

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4343592号
(P4343592)

(45) 発行日 平成21年10月14日(2009.10.14)

(24) 登録日 平成21年7月17日(2009.7.17)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

請求項の数 1 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2003-171286 (P2003-171286)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成15年6月16日(2003.6.16)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2005-6710 (P2005-6710A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成17年1月13日(2005.1.13)	(74) 代理人	100058479
審査請求日	平成18年4月7日(2006.4.7)		弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100084618
			弁理士 村松 貞男
		(74) 代理人	100100952
			弁理士 風間 鉄也
		(72) 発明者	川島 知直
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波の送受により被検体からのエコーデータを得る超音波振動子を備えた超音波プローブと、

前記超音波プローブの所定位置のデータを取得する位置検出器と、

前記エコーデータから超音波3次元画像を構築する超音波3次元画像構築手段と、
を有する超音波診断装置において、

前記超音波プローブからのエコーデータを基に臓器表面を抽出する表面抽出手段と、

前記表面抽出手段が抽出した前記臓器表面に陰影を付加して前記超音波3次元画像を生成する陰影付加手段と、

前記超音波3次元画像上に前記超音波プローブの2次元スキャンにより得られた走査面と前記臓器表面との交わりである指標を重畳して表示する表示手段であって、前記走査面を、各辺をx軸方向、y軸方向、z軸方向と同じくする直方体状の3次元領域を切断する断面切片と見なし、前記断面切片の位置座標の前記3次元領域内のx方向の最大値と最小値との間、y方向の最大値と最小値との間、z方向の最大値と最小値との間で定義される抽出処理領域内に限定して、前記交わりを抽出する表示手段と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

10

20

本発明は超音波診断装置及び超音波画像処理方法に関するものである。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】

従来の２次元走査を行なうラジアル、セクタ、コンベックスキャン超音波診断装置では、例えば胃内部での光学像の視野内での走査平面が分からず、例えば隆起の頂部などの本当に病変に適した位置及び角度で走査し断層像を得ているかどうかを正確に把握することができなかった。そのため、超音波内視鏡の走査、読影に高度の熟練を要するという欠点があり、超音波内視鏡検査の普及の阻害要因になっていた。

【 0 0 0 3 】

そこで特開平 6 - 2 6 1 9 0 0 号公報や特開平 1 0 - 1 9 2 号公報のように、超音波内視鏡の先端に位置検出器を設けることで、空間の超音波 3 次元データを得て、そこから任意の断層像や臓器表面像を形成したり、臓器表面像と断層像とを合成した超音波 3 次元画像を構築する超音波診断装置が提案されている。このような位置検出器を設けることで位置が把握された断層像を得ることができる。

【 0 0 0 4 】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、3 次元データから形成した断層像（リニア像など）は病変を直接 2 次元走査して得た画像と比較して画質が粗いことが多く、病変の深達度診断などの精査を行なうのには病変を直接 2 次元走査した画像のほうが適していた。

【 0 0 0 5 】

また、一般に管腔状臓器内でのスキャンにおいて、ラジアルスキャン以外の走査方法であるコンベックス、リニア、セクタスキャンでは、通常超音波内視鏡の挿入軸のまわりの特定の方向にしか振動子が設けられていないため管腔全体が把握できず、オリエンテーションがつけにくい（つまりどこを見ているかがわかりにくい）という問題があった。

【 0 0 0 6 】

本発明はこのような課題に着目してなされたものであり、その目的とするところは、深達度の最も深い部分等、診断したい部分の超音波断層像を容易に取得することができる超音波診断装置及び超音波画像処理方法を提供することにある。

【 0 0 0 7 】

また、本発明の他の目的は、ラジアルスキャン以外の走査方法において管腔全体を把握してオリエンテーションをつけやすくすることができる超音波診断装置及び超音波画像処理方法を提供することにある。

【 0 0 0 8 】

【課題を解決するための手段】

上記の目的を達成するために、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置は、超音波の送受により被検体からのエコーデータを得る超音波振動子を備えた超音波プローブと、前記超音波プローブの所定位置のデータを取得する位置検出器と、前記エコーデータから超音波 3 次元画像を構築する超音波 3 次元画像構築手段と、を有する超音波診断装置において、前記超音波プローブからのエコーデータを基に臓器表面を抽出する表面抽出手段と、前記表面抽出手段が抽出した前記臓器表面に陰影を付加して前記超音波 3 次元画像を生成する陰影付加手段と、前記超音波 3 次元画像上に前記超音波プローブの 2 次元スキャンにより得られた走査面と前記臓器表面との交わりである指標を重畳して表示する表示手段とあって、前記走査面を、各辺を x 軸方向、y 軸方向、z 軸方向と同じくする直方体状の 3 次元領域を切断する断面切片と見なし、前記断面切片の位置座標の前記 3 次元領域内の x 方向の最大値と最小値との間、y 方向の最大値と最小値との間、z 方向の最大値と最小値との間で定義される抽出処理領域内に限定して、前記交わりを抽出する表示手段と、を備える。

【 0 0 1 3 】

【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詳細に説明する。図 1 は本実施形態に係る超音

10

20

30

40

50

波診断装置の構成を示す図である。図 1 において、超音波内視鏡 3 の挿入部先端には、被検体に対して超音波の送受を行いながら、走査平面に沿って 2 次元（ラジアル）スキャンを行うことにより被検体についてのエコーデータを得る超音波振動子 2 が設けられている。また、この超音波振動子 2 の近傍には磁気ソース 1 が設けられている。磁気ソース 1 からの磁場を検出可能な空間内には複数の磁気センサー 4 が固定されている。磁気ソース 1 と磁気センサー 4 とは、内視鏡先端の位置データを得るための位置検出器を構成している。ここで位置データとは、具体的には固定された磁気センサー 4 に対する磁気ソース 1（従って、超音波内視鏡 3 の先端）の位置座標（ x 、 y 、 z ）と方向を示すオイラー角（ ψ 、 θ 、 ϕ ）とを示すものである。

【0014】

10

信号処理装置 17 は、磁気センサー 4 で検出された磁場検出信号に基いて内視鏡先端の位置を算出する位置算出回路 5 と、エコーデータから断層像を構築する断層像構築回路 6 と、キーボード、トラックボール等を備えた操作用端末 7 を介しての入出力を制御する入出力制御回路 8 と、ハードディスク記憶装置 11 と、MO 記憶装置 12 と、モニター 18 に接続された表示回路 13 と、3 次元画像構築回路 15 と、重畳回路 14 と、3 次元メモリ 16 を有している。上記した各構成要素はバス 9 を介して CPU 10 により制御される。

【0015】

図 2 は、上記した構成の超音波診断装置の作用を説明するための図である。実線は 3 次元画像を作成するときのデータ処理の流れを示しており、一点鎖線は 3 次元画像に後述する走査平面マーカー 51 を重畳して表示するときのデータ処理の流れを示している。

20

【0016】

術者は操作用端末 7 の 3 次元スキャン開始用のボタンを押した後、先端の磁気ソース 1 で磁場を励起しながらラジアルスキャンを行う超音波内視鏡 3 を動かす。断層像構築回路 6 は、ラジアルスキャンにより得られる超音波振動子 2 からのエコー信号を用いて超音波断層像を逐次構築する。こうして、術者はラジアルスキャンを複数回繰り返しながら、超音波内視鏡 3 を動かすことで、連続した複数の超音波断層像を得ることができる。このスキャンを以下、3 次元スキャンと呼ぶ。

【0017】

一方、位置算出回路 5 は、磁気センサー 4 により検出された磁場検出信号から、超音波内視鏡 3 先端の位置と方向を示す位置データを算出する。そして複数の連続した超音波断層像の各々は、3 次元スキャンされた瞬間の位置データと関連付けられて 3 次元メモリ 16 に順次記憶される。ここで術者が操作用端末 7 の 3 次元スキャン停止用のボタンを押すと 3 次元スキャンの終了となる。

30

【0018】

3 次元画像構築回路 15 は、3 次元メモリ 16 に記憶された複数の連続した超音波断層像から座標変換など公知の処理を施して超音波 3 次元画像を構築する。この超音波 3 次元画像は例えば臓器（特に胃、大腸など）表面の形状の情報を含んでいる。

【0019】

この後、術者が新たに超音波内視鏡 3 によりラジアルスキャンを行ったときに、重畳回路 14 は、その瞬間の位置データから走査平面を計算し、走査平面の位置を走査平面マーカーとして超音波 3 次元画像に重畳する。表示回路 13 は、断層像構築回路 6 からの超音波断層像と、走査平面マーカーが重畳された超音波 3 次元画像とを並べてモニター 18 に表示する。

40

【0020】

以下、上記したラジアルスキャンを繰り返すことにより 3 次元画像に 2 次元スキャン平面の位置を重畳して表示する操作を繰り返す。

【0021】

図 3 は、走査平面マーカー 51 が重畳された超音波 3 次元画像 50（図 3 の左）と、ラジアルスキャンによる走査平面マーカー 51 部分の超音波断層像 53 とを並置させて同時に表示した図である。走査平面マーカー 51 はラジアルスキャンに応じてリアルタイムで移

50

動する。

【 0 0 2 2 】

このように、ラジアルスキャンを行ったときにそのガイドとして走査平面マーカー 5 1 が重畳された超音波 3 次元画像 5 0 がリアルタイムで表示され、例えば、病変の隆起部分の頂部 5 2 や陥凹部分の底部に走査平面マーカー 5 1 が重畳されるようにしてラジアルスキャンを行えば病変の深達度の最も深いと予想される部分の超音波断層像を容易に得ることができる。

【 0 0 2 3 】

また、断層像構築回路 6 からの 2 次元画像としての超音波断層像を表示回路 1 3 に入力し、モニター 1 8 に超音波 3 次元画像 5 0 に並置して超音波断層像を表示することで走査平面マーカー 5 1 が示す位置の病変をより分解能の良い状態で観察することができる。

10

【 0 0 2 4 】

以下に前述した 3 次元画像構築回路 1 5 における 3 次元画像の構築方法について詳述する。

【 0 0 2 5 】

a) まず、位置座標 (x , y , z) とオイラー角 (ψ , θ , φ) とをもとに、図 4 に示すように、複数の連続した超音波断層像に座標変換や重複部の平均化などの処理を施し、各ボクセル毎に輝度値をもった 3 次元データを作成する。この詳細な説明は特開平 6 - 2 6 1 9 0 0 号公報の [0 0 2 1] ~ [0 0 2 3] 及び、特開平 6 - 2 6 1 9 0 0 号公報の図 4 , 図 5 に示されている。なお、特開平 6 - 2 6 1 9 0 0 号公報に開示されている実施の形態の磁気ソースと磁気センサの配置は本実施の形態と逆である。

20

【 0 0 2 6 】

b) 上記 a) の処理が終わった後、図 4 に示した平行な各スライスデータ (各平面) S 1 , S 2 , S 3 , S 4 , ... のそれぞれから臓器表面にあたるボクセル (以下、単に表面) を抽出し、この表面に陰影を付加して (即ち、表面にあたるボクセルの輝度データに陰影に相当するデータを代入して) 、視覚的に立体的に見えるように処理を施す。この処理の詳細は特開平 1 0 - 1 9 2 号公報の [0 0 9 4] ~ [0 1 3 1] (臓器表面抽出 : [0 0 9 4] ~ [0 1 2 0] 、陰影付加 : [0 1 2 1] ~ [0 1 3 1]) 及び、これらの段落に関わる特開平 1 0 - 1 9 2 号公報の図面に詳しい。

【 0 0 2 7 】

次に前述した重畳回路 1 4 による走査平面マーカーを求める方法について以下に詳述する。

30

【 0 0 2 8 】

a) まず、超音波内視鏡 3 の先端の位置座標 (x , y , z) とオイラー角 (ψ , θ , φ) から、下記に示すような走査平面の方程式を算出する。

【 0 0 2 9 】

走査平面の方程式 : $ax + by + cz + d = 0$ (1) 式

b) 次にこの走査平面を図 4 (b) に示す直方体の 3 次元データを切断する断面切片と見なして x 方向、y 方向、z 方向の断面切片の位置座標の最大値と最小値を求める。この一例を図 5 に示す。図 5 では上記断面切片が断面 P Q R S である。

40

【 0 0 3 0 】

なお、3 次元データの座標系は磁気センサー 4 に対して固定である。従って、空間の中で固定されている。また、原点を直方体状の 3 次元データの頂点のうちのひとつにしている。

【 0 0 3 1 】

図 5 の断面 P Q R S の例では上述の x 方向、y 方向、z 方向の最小値と最大値は以下の通りとなる。(なお x 0 , y 0 , z 0 は直方体状の 3 次元データの一辺の長さに相当する。)

x 方向 : 最小値 = 0 , 最大値 = x 0

y 方向 : 最小値 = 0 , 最大値 = y 0

z 方向 : 最小値 = z ' , 最大値 = z ''

50

c) 次に図6で示されたハッチングの施された抽出処理領域V内にある臓器表面と、走査平面との交わり(図5のL)を抽出する。具体的にはまず、超音波内視鏡表面を構成するボクセルデータのうちで、以下の(2)~(5)式を満たすものを抽出する。ここで(2)~(4)はb)で求めた領域(以下、抽出処理領域V)の定義式である。(5)は走査平面に相当する式である。

【0032】

このようにV内に存在する臓器表面に限定したのは、交わりとは関係の無い部分を抽出処理から除外することで抽出処理を高速にするためである。

【0033】

また、(5)式が(1)式と異なっているのは、走査平面上にあるボクセルであれば本来(1)式を満足するはずであるが、ボクセルの位置座標が厳密に(1)式を満足することは通常ないため、少し幅を持たせたに過ぎない。

【0034】

$$0 < x < x_0 \quad (2) \text{式}$$

$$0 < y < y_0 \quad (3) \text{式}$$

$$z' < z < z'' \quad (4) \text{式}$$

$$-\delta < ax + by + cz + d < \delta \quad (\delta \text{は正のごく小さい量}) \quad (5) \text{式}$$

このようにc)に詳述された(2)~(5)式を満足するボクセルを抽出することで、抽出処理領域V内にある臓器表面と、走査平面との交わり(図5のL)を抽出することができた。重畳回路14はこの交わりLを走査平面の位置と方向を表す走査平面マーカーとして臓器表面に重畳するのである。

【0035】

ところで、本実施の形態では、2次元スキャンとしてラジアルスキャンの例を上げたが、コンベックススキャンでもリニアスキャンでもセクタスキャンでも良い。一般に、胃、食道、大腸などの管腔状臓器内では、ラジアルスキャン以外の走査方法であるコンベックス、リニア、セクタスキャンは、通常、超音波内視鏡の挿入軸のまわりの特定の方向にしか振動子が設けられていないため、管腔全体が把握できず、オリエンテーション(つまりどこを見ているか)がつけにくいという点で不利であると言われているが、本実施形態の方法を用いることでオリエンテーションをつけやすくすることができる。

【0036】

なお、上記した磁気ソースと磁気センサは逆でも良い。すなわち、位置検出器は磁場の発信機、受信機のどちらでも良く、また加速度センサーのような装置でも良い。超音波内視鏡先端の位置を検出することができるデバイスであれば良い。

【0037】

図7に示すように、走査平面マーカー51は線でなく平面を表現する透過の板状の表示(図7の超音波断層像)でも良い。このように、現在の超音波断層像とあらかじめ取得した3次元データから作成した3次元画像とを互いの位置関係を関連つけて表示すると、走査平面の方向がわかるので、腫瘍等の病変を垂直に切断しているのかあるいは斜めに切断しているのかが容易にわかる。なお、通常、病変の深達度を診断するときには、臓器表面に対して垂直に切断した断面で診断を行うことが常識とされている。

【0038】

また、図3に示す表示の代わりに、図8に示すような表示により走査平面の位置と方向とを3次元画像に合わせて表現してもよい。

【0039】

また、本実施の形態では超音波プローブに最適な例として超音波内視鏡の例を挙げた。これは次の理由による。超音波内視鏡では、通常、走査面が管腔状臓器の内部であるため、体外から超音波を被検部位に照射するタイプの体外式超音波プローブと比較して、被検部位の目視が容易でない。その結果、超音波内視鏡の挿入部を動かして診断したい部分の超音波断層像を容易に取得することが一層難しく、本願の目的を達する超音波診断装置への要望が最も切実であることが上記理由である。しかし、本願の超音波プローブは超音波内

10

20

30

40

50

視鏡の例に限らず、種々の超音波プローブへも適用することができる。例えば、体外式超音波プローブと位置検出器を組合せ、超音波３次元画像を構築した後、３次元画像上に超音波プローブの２次元スキャンにより得られた走査面を示す指標を重畳しても良い。この場合、例えば肝腫瘍や肝内血管に対して相対的に診断したい部分の超音波断層像を容易に取得することができる。

【００４０】

(付記)

上記した具体的実施形態から以下の構成を有する発明が抽出される。

【００４１】

１． 超音波の送受により被検体からのエコーデータを得る超音波振動子を備えた超音波プローブと、

10

前記超音波プローブの所定位置のデータを取得する位置検出器と、

前記エコーデータから超音波３次元画像を構築する超音波３次元画像構築手段と、

を有する超音波診断装置において、

前記構築した超音波３次元画像上に前記超音波プローブの２次元スキャンにより得られた走査面を示す指標を重畳して表示する表示手段を、

備えることを特徴とする超音波診断装置。

【００４２】

２． 超音波の送受により被検体からのエコーデータを得る超音波振動子を備えた超音波プローブと、

20

前記超音波プローブの所定位置のデータを取得する位置検出器と、

前記エコーデータから超音波３次元画像を構築する超音波３次元画像構築手段と、

を有する超音波診断装置において、

前記構築された超音波３次元画像と、前記超音波プローブの２次元スキャンにより得られた超音波断層像との位置関係を関連付けて表示する表示手段を、

備えることを特徴とする超音波診断装置。

【００４３】

３． 前記表示手段は、前記超音波プローブの２次元スキャンにより得られた超音波断層像と、前記超音波３次元画像とを並べて表示することを特徴とする１または２記載の超音波診断装置。

30

【００４４】

４． 前記指標は、前記構築された超音波３次元画像と、前記超音波プローブの２次元スキャンにより得られた走査面とが交差する線であることを特徴とする１または２に記載の超音波診断装置。

【００４５】

５． 前記超音波プローブの２次元スキャンは、リアルタイムに行われることを特徴とする１ないし４のいずれか１つに記載の超音波診断装置。

【００４６】

６． 前記位置検出器は磁気を用いて遠隔的に位置のデータを検出することを特徴とする１ないし５のいずれか１つに記載の超音波診断装置。

40

【００４７】

７． 前記超音波プローブが体腔内への挿入部を有した超音波内視鏡であって、前記位置検出器が前記超音波内視鏡の挿入部の所定位置を取得することを特徴とする１ないし６のいずれか１つに記載の超音波診断装置。

【００４８】

８． 位置検出器により超音波振動子の走査位置を確認すると共に、超音波振動子によって送受される超音波のエコーデータを取得する工程と、

前記位置検出器により取得した位置データおよび前記超音波振動子により取得したエコーデータから超音波３次元画像を構築する工程と、

前記構築した超音波３次元画像上に前記超音波振動子の２次元スキャンにより得られた走

50

査面を示す指標を重畳して表示する工程と、
を備えたことを特徴とする超音波画像処理方法。

【 0 0 4 9 】

【発明の効果】

本発明によれば、深達度の最も深い部分等、診断したい病変の超音波断層像を容易に取得することができるようになる。

【 0 0 5 0 】

また、ラジアルスキャン以外の走査方法において管腔全体を把握してオリエンテーションをつけやすくすることができる。

【図面の簡単な説明】

10

【図 1】本発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。

【図 2】図 1 に示す構成の超音波診断装置の作用を説明するための図である。

【図 3】走査平面マーカー 5 1 が重畳された超音波 3 次元画像 5 0 と、走査平面マーカー 5 1 が示す超音波断層像 5 3 とを並置させて同時に表示した図である。

【図 4】位置座標とオイラー角とをもとに、複数の連続した超音波断層像に座標変換や重複部の平均化などの処理を施して各ボクセル毎に輝度値をもった 3 次元データを作成する手順を説明するための図である。

【図 5】走査平面を図 4 に示す直方体の 3 次元データを切断する断面切片と見なして x 方向、y 方向、z 方向の切断切片の位置座標の最大値と最小値を求める手順を説明するための図である。

20

【図 6】抽出処理領域 V 内にある臓器表面と、走査平面との交わりを抽出する処理について説明するための図である。

【図 7】図 3 の表示の変形例の一つを示す図である。

【図 8】図 3 の表示の変形例の一つを示す図である。

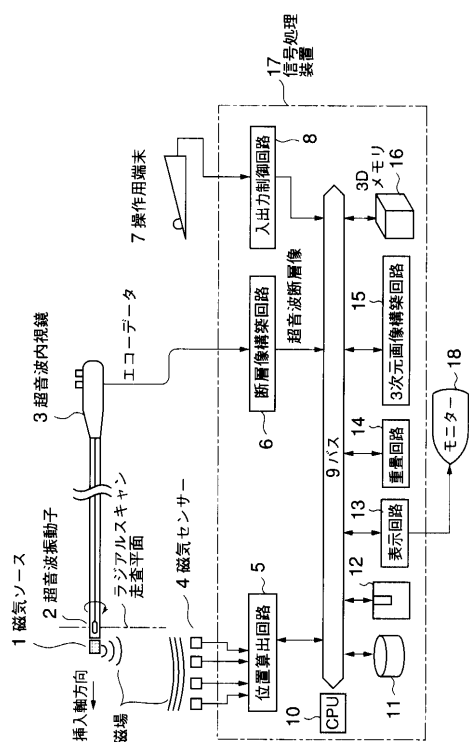
【符号の説明】

- 1 磁気ソース
- 2 超音波振動子
- 3 超音波内視鏡
- 4 磁気センサー
- 5 位置算出回路
- 6 断層像構築回路
- 7 操作用端末
- 8 入出力制御回路
- 9 バス
- 10 CPU
- 11 ハードディスク記憶装置
- 12 MO記憶装置
- 13 表示回路
- 14 重畳回路
- 15 3次元画像構築回路
- 16 3Dメモリ
- 17 信号処理装置
- 18 CRT

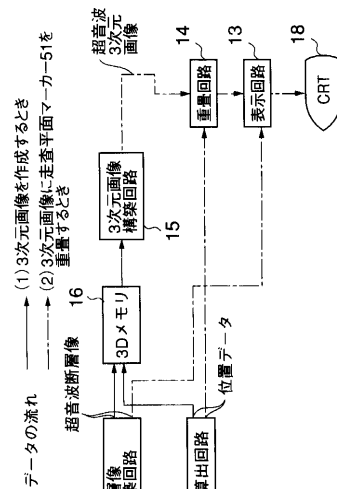
30

40

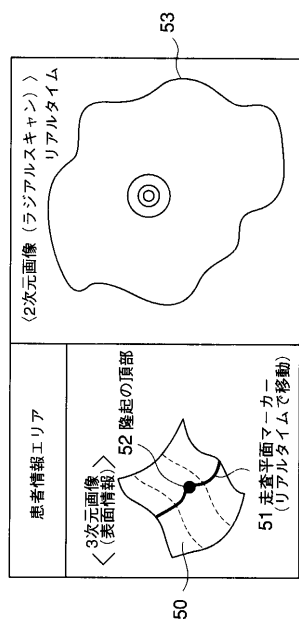
【圖 1】



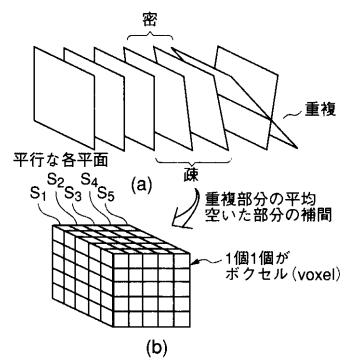
【圖 2】



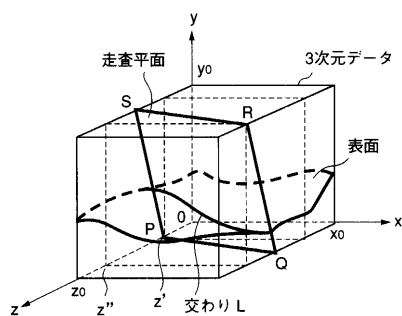
【图 3】



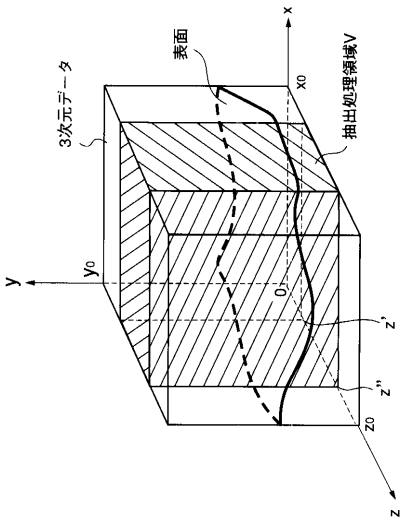
【图 4】



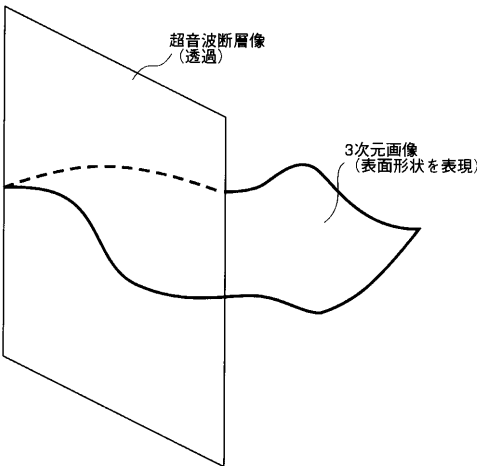
【 図 5 】



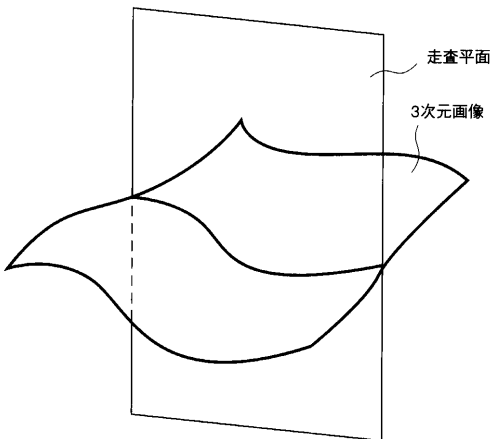
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

審査官 川上 則明

- (56)参考文献 特開 2 0 0 3 - 0 3 8 4 9 2 (J P , A)
特開平 1 0 - 0 0 0 1 9 2 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 1 7 5 0 4 2 (J P , A)
特開平 1 0 - 2 6 2 9 6 3 (J P , A)
特開平 1 0 - 0 8 5 2 1 0 (J P , A)
特開平 1 1 - 2 0 6 7 6 6 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A61B 8/12

