成される。

【００１３】

病巣と正常組織を見分ける１つの方法として、画素値（断層像がＸ線ＣＴ装置のＣＴ像であるときにはＣＴ値、ＭＲＩ装置等の三次元計測によるボリューム画像を分解して得られた断層像であるときは濃度値）をそのまま表示する方法が有効である。これはＸ線ＣＴ装置やＭＲＩ装置による断層像で病巣の観察，診断が有効に行えることと同じ理由による。また、病巣を見つけるには目的部位の外面あるいは内面を表示するよりも組織の内部を表示するほうがよい。特に、血管に関してはそうである。

積上げ三次元画像による再構成三次元画像は、被検体目的部位の外面あるいは内面形状を見ることしかできず、内部の性状について観察，診断はできない。しかし、陰影付けや隠面処理等を行って再構成された三次元画像の表示方法において、所望方向の所定距離進んだ位置については断層像の画素値（補間方法によるものも含む）をそのまま表示することとすれば、目的部位の外面あるいは内面形状を見ると同時に、内部の所望部分の性状についても見ることができる。

【００１４】

これによれば、目的部位の表面の性状について観察可能で、かつ所望部分についてはその内部の性状をも同時観察可能となり、目的部位全体についてより有効な観察をなし得る。特に、血管内壁面の性状について観察可能で、かつ所望部分については血管壁中組織の性状をも同時観察可能であることによれば、血管全体についてより有効な観察，診断をなし得ることになる。

【００１５】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明するが、それに先立って、まず本発明方法で用いられる三次元画像構成での中心投影法による座標変換方法及び隣接２ＣＴ像間での投影線上の位置の画素値（断層像）の補間方法について説明する。

【００１６】

図１１は上記座標変換方法において必要な座標系や視点Ｅ、投影面Ｐの定義及びそれらの関係を示す図である。図１１中、ｘ，ｙ，ｚは積上げ三次元画像（ＣＴ像１，２…）の空間座標系であり、ｙはＣＴ像１，２…に直交する座標軸、ｘ，ｚはｙに直交する平面の座標軸であってＣＴ像１，２…上での各画素位置を特定する座標軸である。投影面Ｐ及び視点Ｅは診断目的や投影目的によって定まる。また視点Ｅは、平行投影法での平面上の視点の１つとしても、中心投影法での視点としても考えられるが、図１１では中心投影法での視点を表わしている。

【００１７】

投影面Ｐは、３つのパラメータである角度α，β及び距離ｈで定義する。ｘ，ｙ，ｚ座標系での原点０から投影面Ｐに垂線を下ろし、その交点をＮ1とする。交点Ｎ1をｘ－ｚ平面に垂直に投影し、その投影点をＮ2とする。パラメータαは、原点０と交点Ｎ2とを結ぶ直線とｘ軸とのなす角度、パラメータβは、原点０と交点Ｎ2とを結ぶ直線と、原点０と交点Ｎ1とを結ぶ直線とのなす角度である。距離ｈは、視点Ｅから投影面Ｐへの垂線Ｌ1上の視点Ｅと垂直交点Ｃ間の距離であり、このパラメータｈは視点Ｅと投影点ｐとの関係を規定する。

【００１８】

投影面Ｐそのものの座標系をＸ，Ｙとする。視点Ｅの位置をＥ（ｘ0，ｙ0，ｚ0）とし、この視点Ｅからの投影線Ｌの投影面Ｐとの交点（すなわち投影点）ｐをｐ（ｘ，ｙ，ｚ）とする。またｐ（ｘ，ｙ，ｚ）は、Ｘ，Ｙ座標系でｐ（Ｘ，Ｙ）と表現する。視点Ｅから投影面Ｐへ垂直に交わる点をｃ（ｘ11，ｙ11，ｚ11）とし、これをＸ，Ｙ平面上ではＣ（

Ｘ，Ｙ）とする。
更に、ＣＴ像１には、交点Ｑ1の周囲４点ａ1，ａ2，ａ3，ａ4に画素が存在し、ＣＴ像２には、交点Ｑ2の周囲４点ｂ1，ｂ2，ｂ3，ｂ4に画素が存在しているものとする。
【００１９】
以上の各座標系や位置定義のもとで、ＣＴ像１，２上の上記点Ｑ1，Ｑ2の算出方法を次に示す。まず、投影面Ｐのパラメータ（α，β，ｈ）と、視点Ｅの座標（ｘ0，ｙ0，ｚ0）と２つの隣り合うＣＴ像１，２及びそのＣＴ像１，２のｙ座標値ｙ01，ｙ02とをキーボード等からキー入力し、投影面Ｐを決定する定数ａ，ｂ，ｃを（２），（３），（４）式によって算出する。定数ａ，ｂ，ｃは、図１１に示すｘ，ｙ，ｚ座標系の原点からの、投影面Ｐへのｘ，ｙ，ｚ軸交点への距離である。
【００２０】
【数１】

【数 1】

$$a = \frac{t \pm h\sqrt{1+\tan^2\beta}}{\cos\alpha} \qquad \text{----(2)}$$

（0<β<πのとき正符号）

【００２１】
【数２】

【数 2】

$$b = \frac{a \cdot \cos\alpha}{\tan\beta} \qquad \text{----(3)}$$

【００２２】
【数３】

【数 3】

$$c = \frac{a}{\tan\alpha} \qquad \text{----(4)}$$

【００２３】
ここで、ｔ＝ｘ0・cosα＋ｚ0・sinα＋ｙ0・tanβである。（α，β，ｈ），（ｘ0，ｙ0，ｚ0）はオペレータによって設定される値である。
【００２４】
次に、視点Ｅから投影面Ｐへの垂線Ｌ1の、投影面Ｐとの交点Ｃ（ｘ11，ｙ11，ｚ11）を（５），（６），（７）式によって算出する。
【００２５】
【数４】

【数 4】

$$x_{11} = x_1 + \frac{c \cdot (z_1 - z_{11})}{a} \qquad \text{----(5)}$$

【００２６】
【数５】

【数５】

$$y_{11}=y_1+\frac{c\cdot(z_1-z_{11})}{b} \quad ----(6)$$

【００２７】
【数６】

【数６】

$$z_{11}=z_1\pm\frac{h}{\sqrt{1+\frac{c^2}{a^2}+\frac{c^2}{b^2}}} \quad ----(7)$$

（$z_{01}<z_{11}$のとき負符号）

【００２８】
その後、視点Ｅからの投影線Ｌの、投影面Ｐとの交点（投影点）ｐの座標ｐ（ｘ，ｙ，ｚ）を（８），（９），（１０）式によって算出する。
【００２９】
【数７】

【数７】

$$x=\frac{X-z\cdot\sin\alpha}{\cos\alpha} \quad ---(8)$$

【００３０】
【数８】

【数８】

$$y=\frac{y_{11}-c_i\cdot(z-z_{11})-a_i\cdot(x-x_{11})}{b_i} \quad ----(9)$$

【００３１】
【数９】

【数９】

$$z=\frac{X\cdot k_1-Y\cdot k_2-y_{11}\cdot k_3-\frac{c_i\cdot k_3\cdot z_{11}}{b_i}+\frac{a_i\cdot k_3\cdot X}{b_i\cdot\cos\alpha}-\frac{a_i\cdot k_3\cdot x_{11}}{b_i}}{1-\frac{1-c_i\cdot k_3}{b_i}+\frac{a_i\cdot k_3\cdot\sin\alpha}{b_i\cdot\cos\alpha}} \quad --(10)$$

【００３２】
ただし、
【００３３】
【数１０】

【数10】

$$\left.\begin{aligned} k_1 &= \sin\alpha \\ k_2 &= \frac{\cos\alpha}{\sin\beta} \\ k_3 &= \frac{\cos\alpha\cdot\cos\beta}{\sin\beta} \end{aligned}\right\} \quad (11)$$

【００３４】
【数１１】

【数11】

$$\left.\begin{aligned} a_1 &= \frac{1}{a} \\ b_1 &= \frac{1}{b} \\ c_1 &= \frac{1}{c} \end{aligned}\right\} \quad (12)$$

【００３５】
である。
なお、Ｘ，Ｙは、投影点ｐの座標ｐ（ｘ，ｙ，ｚ）の、Ｘ，Ｙ座標系上での座標である。この投影点ｐの座標Ｐ（Ｘ，Ｙ）は走査時にＸ＝０～±２５６，Ｙ＝０～±２５６として与えられたものの任意のＸ，Ｙの組合せ値である。
【００３６】
次に、投影線ＬとＣＴ像１，２との交点Ｑ1，Ｑ2の座標Ｑ1（ｘ01，ｙ01，ｚ01）、Ｑ2（ｘ02，ｙ02，ｚ02）を、（１３），（１４），（１５），（１６）式によって算出する。
【００３７】
【数１２】

【数12】

$$x_{01} = \frac{y_{01} - y}{y_1 - y} \cdot (x_1 - x) + x \quad ----(13)$$

【００３８】
【数１３】

【数13】

$$z_{01} = \frac{y_{01} - y}{y_1 - y} \cdot (z_1 - z) + z \quad ----(14)$$

【００３９】
【数１４】

【数14】

$$x_{02}=\frac{y_{02}-y}{y_1-y}\cdot(x_1-x)+x \quad \text{----(15)}$$

【００４０】
【数１５】

【数15】

$$z_{02}=\frac{y_{02}-y}{y_1-y}\cdot(z_1-z)+z \quad \text{----(16)}$$

【００４１】
ここで、ｙ01はＣＴ像１のｙ座標値、ｙ02はＣＴ像２のｙ座標値であり、ＣＴ像１，２はｙ座標値に垂直な平面である。ｙ01，ｙ02はＣＴ像１，２の積上げ時に入力設定された値である。
【００４２】
次に、図１２を参照して本発明方法で用いられる画素値の補間方法の一例を説明する。本発明方法における補間画素位置は上記点Ｑ1，Ｑ2のようなＣＴ像（断層面）上に限らない。
図１２は、投影線Ｌ上の２つの点Ｄ1，Ｄ2の画素値を用いて補間によりＤ1，Ｄ2間の補間点Ｍ3の画素値を求める例を示している。ただし、点Ｄ1，Ｄ2はＣＴ像１，２上にない点である。なお、ＣＴ像１上の画素位置ａ1，ａ2，ａ3，ａ4の画素値を各々Ｑａ1，Ｑａ2，Ｑａ3，Ｑａ4とし、ＣＴ像２上の画素位置ｂ1，ｂ2，ｂ3，ｂ4の画素値を各々Ｑｂ1，Ｑｂ2，Ｑｂ3，Ｑｂ4とする。これらの画素値Ｑａ1，Ｑａ2，Ｑａ3，Ｑａ4；Ｑｂ1，Ｑｂ2，Ｑｂ3，Ｑｂ4は、画素位置ａ1，ａ2，ａ3，ａ4；ｂ1，ｂ2，ｂ3，ｂ4がＣＴ像１，２上にあるので既知である。
【００４３】
まず、点Ｄ1，Ｄ2の画素値ＱＤ1，ＱＤ2を画素位置ａ1，ａ2，ａ3，ａ4;ｂ1，ｂ2，ｂ3，ｂ4の画素値から補間によって下記の手順で求める。
【００４４】
点Ｄ1からＣＴ像１，２に垂線を延ばし、各ＣＴ像１，２との交点Ｒ1，Ｒ2の画素値を、画素値Ｑａ1，Ｑａ2，Ｑａ3，Ｑａ4と画素値Ｑｂ1，Ｑｂ2，Ｑｂ3，Ｑｂ4を用いて補間によって求める。次に、その点Ｒ1，Ｒ2の画素値を用いて点Ｄ1の画素値を補間によって求める。点Ｄ2の画素値についても同様の方法で求める。点Ｄ1，Ｄ2の画素値ＱＤ1，ＱＤ2を求める式（１７），（１８）を下記に示す。
【００４５】
ＱＤ1＝〔（１－ｄｚ1）｛Ｑａ4（１－ｄｘ1）＋Ｑａ3・ｄｘ1｝＋ｄｚ1｛Ｑａ1（１－ｄｘ1）＋Ｑａ2・ｄｘ1｝〕・（１－ｄｙ1）＋〔（１－ｄｚ1）｛Ｑｂ4（１－ｄｘ1）＋Ｑｂ3・ｄｘ1｝＋ｄｚ1｛Ｑｂ1（１－ｄｘ1）＋Ｑｂ2・ｄｘ1｝〕・ｄｙ1
……（１７）
ＱＤ2＝〔（１－ｄｚ2）｛Ｑａ4（１－ｄｘ2）＋Ｑａ3・ｄｘ2｝＋ｄｚ2｛Ｑａ1（１－ｄｘ2）＋Ｑａ2・ｄｘ2｝〕・ｄｙ2＋〔（１－ｄｚ2）｛Ｑｂ4（１－ｄｘ2）＋Ｑｂ3・ｄｘ2｝＋ｄｚ2｛Ｑｂ1（１－ｄｘ2）＋Ｑｂ2・ｄｘ2｝〕・（１－ｄｙ2）　……（１８）
ここで、
ｄｘ1はａ1，ａ2間を１に正規化したときの距離を示す。
ｄｙ1はａ1，ｂ1間を１に正規化したときの距離を示す。
ｄｚ1はａ1，ａ4間を１に正規化したときの距離を示す。
ｄｘ2はｂ1，ｂ2間を１に正規化したときの距離を示す。
ｄｙ2はａ1，ｂ1間を１に正規化したときの距離を示す。

ｄｚ2はｂ1，ｂ4間を１に正規化したときの距離を示す。
ここで、視点Ｅの座標をＥ（ｘ0，ｙ0，ｚ0）、投影面Ｐ上の投影点ｐの座標をｐ（ｘ1，ｙ1，ｚ1）、視点Ｅと投影点ｐとの距離をｌとし、ｘ，ｙ，ｚ方向の増分を、
ｉｎｃｘ＝（ｘ1－ｘ0）／ｌ
ｉｎｃｙ＝（ｙ1－ｙ0）／ｌ
ｉｎｃｚ＝（ｚ1－ｚ0）／ｌ
としたとき、投影線Ｌ上の視点Ｅから距離ｓにある補間点M3の座標（ｘ，ｙ，ｚ）は、
ｘ＝ｘ0＋ｓ・ｉｎｃｘ
ｙ＝ｙ0＋ｓ・ｉｎｃｙ
ｚ＝ｚ0＋ｓ・ｉｎｃｚ
と表わされる。

【００４６】
また、補間点M3の画素値は、点Ｄ1，Ｄ2の画素値ＱＤ1，ＱＤ2を使用して次式（１９）で表わされる。
補間点M3の画素値＝ｒ2・ＱＤ1＋ｒ1・ＱＤ2　　…（１９）
ただしｒ1，ｒ2は点Ｄ1，Ｄ2間を正規化した場合の補間点M3と点Ｄ1，Ｄ2間の正規化された距離であり、ｒ1＋ｒ2＝１である。
式（１９）において、補間点M3の画素値として臓器抽出用しきい値を与えた場合、投影線Ｌ上で該しきい値を満たす座標が直ちに求められことになる。

【００４７】
上述補間方法を図１３のフローチャートを併用して更に詳しく述べる。
まず、ステップ７０でｘ，ｙ，ｚ，ｓの初期化を行う。すなわち、ｘ＝ｘ0，ｙ＝ｙ0，ｚ＝ｚ0，ｓ＝0とする。

【００４８】
ステップ７１では、ｙ←（ｙ＋ｉｎｃｙ）としてＣＴ像１，２間の点を指定する。これで視点Ｅから距離ｓの位置が指定される。ここで、ｉｎｃｙを加える前の点を旧ｓ、ｉｎｃｙを加えた後の点を新ｓと定義する。旧ｓが図１２の点Ｄ1に対応し、新ｓが点Ｄ2に対応する。

【００４９】
ステップ７２では、旧ｓと新ｓとが同じＣＴ像間（ここではＣＴ像１，２間）に入るか否かを判定する。具体的には、旧ｓと新ｓのｙ座標の小数点以下を切り捨てて、整数部が同じか否かを判定する。同じと判定されたならば、同じＣＴ像間に入ると判定され、異なると判定されたならば異なるＣＴ像間に入いると判定される。

【００５０】
図１４は、旧ｓと新ｓとが同じＣＴ像間に入らない場合を例示する。この場合は、新ｓの位置がＣＴ像（図１４においてはＣＴ像ｊ＋１）上の点Wになるようにする。これにより補間に用いる画素点を同じにする。この場合、新ｓ点の座標はステップ７３で下記のように設定する。
ｙ＝ＣＴ像のｙ座標
ｘ←（ｘ＋ｉｎｃｘ´）
ｚ←（ｚ＋ｉｎｃｚ´）
ここで、
ｉｎｃｘ´＝ｉｎｃｘ・（ＣＴ像ｙ座標－旧ｓのｙ座標）／ｉｎｃｙ
ｉｎｃｚ´＝ｉｎｃｚ・（ＣＴ像ｙ座標－旧ｓのｙ座標）／ｉｎｃｙ
ステップ７２で旧ｓと新ｓとが同じＣＴ像間に入ると判定された場合、新ｓ点の座標はステップ７４で次のように設定される。
ｓ←（ｓ＋ｉｎｃｓ）
ｘ←（ｘ＋ｉｎｃｘ）
ｚ←（ｚ＋ｉｎｃｚ）
ステップ７５では、ｓの先端が投影面Ｐに達したか否かを判定し、達していないならばス

テップ７６に進む。達していたならば処理を終了する。
ステップ７６では、新ｓの画素値ＱＤ2を求める。
ステップ７７では、新ｓの画素値ＱＤ2を求める計算が１回目か否かを判定する。１回目ならばステップ７８でＱＤ1＝ＱＤ2としてメモリに格納する。この段階で、点Ｄ1の画素値ＱＤ1が求まったことになり、引き続き点Ｄ2の位置と画素値を求めるためにステップ７１に戻る。
ステップ７７で新ｓの画素値ＱＤ2を求める計算が１回目でなければ、ステップ７６で求められた画素値ＱＤ2は点Ｄ2の画素値に相当するので２つの補間点が求まっていると判断し、ステップ７９で旧ｓ，新ｓ間の補間点M3の画素値を補間によって求める。旧ｓの画素値はＱＤ1となる。線形補間による場合は式（１９）を用いて求めるが、非線形補間により求めてもよい。
ステップ８０では、ＱＤ2をＱＤ1とすることにより新ｓの画素値を旧ｓの画素値として設定し、新ｓの位置と画素値を求めるためにステップ７１に跳ぶ。
以後、上述処理を繰り返す。

【００５１】

以下、上述補間方法を用いた本発明による三次元画像の表示方法の実施形態について説明する。図１は、本発明による三次元画像の表示方法の一実施形態を説明するためのフローチャートである。
ここでは、血液に造影剤を投与した状態で血管のＣＴ像計測が行われ、多数の血管ＣＴ像が得られ、それらの積上げ三次元画像を任意の方向から見た血管の二次元画像に陰影付け等を行って再構成された三次元画像（疑似三次元画像）の表示において本発明方法が適用される場合について説明する。

【００５２】

上述のようにして得られた積上げ三次元画像において、臓器抽出用しきい値、ここでは造影剤と血管壁の境界に相当するＣＴ値（画素値）をしきい値として与え、しきい値処理すると血液と血管壁の境界付近の画素点、例えば図２中の画素点４０が求まる。

【００５３】

血管壁中組織の画素点４１を求めるには投影線Ｌに沿って点４０から所定距離だけ延長した点を求めればよい。これを図３により具体的に説明すると、点ａｉ（ｉ＝１，２，３…）でしきい値（血管壁と造影剤との境界を表わすＣＴ値）の条件を満たしたら各々所定距離ｄｓ（しきい値の検出点から所定距離進んだ点までの距離）だけ延長した点ｂｉ（ｉ＝１，２，３…）の画素点を抽出する。

【００５４】

図４は上記所定距離ｄｓを投影線Ｌ毎に変化させる例を示す。ここでは、デプス画像（視点Ｅから、しきい値処理で抽出した画素点までの距離を画素値とした画像）の濃度勾配面の法線と投影線Ｌとのなす立体角θｉ（ｉ＝１，２，３…）の大きいほど距離ｄｓを大きくする。実際には、ｄｓ＝Ｃ１－Ｃ２・cosθｘ・cosθｙで近似する。

【００５５】

ここで、Ｃ１，Ｃ２はＣ１＞Ｃ２の正の定数である。またθｘ，θｙは、図５で示すように、

tanθｘ＝（ｆ（ｍ＋１）－ｆ（ｍ－１））／２点間の距離
tanθｙ＝（ｆ（ｎ＋１）－ｆ（ｎ－１））／２点間の距離

である。ここで、ｆは視点と投影面間の距離を表わす。

【００５６】

したがって、投影線Ｌ上の最終抽出点の座標（ｘ，ｙ，ｚ）は、次のように表わされる。

ｘ＝ｘ＿ｅｘ＋ｄｓ・ｉｎｃｘ
ｙ＝ｙ＿ｅｘ＋ｄｓ・ｉｎｃｙ
ｚ＝ｚ＿ｅｘ＋ｄｓ・ｉｎｃｚ

ただし、（ｘ＿ｅｘ，ｙ＿ｅｘ，ｙ＿ｅｘ）は、しきい値の条件を満たす画素点の座標である。

【００５７】
これによる画素座標（ｘ，ｙ，ｚ）のＣＴ値（このＣＴ値は原画像に存在しなければ補間方法で求めたＣＴ値）を投影面Ｌ上の点Ｐ（Ｘ，Ｙ）に相当する表示メモリのアドレスに格納する。これにより、画素座標（ｘ，ｙ，ｚ）についてはＣＴ値がそのまま表示されることになる。
投影線Ｌが臓器面、ここでは血管壁内面に対して斜めに入射した場合、距離ｄｓを長く設定しないとＣＴ値がそのまま表示される画素座標（ｘ，ｙ，ｚ）は観察，診断に適した血管壁中組織の深い位置には達しない。図４の例は、そのような不都合を解消できる。
【００５８】
なお、図５はデプス画像濃度勾配を求める図で、Ｘ，Ｙは投影面の座標軸、Ｉは画素値を表わす軸、ｄｉｘ1はデプス画像のＸ方向の濃度差（＝ｉ（ｎ，ｍ＋１）－ｉ（ｎ，ｍ－１））、ｄｉｙはデプス画像のＹ方向の濃度差（＝ｉ（ｎ＋１，ｍ）－ｉ（ｎ－１，ｍ））、θｘはθｘ＝$\tan^{-1}$（ｄｉｘ1／２）で与えられる値、θｙはθｙ＝$\tan^{-1}$（ｄｉｙ1／２）で与えられる値、Ｎｘはθｘで定まる直角三角形の斜辺に垂直な法線ベクトル、Ｎｙはθｙで定まる直角三角形の斜辺に垂直な法線ベクトルである。
【００５９】
図６は投影，表示する画素点の抽出の他の例を示す。
図６において、ＣＴ像の画素値の等高線を考えると、しきい値の条件を満たす点ｘ（ベクトル表記）での等高線の法線ベクトルｎは、
ｎ＝（ｄｎｘ／ｄｎ，ｄｎｙ／ｄｎ，ｄｎｚ／ｄｎ）
ｄｎ＝ｓｑｒｔ（$dnx^2+dny^2+dnz^2$）
と表記される。ここでｄｎｘ，ｄｎｙ，ｄｎｚは画素値のｘ，ｙ，ｚ方向の変化分である。
【００６０】
この例では、点ｘを投影せずに、ベクトルｎと反対方向の点ｘ´（表記はベクトル）
ｘ´＝ｘ－定数・ｎ
で指定される画素値を投影面Ｐ上の点Ｐ（Ｘ´，Ｙ´）に投影する。
【００６１】
このとき、Ｘ´，Ｙ´は前記Ｘ，Ｙを変数とした式（８），（９），（１０）をｘ，ｙ，ｚを変数として逆に解いた式（明示せず）にｘ´，ｙ´，ｚ´を代入して得る。これによれば、血管等の場合、壁に垂直方向のＣＴ値による三次元画像が構成できる。
【００６２】
次に、図１に戻り本発明方法を説明する。
まず、ステップ３０において、ｓを初期化する。ｓ＝0で、ｘ＝ｘ0、ｙ＝ｙ0、ｚ＝ｚ0（視点Ｅの位置）である。
次に、ステップ３１で、点（ｘ，ｙ，ｚ）がしきい値の条件を満たすか否かを判定する。満たすならばその点を（ｘ＿ｅｘ，ｙ＿ｅｘ，ｚ＿ｅｘ）とし、ステップ３３へ移り、満たさなければステップ３２へ移る。
ステップ３２では、ｓの長さをｉｎｃｓだけ長くして投影線Ｌ上の次の点を指定する。
【００６３】
ステップ３３では、デプス画像（視点－投影面の画像が格納してある）の点（Ｘ－１，Ｙ）と点（Ｘ，Ｙ－１）の値も用いてデプス画像の勾配を求める。ここで、θｘ，θｙが求まる。
ステップ３４では、上記θｘ，θｙの関数としてｓの延長分ｄｓを求める。
ステップ３５では、ｓをｄｓだけ延ばす。
またステップ３６では、血管壁中組織の点（ｘ，ｙ，ｚ）を求める。
ステップ３７では、点（ｘ，ｙ，ｚ）のＣＴ値を表示メモリに格納し、画像として表示する。
【００６４】
図７は、サーフェイス法、ボリュームレンダリング法等により陰影付けした画像１００の

所望部分を上述本発明方法により得られたＣＴ像の画素値（補間方法によるものも含む）、ここではＣＴ値をそのまま表示する部分画像１０１で置き換え表示した血管分岐部分の表示画像例を示した図である。この場合、画像１００で血管内壁面の性状について観察し、部分画像１０１で所望部分の血管壁中組織の性状を同時観察し得る。
これにより、血管内壁面の性状について観察可能で、かつ所望部分については血管壁中組織の性状をも同時観察可能であり、血管全体についてより有効な観察，診断をなし得ることになる。

【００６５】

図８は、上記陰影付けした画像１００とＣＴ像のＣＴ値をそのまま表示した部分画像１０１とを図７のように重ねて表示せず、並べて表示する場合の例を示す。ここでは、一方の画像１０１（又は１００）上の所望の一箇所Ｐ１（Ｐ２）を、マウス等のポインティングデバイス１０２の操作で画面上を移動する矢印形カーソルＣＵＲ１（ＣＵＲ２）により指示した場合に、他方の画像１００（又は１０１）の対応位置Ｐ２（Ｐ１）に矢印形カーソルＣＵＲ２（ＣＵＲ１）が表示されるようになされている。これによれば、画像１００と部分画像１０１との相互位置関係が分かりやすくなる。

【００６６】

図９は、サーフェイス法、ボリュームレンダリング法等で陰影付けした画像１１０の微分画像１１１をラプラシアン等を用いて作成し、この上記微分画像１１１と、画像１１０の所望部分のＣＴ値をそのまま表示した画像１１２（上記画像１００に対する部分画像１０１に相当する画像）との合成画像１１３を表示する例を示す。これによれば、微分画像は線画であって、他の画像を合成しやすい。

【００６７】

図１０は本発明方法が適用可能なハードウェア構成例を示すブロック図である。
図１０において、２００はＣＰＵ、２０１は主メモリ、２０２は磁気ディスク、２０３は表示メモリ、２０４はマウスコントローラ、２０８はキーボードで、これらは共通バス２０７に接続されている。磁気ディスク２０２には、多数のＣＴ像及び座標変換や陰影付け、隠面処理、更には補間処理のためのプログラム等が格納されている。ＣＰＵ２００は、これら多数のＣＴ像及びプログラムを読み出し、主メモリ２０１を用いて目的部位、例えば血管壁中組織の所望部についてはＣＴ値をそのままその画素値とした三次元画像（疑似三次元画像）を構成し、その結果を表示メモリ２０３に格納し、ＣＲＴモニタ２０５に表示させる。キーボード２０８又はマウスコントローラ２０４に接続されたマウス２０６は、上記三次元画像を構成する際の、視点位置、補間処理時の所定距離等のパラメータ等を指定する。得られた三次元画像は必要に応じて磁気ディスク２０２に格納される。なお、磁気ディスク２０２に代えて光ディスク、光－磁気ディスク等、他の記憶装置を用いてもよい。

【００６８】

なお、上述実施形態における補間方法としては、線形補間や非線形補間等、種々の補間方法が適用可能である。また、原画像となる断層像として、Ｘ線ＣＴ装置によるＣＴ像を例に採って説明したが、これに限らず、ＭＲＩ装置等の三次元計測によるボリューム画像を分解して得られた多数の断層像、あるいは超音波断層装置の断層像等であってもよい。更に、断層像は血管像に限らない。
また、本発明方法で用いられるしきい値は、複数、例えば２値設定し、設定された範囲内の値で特定される位置から投影面方向に所定距離進んだ位置の断層像の画素値を、陰影付け、隠面処理を行うことなくそのまま表示するようにしてもよい。

【００６９】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、多数の断層像を積み上げて積上げ三次元画像を得、これを任意の方向から見た二次元画像に所定の処理を行って再構成された三次元画像を表示方法において、所望方向については、その投影線上、所望のしきい値の条件を満たした位置から投影面方向に所定距離進んだ位置の（断層像の）画素値を前記処理を行うことな

くそのまま表示する。例えば前記断層像がＣＴ像の場合、ＣＴ値をそのまま表示する。したがって、被検体目的部位の表面、例えば血管内壁面の性状について観察可能であり、かつそのうちの所望部分についてはその内部の性状、例えば血管壁中組織の性状をも同時観察可能で、血管全体等、目的部位全体についてより有効な観察，診断をなし得、容易に病巣と正常組織を見分けられるようになるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明方法の一実施形態を説明するためのフローチャートである。

【図２】本発明方法を血管内壁の表示に適用した場合の説明図である。

【図３】本発明方法において投影，表示する画素点を抽出するときの所定距離ｄｓの設定の一例の説明図である。

【図４】本発明方法において投影，表示する画素点を抽出するときの所定距離ｄｓの設定の他の例の説明図である。

【図５】図４に示す所定距離ｄｓの設定例を説明するための図である。

【図６】本発明方法において投影，表示する画素点の抽出の他の例の説明図である。

【図７】本発明方法による表示画像の一例を示す図である。

【図８】本発明方法による表示画像の他の例を示す図である。

【図９】本発明方法による表示画像の更に異なる例の説明図である。

【図１０】本発明方法が適用可能なハードウェア構成例を示すブロック図である。

【図１１】本発明方法で用いられる三次元画像構成での中心投影法による座標変換方法の説明図である。

【図１２】本発明方法で用いられる隣接２ＣＴ像間での投影線上の位置の画素値補間方法の説明図である。

【図１３】同上補間方法を説明するためのフローチャートである。

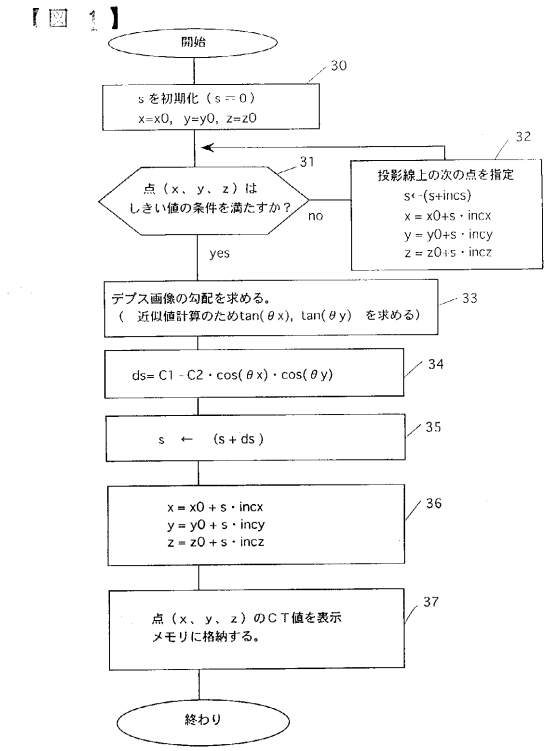
【図１４】図１３に示すフローチャート中のステップ７２においてｎｏと判定されたときの処理の説明図である。

【図１５】従来公知の隣接２ＣＴ像間での投影線上の位置の画素値補間方法の説明図である。

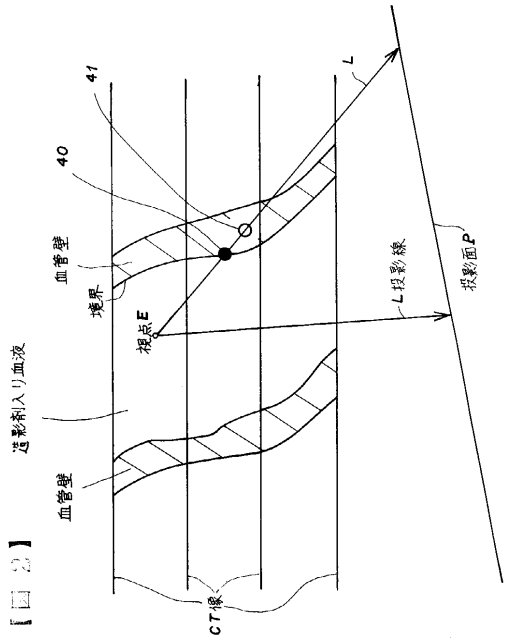
【符号の説明】

２００…ＣＰＵ、２０１…主メモリ、２０２…磁気ディスク、２０３…表示メモリ、２０４…マウスコントローラ、２０５…ＣＲＴモニタ、２０６…マウス、２０７…共通バス、２０８…キーボード。

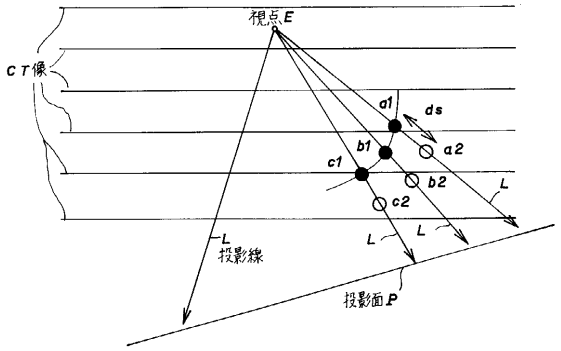
【図１】


開始
30
s を初期化（s = 0）
x=x0, y=y0, z=z0
32
31
点（x、y、z）は
しきい値の条件を満たすか？
no
投影線上の次の点を指定
s←(s+incs)
x = x0+s・incx
y = y0+s・incy
z = z0+s・incz
yes
デプス画像の勾配を求める。
（ 近似値計算のためtan(θx), tan(θy) を求める）
33
ds= C1 - C2・cos(θx)・cos(θy)
34
s ← (s + ds)
35
x = x0 + s・incx
y = y0 + s・incy
z = z0 + s・incz
36
点（x、y、z）のＣＴ値を表示
メモリに格納する。
37
終わり

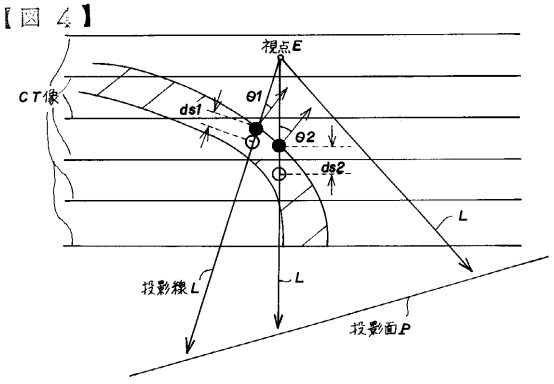
【図２】


41
40
L
血管壁
境界
視点E
L投影線
投影面P
造影剤入り血液
血管壁
CT像

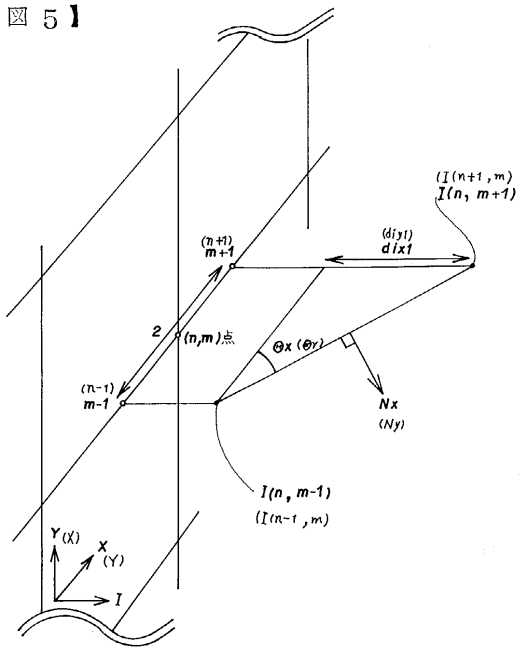
【図３】


視点E
CT像
a1
ds
b1
a2
c1
b2
c2
L
L
L
L
投影線
投影面P

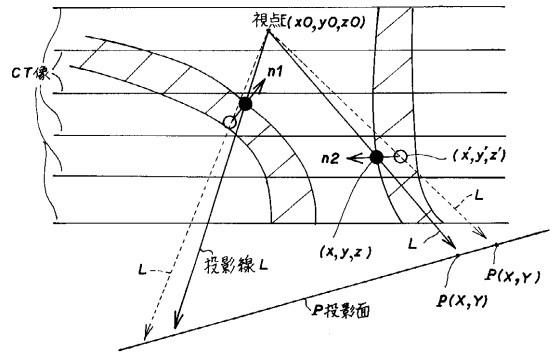
【図４】


視点E
CT像
ds1
θ1
θ2
ds2
L
L
投影線L
投影面P

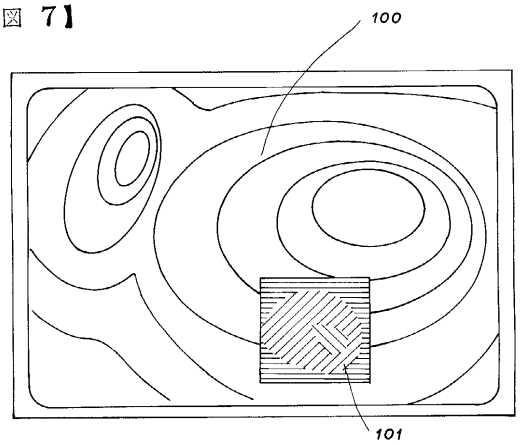
【図５】


(I(n+1,m)
I(n, m+1)
(n+1)
m+1
(dix1)
dix1
2
(n,m)点
Θx (Θy)
(n-1)
m-1
Nx
(Ny)
I(n, m-1)
(I(n-1, m)
Y(X)
X
(Y)
I

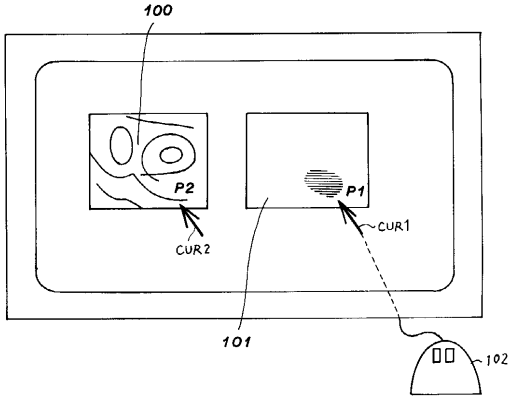
【図６】
【図 6】



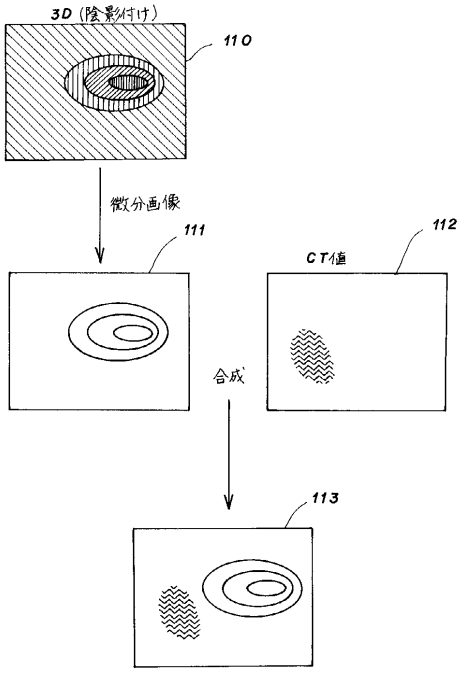
【図７】
【図 7】



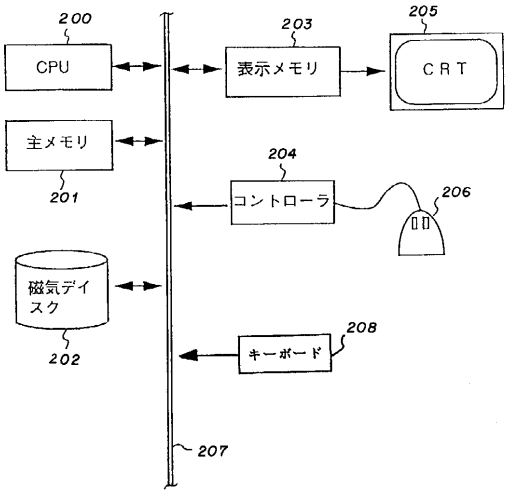
【図８】
【図 8】



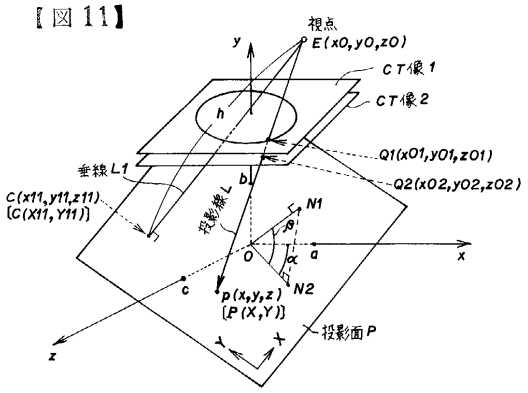
【図９】
【図 9】



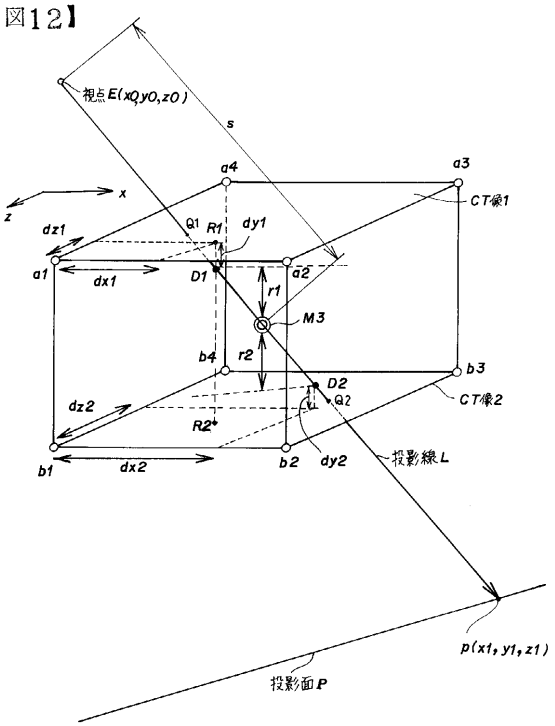
【図１０】
【図10】



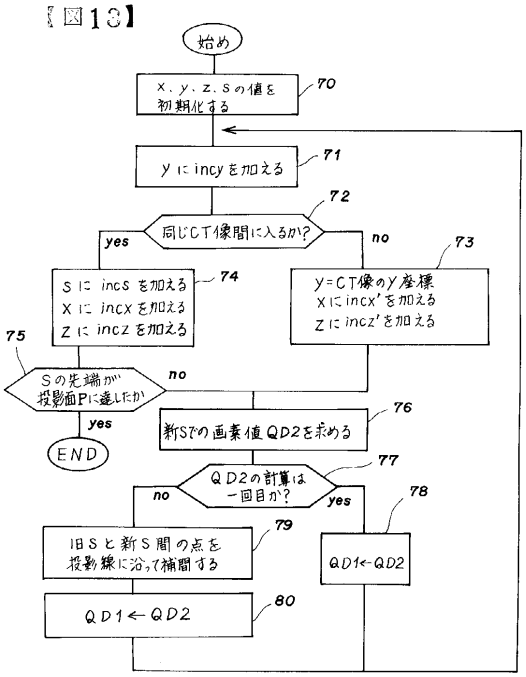
【図１１】
【図11】



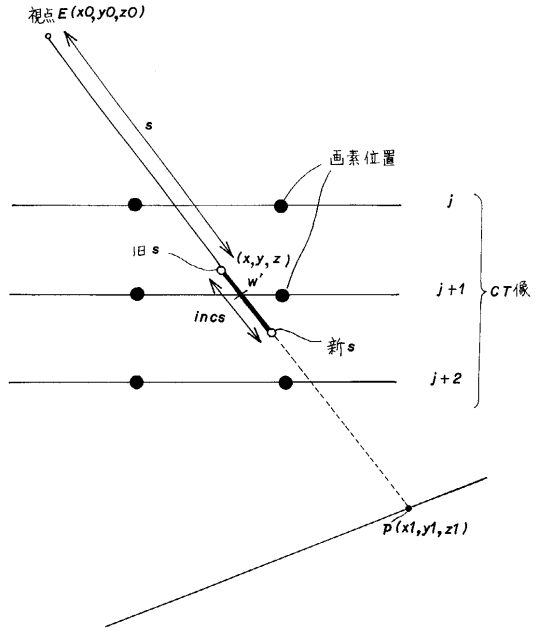
【図１２】
【図12】



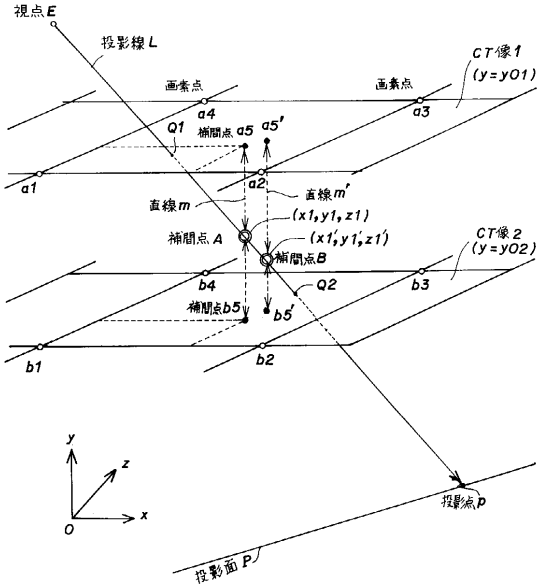
【図１３】
【図13】



【図１４】
【図14】



【図１５】
【図15】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平０２－１２４１４３（ＪＰ，Ａ）
特開昭６２－２０４３８７（ＪＰ，Ａ）
特開昭６２－２１９０７６（ＪＰ，Ａ）
周藤　安造，”ここまで来た医用３次元画像処理技術”，電子情報通信学会誌，社団法人電子情報通信学会，１９９２年　8月２５日，第７５巻，第8号，ｐ．８７４－８７７

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
G06T 15/00
A61B 5/055
A61B 6/03
G06T 1/00
G06T 17/40
CSDB(日本国特許庁)