

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2004年12月16日 (16.12.2004)

PCT

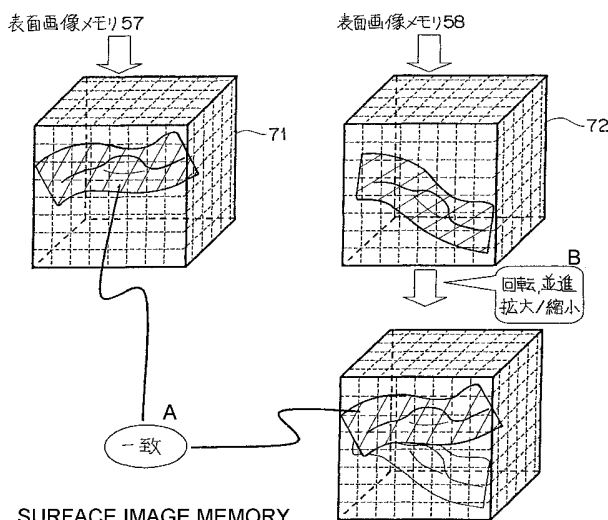
(10) 国際公開番号
WO 2004/107982 A1

- (51) 国際特許分類: **A61B 8/12**
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2004/008151
- (22) 国際出願日: 2004年6月4日 (04.06.2004)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願2003-162845 2003年6月6日 (06.06.2003) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒151-0072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 川島 知直 (KAWASHIMA, Tomonao) [JP/JP]; 〒151-0072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番2号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 伊藤 進 (ITO, Susumu); 〒160-0023 東京都新宿区西新宿七丁目4番4号 武蔵ビル Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG,

[続葉有]

(54) Title: ULTRASONIC ENDOSCOPE

(54) 発明の名称: 超音波内視鏡装置



57...SURFACE IMAGE MEMORY
 58...SURFACE IMAGE MEMORY
 A...MATCHED
 B...ROTATION, PARALLEL ADVANCE,
 MAGNIFICATION/CONTRACTION

(57) Abstract: An ultrasonic endoscope includes: an optical image acquisition device for acquiring an optical image of an examinee; an ultrasonograph acquisition device for acquiring an ultrasonograph of the examinee; a position information acquisition device for acquiring position information on the optical image acquisition device with respect to the examinee when the optical image is acquired; and a matching circuit for matching the optical image obtained by the optical image acquisition device according to the position information obtained by the position information acquisition device with the ultrasonograph obtained by the ultrasonograph acquisition device.

(57) 要約: 本発明の超音波内視鏡装置は、被検体の光学像を取得する光学像取得装置と、前記被検体の超音波像を取得する超音波像取得装置と、前記光学像取得時の前記被検体に対する前記光学像取得装置の位置情報を取得する位置情報取得装置と、前記位置情報取得装置により得られた位置情報を基に前記光学像取得装置により得ら

[続葉有]



WO 2004/107982 A1



SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ,
VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN,
TD, TG).

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF,

添付公開書類:
— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

- 1 -

明 細 書

超音波内視鏡装置

5 技術分野

本発明は、被検体の光学像と超音波像を取得する超音波内視鏡装置に関する。

背景技術

10 従来、患者の開口部から挿入して体腔内を超音波により走査する超音波内視鏡が種々実用化されている。

この超音波内視鏡の先端には、通常、超音波による走査をしてそのエコーを受信する超音波振動子と、食道、胃、十二指腸、大腸などの管腔表面の光学像を観察するための光学観察窓が設けら
15 れている。

ところで、一般に、この超音波内視鏡による超音波像は、光学像との空間的な位置関係を把握しにくいという問題がある。このため、術者には超音波像として管腔のどの部位がモニタに表示されているのかわかりにくく、超音波像により正しく患部を診断す
20 ることには熟練を要していた。

超音波内視鏡で空間的な位置関係を把握しにくい理由は以下の

通りである。

第 1 に超音波の走査面は光学像では目に見えない。

第 2 に超音波の走査面は常に光学像の視野内におさまる訳ではない。

5 第 3 に超音波により走査する際、超音波を患部まで到達させるために超音波媒体である脱気水を管腔内に充満させたり、バルーンを用いたりするが、これらが光学像の視野を妨げるため、結局、超音波像による観察は光学像による観察とは時間を置いた別の観察となっていた。

10 このことに対応して、近年では、別々に撮像された光学像と超音波像とを合成して表示することで、光学像と超音波像との空間的な位置関係を正確に把握できる超音波内視鏡装置が、特開 2 0 0 2 - 1 7 7 2 9 号公報に提案されている。

さらに、特開 2 0 0 2 - 1 7 7 2 9 号公報に提案されている技
15 術を用いることにより、水平方向への病変の広がり診断と、垂直方向への病変の深達度診断とを同時に行うことができ、超音波内視鏡検査の診断能を向上させることができる。

光学像と超音波像とを合成する際には、あらかじめ双方の画像データの位置関係を対応づける必要がある。そこで、この特開 2
20 0 0 2 - 1 7 7 2 9 号公報の技術では、1つの方法として、光学像から被検体病変部表面の 3 次元立体把握が可能な、立体 3 次元

内視鏡計測システムと、3次元超音波像再構成システムとを組合せ、両者によって得られた病変部表面の3次元形態画像情報をパターンマッチングさせる方法を提案している。

さらに、この中で、光学像から病変部表面の3次元形態画像情報
5 報を把握する方法として、次の2つの方法を提案している。

第1の方法は、三角測量を基本原理とした、スリット光投影を用いた光切断法による立体計測方法である。これは次のような手法である。

まず、レーザーを光源とする投影装置を用いてスリット光を発生させ、物体面に照射すると、その物体面にその形状のまま投影
10 され、この物体面での光強度分布をスコープで撮影すると、その物体形状に応じて変化する輝度パターンが得られる。この輝度パターンを解析することで、物体までの距離Z、そして、X、Y座標を加えた3次元位置を把握することができる。

15 第2の方法は、内視鏡に装着される広角レンズによる歪曲収差を補正する仕組みを使う方法である。

このような従来の光学像から病変部表面の3次元形態画像情報を把握する技術において、スリット光投影を用いた光切断法による立体計測方法では、レーザー光を導光するための特別な光学系
20 を内視鏡に設ける必要がある。また、歪曲収差を補正する方法では、内視鏡に広角レンズを装着する必要があるため、立体3次元

内視鏡計測システムのための内視鏡には特別のものが必要になってしまい、3次元超音波像再構成システムのための内視鏡とは別体にならざるを得ない。

さらに、立体計測方法は、物体面が無地の面であることが前提
5 であり、管腔表面のように不均一な階調をもつ面への投影では、正確に物体面の3次元位置を把握できるとは言いがたい。

従って、このような技術による超音波内視鏡装置を用いて光学
像と超音波像とを合成して表示するためには、一方のシステムで
患者を検査した後、内視鏡を抜去し、もう一度別の内視鏡を挿入
10 して検査し直さなければならない。その結果、この超音波内視鏡装置による検査は検査時間を長引かせ、洗浄消毒等の検査前後の内視鏡メンテナンスの手間を倍加させるだけでなく、患者への負担を強いるというデメリットが生じてしまう。また、光学像と超音波像の位置関係を対応づける際の正確さに欠けていた。

15 本発明は、前記事情に鑑みてなされたものであり、患者から内視鏡を差し替える必要なく、光学像と超音波像の互いの位置と方向とを正確に対応づけて表示することのできる超音波内視鏡装置を提供することを目的とする。

20 発明の開示

本発明の超音波内視鏡装置は、被検体の光学像を取得する光学

像取得装置と、前記被検体の超音波像を取得する超音波像取得装置と、前記光学像取得時の前記被検体に対する前記光学像取得装置の位置情報を取得する位置情報取得装置と、前記位置情報取得装置により得られた位置情報を基に前記光学像取得装置により得られた光学像と前記超音波像取得装置により得られた超音波像とをマッチングさせるマッチング回路とを備えたことを特徴とする。

図面の簡単な説明

10 図 1 は、本発明の第 1 の実施の形態に係る超音波内視鏡装置の全体構成を示すブロック図である。

図 2 は、本発明の第 1 の実施の形態に係る内視鏡の挿入部の挿入側先端の拡大して示す断面図である。

15 図 3 は、本発明の第 1 の実施の形態に係る画像処理装置を示すブロック図である。

図 4 は、本発明の第 1 の実施の形態に係るは形状マッチング回路を示すブロック図である。

図 5 は、本発明の第 1 の実施の形態に係る手引き走査の作用を示す説明図である。

20 図 6 は、本発明の第 1 の実施の形態に係る 3 次元画像データを示す概念図である。

図 7 は、本発明の第 1 の実施の形態に係る 3 次元画像データの切り直しを示す説明図である。

図 8 は、本発明の第 1 の実施の形態に係る表面形状データを示す説明図である。

5 図 9 は、本発明の第 1 の実施の形態に係る内視鏡による関心領域の撮像を示す説明図である。

図 10 は、本発明の第 1 の実施の形態に係る光学像と超音波像の合成を示す説明図である。

10 図 11 は、本発明の第 1 の実施の形態に係るモニタに表示される画像を示す説明図である。

図 12 は、本発明の第 1 の実施の形態第 1 の実施の形態に適用可能な電子ラジアル走査型超音波内視鏡とその走査を説明するための図である。

15 図 13 は、本発明の第 1 の実施の形態に適用可能なコンベックス走査型超音波内視鏡とその走査を説明するための図である。

図 14 は、本発明の第 1 の実施の形態第 1 の実施の形態に適用可能な 2 次元アレイ型超音波内視鏡とその走査を説明するための図である。

20 図 15 は、本発明の第 2 の実施の形態に係る形状マッチング回路を示すブロック図である。

図 16 は、本発明の第 3 の実施の形態に係る形状マッチング回

路を示すブロック図である。

図 17 は、本発明の第 4 の実施の形態に係る画像処理装置を示すブロック図である。

図 18 は、本発明の第 5 の実施の形態に係る画像処理装置を示すブロック図である。

図 19 は、本発明の第 5 の実施の形態に係るモニタに表示される画像を示す説明図である。

発明を実施するための最良の形態

10 以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第 1 の実施の形態)

図 1 乃至図 11 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は超音波内視鏡装置の全体構成を示すブロック図である。図 2 は内視鏡の挿入部の挿入側先端の拡大して示す断面図である。図 3 は画像処理装置を示すブロック図である。図 4 は形状マッチング回路を示すブロック図である。図 5 は手引き走査の作用を示す説明図である。図 6 は 3 次元画像データを示す概念図である。図 7 は 3 次元画像データの切り直しを示す説明図である。図 8 は表面形状データを示す説明図である。図 9 は内視鏡による関心領域の撮像を示す説明図である。図 10 は光学像と超音波像の合成を示す説明図である。図 11 はモニタに表示される画像を示す説明図であ

る。

(構成)

図 1 に示すように、本実施の形態の超音波内視鏡装置 1 は、超音波内視鏡 2 と、超音波観測装置 3 と、光学観察装置 4 と、位置
5 検出装置 5 と、画像処理装置 6 と、表示手段あるいは表示装置としてのモニタ 7 と、キーボード 8 と、マウス 9 とを有している。

超音波内視鏡 2 は、挿入部 2 1 と、操作部 2 5 とを連設したものである。

挿入部 2 1 は、可撓性のある材質で構成され、被検体の体腔内
10 へ挿入可能になっている。操作部 2 5 は、挿入部 2 1 の先端部の超音波振動子 2 2 を駆動するモータ 2 3 を備えている。

挿入部 2 1 の先端部には空間に磁場を励起する送信コイル 2 4 を設けている。

位置情報取得手段あるいは位置情報取得装置としての位置検出
15 装置 5 は、コイル駆動回路 1 1 と、複数の受信コイル 1 2 と、位置算出回路 1 3 とを有している。

コイル駆動回路 1 1 は、送信コイル 2 4 にコイル励振信号を出力する。複数の受信コイル 1 2 は、所定の配置方法で特定の位置に固定され、送信コイル 2 4 が作り出す磁場を逐次検知して電気
20 的な受信信号を出力する。

位置算出回路 1 3 は、受信コイル 1 2 が出力する受信信号から

挿入部 2 1 の先端部の位置と方向を示すデータ（以下、位置方向データという）を算出する。

5 なお、複数の受信コイル 1 2 は直方体の筐体に一体的に固定されている。以下、この筐体と受信コイル 1 2 とを合わせて受信コイルユニット 1 0 と呼ぶ。

図 1 の中では受信コイル 1 2 は紙面の都合上、受信コイルユニット 1 0 の中で直線上に並べて固定されて表されているが、実際には 2 次元平面上あるいは 3 次元空間上に並べて固定されているものとする。

10 図 2 を用いて挿入部 2 1 の挿入側先端を詳細に説明する。

図 2 に示すように、挿入部 2 1 の先端部 2 6 にはポリメチルペンテン等の材質でできた音響的に半透明な先端キャップ 2 7 が設けられている。先端キャップ 2 7 の内部には、超音波像取得手段あるいは超音波像取得装置としての超音波振動子 2 2 が設けられており、先端キャップ 2 7 内には超音波伝達媒体 2 8 が充填されている。超音波振動子 2 2 は可撓性のある材質で作られたフレキシブルシャフト 2 9 に接続されている。フレキシブルシャフト 2 9 は図 1 に示した内視鏡 2 の操作部 2 5 内のモータ 2 3 の回転軸へ接続されており、図 2 の矢印方向に回転するように設けられている。超音波振動子 2 2 はフレキシブルシャフト 2 9 内の信号線（図示せず）を介して内視鏡操作部 2 5 経由で超音波観測装置 3

15

20

へエコー信号を出力する。

挿入部 2 1 の先端には空間に磁場を作り出すソレノイドコイルである 2 個の送信コイル 2 4 が設けられている。2 個の送信コイル 2 4 は、信号線 3 0 を介して位置検出装置 5 内のコイル駆動回路 1 1 と接続している。この送信コイル 2 4 のうちの一方は図 2 の「1 2 時方向」と書かれた方向を軸として、もう一方は「法線方向」と書かれた方向を軸として導線がコイル状に巻かれている。

この「法線方向」は挿入部 2 1 の挿入軸方向、「1 2 時方向」はこれに直交する方向である。「法線方向」は超音波振動子 2 2 がラジアル走査して得られる超音波像の法線方向と一致する。また、1 2 時方向に巻かれた送信コイル 2 4 は、導線の巻かれている方向が、法線方向に直交する方向のうち超音波像の 1 2 時方向に一致するよう設けられているものとする。なお、超音波振動子 2 2 がラジアル走査を行う場合の作用は後述する。

これらの他に、挿入部 2 1 の先端部 2 6 には、光学像をカラーで撮像するための電荷結合素子型固体撮像素子カメラ（以下、CCDカメラと呼ぶ）3 1 と、CCDカメラ 3 1 での撮像に必要な光を体腔内に照射するための撮像光照射窓 3 2 とが設けられている。

光学像取得手段あるいは光学像取得装置としての CCD カメラ

3 1 は、光学観察装置 4 と接続しており、挿入部 2 1 内の信号線（図示せず）を介して内視鏡操作部 2 5 経由で光学観察装置 4 へ撮像信号を出力する。光学観察装置 4 はこの撮像信号を基に体腔内の光学像を作成する。また、撮像光照射窓 3 2 は挿入部 2 1 内に設けられた光ファイバ等の導光路（図示せず）を経由して光源装置（図示せず）からの撮像光が届くよう構成されており、CCDカメラ 3 1 での撮像に必要な撮像光を体腔内に照射することができる。

そして、挿入部 2 1 の先端部には、上記した挿入部 2 1 の先端部の各部を一体的に保持するための硬性の硬性フレーム 3 3 が図 2 のように設けられている。

図 3 を参照して図 1 に示した画像処理装置 6 の構成を詳細に説明する。

図 3 に示すように、画像処理装置 6 は、超音波像メモリ 4 1 と、3次元データ構築回路 4 2 と、大容量の第 1 の 3次元画像メモリ（以下、単に 3次元画像メモリ 4 3）と、断面抽出回路 4 4 と、断面画像メモリ 4 5 と、表面形状演算手段あるいは表面形状演算回路としての表面抽出回路 4 6 と、光学像メモリ 4 7 と、表面形状演算手段あるいは表面形状演算回路としての表面形状推定回路 4 8 と、大容量の第 2 の 3次元画像メモリ（以下、単に 3次元画像メモリ 4 9）と、マッチング手段としての形状マッチング回

路 5 0 と、座標変換回路 5 1 と、表面画像メモリ 5 2 と、合成回路 5 3 と、表示回路 5 4 と、スイッチ 5 5 と、これらを制御するコントローラ 5 6 とを有している。

5 スイッチ 5 5 は、位置検出装置 5 からのデータの出力先を超音波像メモリ 4 1 と光学像メモリ 4 7 のうち一方に切り替える。コントローラ 5 6 は、キーボード 8 やマウス 9 からの入力に応じてこれら各部および各回路を制御する。

次に、図 4 を用いて図 3 に示した形状マッチング回路 5 0 の構成を詳細に説明する。

10 図 4 に示すように、形状マッチング回路 5 0 は、第 1 の表面形状メモリ 5 7 と、第 2 の表面形状メモリ 5 8 と、相互相関回路 5 9 とを設けている。

また、本実施形態の位置検出装置 5 は、前記超音波像取得時の前記被検体に対する前記超音波像取得手段の位置と方向の情報を
15 取得するようになっている。

(作用)

以下、第 1 の実施の形態の作用を説明する。

図 1、図 3 及び図 4 において、実線は光学像に関連する信号またはデータの流れ、破線は超音波像に関連する信号またはデータの
20 の流れ、2 点鎖線は挿入部 2 1 の先端部の位置と方向に関連する信号またはデータの流れ、太線は 3 次元画像に関連する信号また

はデータの流れ、点線はマッチング情報の流れ、曲線の矢印はその他の信号またはデータの流れを示している。

超音波像を構築する作用について説明する。

超音波振動子 22 は、超音波観測装置 3 内からのパルス電圧状
5 の励起信号を受け取って媒体の疎密波である超音波ビームに変換する。

超音波ビームは超音波伝達媒体 28 と先端キャップ 27 とを伝わり超音波内視鏡 2 外部へと放射され、被検体内からの反射エコーが超音波ビームとは逆の経路を辿って超音波振動子 22 へ戻る
10 。

超音波振動子 22 は反射エコーを電気的なエコー信号に変換して励起信号とは逆の経路で超音波観測装置 3 へ伝達する。さらに、この作用を反復的に繰り返す一方で、操作部 25 内のモータ 23 が回転することによりフレキシブルシャフト 29 と超音波振動子 22 がそれぞれ図 2 のブロック矢印の方向へ回転する。このため超音波ビームが超音波内視鏡 2 の挿入部 21 の軸方向に直交する平面（以下、ラジアル走査面という）内を順次放射状に照射され、いわゆるメカニカルラジアル走査が実現する。

以下、メカニカルラジアル走査は単にラジアル走査と呼ぶ。

20 超音波観測装置 3 は、超音波振動子 22 からのエコー信号に包絡線検波、対数増幅、A/D 変換、スキャンコンバート（ラジア

ル走査で生成された極座標系の画像データを直交座標系の画像データに変換する処理)等の公知の処理を施して超音波像の画像データ(以下、単に超音波像という)を構築する。この超音波像は画像処理装置6内の超音波像メモリ41に出力される。

5 次に、光学像を構築する作用について説明する。

CCDカメラ31は、体腔内表面の撮像情報を基に撮像信号を生成する。具体的には受けた光を電気的な撮像信号へ変換する。そして、撮像信号を光学観察装置4へ出力する。光学観察装置4はこの撮像信号を基に光学像の画像データ(以下、単に光学像と
10 いう)を構築する。この光学像は画像処理装置6内の光学像メモリ47に出力される。

次に、挿入部21の先端部の位置方向データを算出する作用について説明する。

コイル駆動回路11は、送信コイル24にコイル励振信号を逐
15 次出力する。送信コイル24は、空間に磁場を生成する。

受信コイル12は、磁場を逐次検知して位置算出回路13に電気的な受信信号を出力する。

位置算出回路13は、受信信号を基に位置方向データを算出し、画像処理装置6へ出力する。この位置方向データは送信コイル
20 24の受信コイルユニット10に対する位置と方向とを含んだデータとする。具体的には、位置方向データは送信コイル24の位

置だけでなく、超音波内視鏡 2 の挿入軸方向（図 2 の「法線方向」と示された方向）と、超音波像に平行な特定の方向（図 2 の「12 時方向」と書かれた方向）とを含んでいるものとする。ここで、超音波内視鏡 2 の挿入軸方向は超音波像の法線方向である。

- 5 さらに、本実施の形態の超音波観測装置 3 は、図 2 の 12 時方向が、超音波像の 12 時方向になるよう超音波像を作成する。従って、結局、位置方向データは、超音波像の法線方向と 12 時方向を示すデータを含むことになる。

次に、画像処理装置 6 の作用を説明する。

- 10 第 1 に、超音波像に関連する信号あるいはデータの流れについて説明する。

まず、術者はキーボード 8 やマウス 9 を介し、コントローラ 5 6 にスイッチ 5 5 を切り替えさせる。ここでは、位置方向データの出力先が超音波像メモリ 4 1 に設定される。

- 15 この後、術者はラジアル走査をしながら超音波内視鏡 2 の挿入部 2 1 をゆっくり引き抜く。すると図 5 に示すように挿入部 2 1 の先端部がゆっくり移動する（以下、この走査方法を手引き走査と呼ぶことにする）。手引き走査に伴い、連続した複数の超音波像 6 2 が得られる。図 5 のように、挿入部 2 1 の先端部が常に関
20 心領域 6 1 の近くにいるよう手引き走査を実行すれば、ほとんどの超音波像内に関心領域 6 1 が含まれる。

超音波観測装置 3 はこのように生成される超音波像を次々と超音波像メモリ 4 1 に出力する。コントローラ 5 6 は各超音波像とそれが入力された瞬間の位置方向データとを関連付けて超音波像メモリ 4 1 に記憶させるようにする。例えば、コントローラ 5 6
5 は位置方向データを超音波像の画像データのヘッダもしくはフッタのデータとして記憶させるようにする。近年のデジタル技術の進歩により、超音波観測装置 3 はラジアル走査に対してほとんど遅延なく超音波像を構築でき、また近年の位置検出装置 5 は磁場の送信に対してほとんど遅延なく位置方向データを算出できるの
10 で、超音波像メモリ 4 1 には、事実上、各超音波像とそのエコー信号が取得された瞬間の位置方向データとが記憶されることになる。

このようにして、超音波像メモリ 4 1 には連続した複数の超音波像が、おのおのの位置方向データと関連付けられて記憶される
15 。

3次元データ構築回路 4 2 は、超音波像メモリ 4 1 から連続する複数の超音波像を読み出し、各々が重複する部分を平均化したり、超音波像間に補間処理を施してアドレスが3次元の直交座標で表現される3次元画像データを作成し、3次元画像メモリ 4 3
20 へ出力する。

3次元画像データの概念を図 6 を参照して説明する。

図 6 に示すように、3次元画像データ 63 はアドレスが 3次元の直交座標で表現されるセル 64 からなり、各々のセル 64 はエコー信号を基にして得た輝度値をデータに持つ。

断面抽出回路 44 は、3次元画像データ 63 のうち、適当な複数の断面に相当する多数のセル 64 を抽出し、断面の画像データ（以下、断面画像データという）を作成する。

断面画像データは断面画像メモリ 45 に出力され、記憶される。なお、断面の位置や方向はあらかじめキーボード 8 やマウス 9 を介して術者が設定するものとし、本実施の形態では説明の都合上、互いに垂直な複数の断面が設定されているものとする。

表面抽出回路 46 は、図 7 に示すように、3次元画像データ 63 を平行な断面像（以下、平行スライス像データ 65 という）に切り直す。そして、平行スライス像データ 65 の各々から管腔表面に相当するセルを抽出する。各平行スライス像データ 65 から表面を抽出する方法は本出願人による特開平 10-192 号公報に詳述されているような公知の処理方法を用いる。この後、表面抽出回路 46 は、3次元画像データ 63 とは別に、表面に相当するセルを 1、表面以外に相当するセルを 0 にして 2 値化した表面形状データを作成し、形状マッチング回路 50 内の表面形状メモリ 57 に出力する。

この表面形状データの概念を図 8 を用いて詳細に説明する。な

お、図 8 では説明の都合上、表面形状データ 6 6 の各セル 6 7 はメッシュが粗く表現されているが、実際には抽出された表面 6 8 (セルのデータが 1 のセルから構成される) が図 8 に表現されている程度に滑らかに表現できるようメッシュが細かく切られている。
5 る。

次に、光学像に関連する信号及びデータの流れについて説明する。

まず、術者はキーボード 8 やマウス 9 を介し、コントローラ 5 6 にスイッチ 5 5 を切り替えさせる。ここでは、位置方向データの出力先が光学像メモリ 4 7 に設定される。この後、術者は光学像を撮像しながら超音波内視鏡 2 の挿入部 2 1 を移動させ、図 9 に示すように、関心領域 6 1 が様々な角度で撮像されるようにする。
10 る。

光学観察装置 4 はこのように生成される光学像を次々と光学像メモリ 4 7 に出力する。
15

コントローラ 5 6 は各光学像とそれが入力された瞬間の位置方向データとを関連付けて光学像メモリ 4 7 に記憶させるようにする。例えば、コントローラ 5 6 は位置方向データを光学像の画像データのヘッダもしくはフッタのデータとして記憶させるようにする。光学観察装置 4 は CCD カメラ 3 1 による撮像に対してほとんど遅延なく光学像を構築でき、位置検出装置 5 は磁場の送信
20

に対してほとんど遅延なく位置方向データを算出できるので、光学像メモリ 47 には、事実上、各光学像とそれが撮像された瞬間の位置方向データとが記憶されることになる。

このようにして、光学像メモリ 47 には、連続した複数の光学
5 像が、おのおのの位置方向データと関連付けられて記憶される。

表面形状推定回路 48 は、光学像メモリ 47 から連続する複数の光学像を読み出し、表面形状を推定する。この表面形状を推定する方法は本出願人による特開平 11-295618 号公報に詳
述されているような公知の処理方法を用いる。ここに開示されて
10 いる処理方法は本願と同様に位置検出装置 5 を使って挿入部 21
の先端部の位置及び方向を検出し、さらに CCD カメラ 31 から
の光学像を用いて被検体の表面形状を精度良く推定する方法である。

この後、表面形状推定回路 48 は、表面に相当するセルを 1、
15 表面以外に相当するセルを 0 にして 2 値化した表面形状データを作成し、形状マッチング回路 50 内の表面形状メモリ 58 に出力する。この表面形状データの概念図は先に述べた図 8 と同じである。

さらに、表面形状推定回路 48 は、この表面形状にもともとの
20 光学像のカラーの輝度値をマッピングすることで、表面形状データとは別に管腔表面の 3 次元画像データを作成し、3 次元画像メ

メモリ 49 に出力する。3次元画像データの概念図は先に述べた図6と同じである。3次元画像データはアドレスが3次元の直交座標で表現されるセルからなり、各々のセルは撮像信号から得た管腔表面の輝度値をR（赤）、G（緑）、B（青）をデータに持つ

5。

次に、形状マッチング回路50の作用とマッチング情報の流れについて説明する。

形状マッチング回路50は表面形状メモリ57内の、超音波像から得た表面形状データと、表面形状メモリ58内の、光学像から得た表面形状データとを比較し、光学像から得た表面形状データをどのように回転、並進、拡大／縮小させたら最も良く超音波像から得た表面形状データと一致するかを演算する。この様子を

10 図10に示す。

具体的には、図10に示すように、相互相関回路59が光学像

15 から得た表面形状データ72に対し、回転、並進、拡大／縮小の変換を施して超音波像から得た表面形状データ71との相互相関値Fを算出し、回転、並進、拡大縮小の変換の程度を微小に変えながらこれを繰り返すことで相互相関値が最大となる時の回転のオイラー角（ ψ 、 θ 、 ϕ ）、並進の変位（ δx 、 δy 、 δz ）、

20 拡大／縮小率 α を算出する。そして相互相関値が最大となる時のこれらの値をマッチング情報として座標変換回路51に出力する

。

以下に、解析的なモデルを説明する。

$f(x, y, z)$ を超音波像から得た表面形状データ 7 1、 $g(x, y, z)$ を光学像から得た表面形状データ 7 2 とすると各々の関数は以下の値を取る。

$$f(x, y, z) = \begin{cases} 1 ; (x, y, z) = \text{表面} \\ 0 ; (x, y, z) = \text{それ以外} \end{cases} \quad \text{-----}(1)$$

10

$$g(x, y, z) = \begin{cases} 1 ; (x, y, z) = \text{表面} \\ 0 ; (x, y, z) = \text{それ以外} \end{cases} \quad \text{-----}(2)$$

15 光学像から得た表面形状データ 7 2 に対し、回転、並進、拡大／縮小を施すと、表面形状データ 7 2 上の点 (x, y, z) は以下の式で点 (x', y', z') に座標変換される。

$$20 \quad \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \alpha T_x(\psi) T_y(\theta) T_z(\phi) \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \delta x \\ \delta y \\ \delta z \end{pmatrix} \quad \text{-----}(3)$$

ここで $T_x(\psi)$ 、 $T_y(\theta)$ 、 $T_z(\phi)$ はそれぞれ x 軸、 y 軸、 z 軸のまわりの回転行列とする。

- 5 式 (3) から、 x' 、 y' 、 z' はそれぞれ (x, y, z) 、 (ψ, θ, ϕ) 、 $(\delta x, \delta y, \delta z)$ 、 α の関数として書かれることになる。

すると、相互相関値 F は、 (ψ, θ, ϕ) 、 $(\delta x, \delta y, \delta z)$ 、 α の関数として以下の式で与えられる。

10

$$F(\psi, \theta, \phi, \delta x, \delta y, \delta z, \alpha) = \sum_{(x, y, z)} f(x, y, z) \cdot g(x' y' z') \quad \text{----- (4)}$$

- 15 求める値は以下を満足して、相互相関値 F を最大にする ψ_0 、 θ_0 、 ϕ_0 、 $(\delta x)_0$ 、 $(\delta y)_0$ 、 $(\delta z)_0$ 、 α_0 であり、相互相関回路 59 はこれらを求めるために (ψ, θ, ϕ) 、 $(\delta x, \delta y, \delta z)$ 、 α の値を微小に変えながら式 (3) と式 (4) の演算を繰り返す。

20

$$F(\psi_0, \theta_0, \phi_0, (\delta x)_0, (\delta y)_0, (\delta z)_0, \alpha_0) \\ = \max F \quad \dots \quad (5)$$

結局、相互相関回路 5 9 は座標変換回路 5 1 へマッチング情報として ψ_0 , θ_0 , ϕ_0 , $(\delta x)_0$, $(\delta y)_0$, $(\delta z)_0$, α_0 を出力することになる。

これらの値が超音波像から得た表面形状データと光学像から得た表面形状データとの一致を与える座標変換パラメータである。

次に、3次元画像の合成と表示について説明する。

座標変換回路 5 1 は 3次元画像メモリ 4 9 内の光学像から得た 3次元画像データ 6 3 に座標変換を施す。

この際、座標変換回路 5 1 は、形状マッチング回路 5 0 からのマッチング情報を基にして、光学像から得た表面形状データ 7 2 が超音波像から得た表面形状データ 7 1 と最も良く一致するように、光学像から得た表面形状データ 7 2 を回転、並進、拡大/縮小させるのと同じ方法で、光学像から得た 3次元画像データ 6 3 を回転、並進、拡大/縮小させる。

具体的には、座標変換回路 5 1 は相互相関回路 5 9 からの ψ_0 , θ_0 , ϕ_0 , $(\delta x)_0$, $(\delta y)_0$, $(\delta z)_0$, α_0 の各値を基に、式 (3) で書かれる座標変換処理を 3次元画像メモリ 4 9 内の光学像から得た 3次元画像データ 6 3 に施す。座標変換された 3次元画像データ (以下、表面画像データという) は表面画像メモリ 5 2 へ出力され、記憶される。このように処理することで、断面画像メモリ 4 5 内の断面画像データの座標系と表面画像メ

メモリ 5 2 内の表面画像データの座標系が一致するのである。

合成回路 5 3 は断面画像データと表面画像データを合成し、陰面消去等の処理を施して、図 1 1 に示す光学像から得た表面 7 3 と超音波像から得た断面 7 4 とを合成して、関心領域 6 1 が表示された 3 次元画像を構築する。

この 3 次元画像は表示回路 5 4 でモニタ 7 の画面 7 a に出力できるよう、ビデオ信号等の信号に変換され、モニタ 7 に出力される。

モニタ 7 はこの 3 次元画像を表示する。

10 (効果)

このような第 1 の実施の形態によれば、患者から内視鏡を差し替える必要なく、光学像と超音波像の互いの位置と方向とを正確に対応づけて表示することができるので、検査時間を短縮し、洗浄消毒等の検査前後の内視鏡メンテナンスの手間を減らし、患者への負担を低減できる。

尚、第 1 の実施の形態では、表面抽出回路 4 6 が 3 次元画像データを平行スライス像データ 6 5 に切り直して表面を抽出した後、表面形状データ 6 6 を作成するよう構成したが、各超音波像からそのまま表面を抽出してそれらを補間することで表面形状データ 6 6 を作成するよう構成しても良い。このように構成しても特開平 1 0 - 1 9 2 号公報に詳述されている表面抽出の方法を用い

ることができる。また、表面抽出の方法は他の公知のいかなる方法でも良い。

また、第 1 の実施の形態では、表面形状推定回路 48 が特開平 11-295618 号公報に開示されている方法で表面形状を推定するよう構成したが、本方法のほかに、挿入部 21 の先端部の位置及び方向を検出し、さらに CCD カメラ 31 からの同一被検体に対する時刻の異なった光学像を用いて、いわば時差のあるステレオ視で被検体の表面形状を推定する他の方法であっても良い。

図 12 は第 1 の実施の形態に適用可能な電子ラジアル走査型超音波内視鏡とその走査を説明するための図である。図 13 は第 1 の実施の形態に適用可能なコンベックス走査型超音波内視鏡とその走査を説明するための図である。図 14 は第 1 の実施の形態に適用可能な 2 次元アレイ型超音波内視鏡とその走査を説明するための図である。

第 1 の実施の形態では、用いられる超音波内視鏡として超音波振動子 22 を機械的に回転してラジアル走査するメカニカルラジアル走査型超音波内視鏡 2 を用いたが、本発明はこれに限定されるものではなく、図 12 に示す短冊状の超音波振動子 82 を挿入軸 20 に対し環状にアレイ状に設けた電子ラジアル走査型超音波内視鏡 81 や、図 13 に示す挿入軸に沿って超音波振動子 92 をアレ

イ状に設けたコンベックス走査型超音波内視鏡 9 1 を用いてもよい。

コンベックス走査型超音波内視鏡 9 1 を用いた場合には、手引き走査に代えて、図 1 3 に示すよう挿入部 9 3 を挿入軸を中心に
5 ねじる走査（ねじり走査）になる。

さらに、図 1 4 に示すように、近年期待が高まっている超音波振動子を平面にアレイ状に配した 2 次元アレイ超音波振動子 1 0 2 を用いた 2 次元アレイ型超音波内視鏡 1 0 1 を本発明に適用してもよい。

10 2 次元アレイ型超音波内視鏡 1 0 1 を用いた場合には、手引き走査やねじり走査に代えて、超音波振動子 1 0 2 による走査のみで、平面状でなく 3 次元的な走査（ボリューム走査）ができ、一度に 3 次元の超音波像を取得することになる。つまり、このように構成することで、図 2 に示した送信コイル 2 4 を用いずとも超
15 音波による走査のみから 3 次元画像データを構築できるので、超音波の走査の際には送信コイル 2 4 が不要になる。

また、図 2 に示した第 1 の実施の形態では、送信コイル 2 4 を 2 個独立に設けたが、これは図 1 2、図 1 3、図 1 4 に示すよう、2 軸に巻かれたコイル 8 4 が一体になったものであっても良く
20 、送信コイルの形態は各種適用可能である。さらには図 1 に示す送信コイル 2 4 と受信コイル 1 2 が逆であっても、挿入部 2 1 の

先端部の位置方向データは算出できるので、一向に差し支えない。なお、図 1 2、図 1 3 及び図 1 4 では CCD カメラ 3 1 と撮像光照射窓 3 2 とは省略されているが、実際にはこれらの超音波内視鏡 8 1, 9 1, 1 0 1 でも設けられている。

5 (第 2 の実施の形態)

以下、図 1 5 を用いて、第 2 の実施の形態の超音波内視鏡装置の構成と作用とを説明する。

図 1 5 は本発明の第 2 の実施の形態に係る形状マッチング回路を示すブロック図である。

10 図 1 5 を用いた第 2 の実施の形態の説明において、図 1 乃至図 1 1 に示した第 1 の実施の形態と同様の構成要素には同じ符号を付して説明を省略している。

(構成)

15 図 1 5 に示すように、第 2 の実施の形態は、形状マッチング回路 1 1 0 の構成と作用が第 1 の実施の形態と異なる。

形状マッチング回路 1 1 0 は、表面形状メモリ 5 7 と、表面形状メモリ 5 8 と、重心算出手段としての重心算出回路 1 1 1 と、重心比較回路 1 1 2 と、並進回路 1 1 3 と、慣性主軸算出手段としての慣性主軸算出回路 1 1 4 と、慣性主軸比較回路 1 1 5 と、
20 回転回路 1 1 6 と、相互相関回路 1 1 7 とを設けている。

その他の構成は第 1 の実施の形態と同じである。

(作用)

図 15 の実線は光学像に関連する信号またはデータの流れ、破線は超音波像に関連する信号またはデータの流れ、点線はマッチング情報の流れを示している。

- 5 第 1 の実施の形態では、相互相関回路で、光学像から得た表面形状データに対し、回転、並進、拡大／縮小の変換を施して超音波像から得た表面形状データとの相互相関値 F を算出し、回転、並進、拡大縮小の変換の程度を微小に変えながらこれを繰り返すことで相互相関値が最大となる時の回転のオイラー角 (ψ , θ , ϕ)、並進の変位 (δx , δy , δz)、拡大／縮小率 α を算出した。

- 一方、第 2 の実施の形態では、光学像から得た表面形状データと超音波像から得た表面形状データの形状はほとんど同じであることに着目し、並進は両表面形状データの重心の位置関係から、
15 回転は両表面形状データの慣性主軸の位置関係から、そして、拡大／縮小のみ相互相関回路 117 を使い、(ψ , θ , ϕ)、(δx , δy , δz)、 α を算出する。

- まず、重心算出回路 111 は、両表面形状メモリに記憶された表面形状データを読み出し、それぞれの重心の位置ベクトルを算
20 出する。重心の位置ベクトル G の演算は以下の式で与えられる。

$$G = \sum_i I_i \cdot r_i \quad \text{----- (6)}$$

5

ここで i は表面形状メモリを構成するセルにつけられた番号で、 r_i は各セルの位置ベクトル、 I_i は各セルのデータ（表面は 1、それ以外は 0）である。

重心比較回路 1 1 2 は、両表面形状データで算出された重心の
10 位置ベクトル G の差ベクトルを算出することで、両表面形状データ間の位置ずれ、すなわち並進の変位（ δx 、 δy 、 δz ）を算出する。その後、重心比較回路 1 1 2 は、この値を座標変換回路 5 1 と並進回路 1 1 3 に出力する。

並進回路 1 1 3 は、表面形状メモリ 5 8 内の光学像から得た表
15 面形状データ 7 2 に対し、並進（平行移動）の処理を施し、超音波像から得た表面形状データ 7 1 と重心を合わせ、回転回路 1 1 6 と慣性主軸算出回路 1 1 4 に出力する。

慣性主軸算出回路 1 1 4 は、表面形状メモリ 5 7 に記憶された
超音波像からの表面形状データを読み出し、その慣性主軸の単位
20 ベクトルを算出する。また、慣性主軸算出回路 1 1 4 は、並進回路 1 1 3 で重心を合わせられた光学像からの表面形状データの慣

性主軸の単位ベクトルをも算出する。慣性主軸とは、通常古典力学で扱われる、どのような剛体にも固有に存在する 1 組の直交 3 軸である。

そこで、慣性主軸算出回路 1 1 4 は、表面形状データを輝度値
5 I i、位置ベクトル r_i で表されるセルの集合と見なし、さらに輝度値を質量と読み替えることで表面形状データを剛体と見なして、表面形状データから剛体と同様に慣性主軸を算出する。

ここで、慣性主軸算出回路 1 1 4 は、超音波像からの表面形状
データと、光学像からの表面形状データのそれぞれについて慣性
10 主軸の直交する 3 軸の右手系の単位ベクトルを算出する。慣性主軸の算出方法は古典力学及び線形代数で公知である。

慣性主軸比較回路 1 1 5 は、両表面形状データで算出された慣性主軸の単位ベクトル間の関係を算出する。両者間の関係は 3 行
3 列の直交行列で表現され、ここから回転のオイラー角 (ψ , θ
15 , ϕ) が算出される。この値が両表面形状データ間の回転ずれである。その後、慣性主軸比較回路 1 1 5 は、この値を座標変換回路 5 1 と回転回路 1 1 6 に出力する。

回転回路 1 1 6 は、並進回路 1 1 3 から出力された光学像から
得た表面形状データに対し、回転の処理を施し、超音波像から得
20 た表面形状データと方向を合わせ、相互相関回路 1 1 7 へ出力する。

相互相関回路 1 1 7 は、表面形状メモリ 5 7 から超音波像から得た表面形状データ 7 1 を読み出す。そして、相互相関回路 1 1 7 は、回転回路 1 1 6 から出力された光学像から得た表面形状データを拡大または縮小し、両表面形状データの相互相関を取る。

5 さらに拡大または縮小を倍率 α を変えながら繰り返すことで、相互相関値が最大になる α を求め、座標変換回路 5 1 へ出力する。

その他の作用は第 1 の実施の形態と同じである。

(効果)

第 1 の実施の形態では、マッチング情報として相互相関値が最大になる回転のオイラー角 (ψ , θ , ϕ)、並進の変位 (δx , δy , δz)、拡大/縮小率 α を全て独立変数と見なして算出していたが、第 2 の実施の形態では、並進の変位 (δx , δy , δz) は重心算出回路 1 1 1 と重心比較回路 1 1 2 とから、回転のオイラー角 (ψ , θ , ϕ) は慣性主軸算出回路 1 1 4 と慣性主軸比較回路 1 1 5 とから算出され、相互相関回路 1 1 7 が算出するのは拡大/縮小率 α のみである。相互相関は一般に処理が重いため、第 2 の実施の形態によれば、第 1 の実施の形態に比べて処理を高速に実施できる。

10
15

第 2 の実施の形態のその他の効果は第 1 の実施の形態と同じである。

20

(第 3 の実施の形態)

以下、図 1 6 を用いて、第 3 の実施の形態の超音波内視鏡装置の構成と作用とを説明する。

図 1 6 は本発明の第 3 の実施の形態に係る形状マッチング回路を示すブロック図である。

- 5 図 1 6 を用いた第 3 の実施の形態の説明において、図 1 5 に示した第 2 の実施の形態と同様の構成要素には同じ符号を付して説明を省略している。

(構成)

- 図 1 6 に示すように、第 3 の実施の形態は、第 2 の実施の形態
10 と形状マッチング回路 1 2 0 の構成と作用とが異なる。第 2 の実施の形態とは異なる個所のみ説明する。

形状マッチング回路 1 2 0 は、調整回路 1 2 1 を新たに設けている。

- その他の第 3 の実施の形態の構成は第 2 の実施の形態と同じで
15 ある。

(作用)

- 第 2 の実施の形態は、重心比較回路 1 1 2 の出力である並進の変位 (δx , δy , δz) と、慣性主軸比較回路 1 1 5 の出力である回転のオイラー角 (ψ , θ , ϕ) を直接座標変換回路 5 1 へ
20 出力するよう構成していた。しかし、第 3 の実施の形態ではこれらの出力を粗調整値として調整回路 1 2 1 へ出力させる。

相互相関回路 1 1 7 は、この粗調整値とは別に第 1 の実施の形態と同じく回転のオイラー角 (ψ , θ , ϕ)、並進の変位 (δx , δy , δz)、拡大/縮小率 α を算出する。ただし、このとき相互相関回路 1 1 7 で算出される回転のオイラー角 (ψ , θ , ϕ) と並進の変位 (δx , δy , δz) に関しては、重心比較回路 1 1 2、慣性主軸比較回路 1 1 5 での調整に加えた再度の調整値となり微調整値である。

調整回路 1 2 1 は、回転のオイラー角 (ψ , θ , ϕ)、並進の変位 (δx , δy , δz) については粗調整値と微調整値とから、正確な値を算出し座標変換回路 5 1 へ出力する。また、調整回路 1 2 1 は、相互相関回路 1 1 7 からの拡大/縮小率 α をそのまま出力する。

(効果)

第 2 の実施の形態では、マッチング情報として粗調整値を座標変換回路 5 1 へ出力していたが、光学像から得られた表面形状データと超音波像から得られた表面形状データとでは、体腔内で撮像された範囲が微妙に異なる場合があり、これらの粗調整値が回転のオイラー角と並進の変位を正確に表していない可能性がある。

第 3 の実施の形態では、相互相関回路 1 1 7 で微調整値を算出するよう構成したので、形状マッチング回路 1 2 0 は第 2 の実施

の形態に比べて正確なマッチング情報を出力できる。さらに相互
相関回路 1 1 7 が微調整値を算出する前に粗調整を実施すること
で、独立変数を変えながら行う相互相関処理を、独立変数の変化
範囲を限定して行うことができ、第 1 の実施の形態に比べて処理
5 を高速に実施できる。

その他の効果は第 1 の実施の形態と同じである。

(第 4 の実施の形態)

以下、図 1 7 を用いて、第 4 の実施の形態の超音波内視鏡装置
の構成と作用とを説明する。

10 図 1 7 は本発明の第 4 の実施の形態に係る画像処理装置を示す
ブロック図である。

図 1 7 を用いた第 4 の実施の形態の説明において、図 1 乃至図
1 1 に示した第 1 の実施の形態と同様の構成要素には同じ符号を
付して説明を省略している。

15 (構成)

図 1 7 に示すように、第 4 の実施の形態は、画像処理装置 2 0
6 において、第 1 の実施の形態の座標変換回路 5 1 の代わりにマ
ッピング回路 2 5 1 を設けている。

その他の構成は第 1 の実施の形態と同じである。

20 (作用)

第 1 の実施の形態では光学像から得た 3 次元画像データ 6 3 を

そのまま用いて図 1 1 に示す 3 次元画像の表面を表現していたが、第 4 の実施の形態では超音波像から得た表面形状データに光学像から得た 3 次元画像データの輝度値をマッピングして表面を表現する。具体的には以下の通りである。

- 5 マッピング回路 2 5 1 には、表面抽出回路 4 6 からの表面形状データ、形状マッチング回路 5 0 からのマッチング情報、3 次元画像メモリ 4 9 からの 3 次元画像データ 6 3 が入力する。このうちの表面形状データは超音波像から得られており、3 次元画像データは光学像から得た管腔表面の R（赤）、G（緑）、B（青）
- 10 を輝度値のデータに持つ。

- マッピング回路 2 5 1 は、超音波像から得た表面形状データの各セルに対し、マッチング情報を基にして、光学像から得た 3 次元画像データのセルを対応づける。そして、光学像から得た 3 次元画像データの輝度値を超音波像から得た表面形状データにマッ
- 15 ピングして、表面画像メモリ 5 2 へ出力する。

 その他の作用は第 1 の実施の形態と同じである。

 （効果）

 このような第 4 の実施の形態では、第 1 の実施の形態と同様の効果が得られる。

- 20 （第 5 の実施の形態）

 以下、図 1 8 及び図 1 9 を用いて、第 5 の実施の形態の超音波

内視鏡装置の構成と作用とを説明する。

図 1 8 及び図 1 9 は本発明の第 5 の実施の形態に係り、図 1 8 は画像処理装置を示すブロック図、図 1 9 はモニタに表示される画像を示す説明図である。

- 5 図 1 8 及び図 1 9 を用いた第 5 の実施の形態の説明において、図 1 乃至図 1 1 に示した第 1 の実施の形態と同様の構成要素には同じ符号を付して説明を省略している。

(構成)

- 図 1 8 に示すように、第 5 の実施の形態は、画像処理装置 3 0
10 6 において、第 1 の実施の形態の合成回路 5 3 の代わりに対応付け回路 3 5 3 を設けている。

対応付け回路 3 5 3 には、術者のマウス 9 操作により、モニタ 7 の画面 7 a 上のマウスカーソルの座標値が、マウスカーソル座標値データとして、逐次コントローラ 5 6 から入力する。

- 15 また、第 5 の実施の形態は、画像処理装置 3 0 6 において、第 1 の実施の形態の断面画像メモリ 4 5、3 次元画像メモリ 4 9、表面画像メモリ 5 2、座標変換回路 5 1 の代わりに平行スライス像メモリ 3 6 0 を設けている。平行スライス像メモリ 3 6 0 は表面抽出回路 4 6 が作成する平行スライス像データを全て保存する
20 。

その他の構成は第 1 の実施の形態と同じである。

(作用)

第 1 の実施の形態では図 1 1 に示す 3 次元画像を合成して表示していたが、第 5 の実施の形態では光学像と超音波像の原画像をそのまま同時表示し、双方の対応点を表示する。この様子を図 1 5 9 に示す。

具体的には以下の通りである。

図 1 8 に示す対応付け回路 3 5 3 は、図 1 9 に示すように、適当な光学像 3 7 1 をモニタ 7 の画面 7 a の左側に表示させる。この光学像 3 7 1 に対して、術者がキーボード 8 やマウス 9 で所望のものを選んで、術者がマウス 9 でモニタ 7 の画面 7 a 上のマウスカーソル 3 7 2 を動かすと、コントローラ 5 6 はマウスカーソル座標値データを対応付け回路 3 5 3 へ出力する。

次に、術者は、マウスクリック等の操作により、光学像 3 7 1 上で 1 点を指定する。対応付け回路 3 5 3 はこの点にマーカ 3 7 3 を付す。

次に対応付け回路 3 5 3 は形状マッチング回路 5 0 からのマッチング情報を基に、光学像 3 7 1 上のマーカ 3 7 3 への対応点を含んだ平行スライス像データを平行スライス像メモリ 3 6 0 の中から選択して読み出す。その後、対応付け回路 3 5 3 は平行スライス像データ上の対応点にマーカ 3 7 5 を付して、平行スライス像 3 7 4 をモニタ 7 の画面右側に表示する。

その他の作用は第 1 の実施の形態と同じである。

(効果)

第 1 の実施の形態によれば、図 1 1 に示す光学像 3 7 1 から作成した表面を 3 次元画像に合成して表示していたが、この場合、
5 解像度は光学像 3 7 1 の原画像よりも落ちる可能性がある。第 5 の実施の形態は、画像処理装置 3 0 6 により、光学像 3 7 1 を解像度の良い原画像のまま観察でき、なおかつ超音波の輝度値を持つ断面と対比することができる。

(変形例)

10 第 5 の実施の形態では、表示する超音波のデータとして平行スライス像データを用いるよう構成したが、対応付け回路 3 5 3 が光学像 3 7 1 上のマーカ 3 7 3 への対応点に最も近い原画の超音波像を超音波像メモリ 4 1 から選び出すよう構成しても良い。このように構成することで、モニタ 7 の画面上に表示される画像は
15 どちらも原画像になり、さらに同原画像の位置関係を対応づけながら全く劣化なく観察することができる。

以上述べた様に本発明によれば、患者から内視鏡を差し替えることなく、光学像と超音波像の互いの位置と方向とを正確に対応づけて表示することができるので、検査時間を短縮し、洗浄消毒
20 等の検査前後の内視鏡メンテナンスの手間を減らし、患者への負担を低減できる。

以上、本発明の実施形態について説明したが、上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の精神を逸脱しない範囲で幾多の変化がなしえることは勿論である。

5 産業上の利用可能性

以上説明したように本発明によれば、光学像と超音波像の互いの位置と方向とを正確に対応づけて表示することのできる超音波内視鏡装置を提供することができる。

請求の範囲

1. 被検体の光学像を取得する光学像取得装置と、
前記被検体の超音波像を取得する超音波像取得装置と、
前記光学像取得時の前記被検体に対する前記光学像取得装置の
- 5 位置情報を取得する位置情報取得装置と、
前記位置情報取得装置により得られた位置情報を基に前記光学
像取得装置により得られた光学像と前記超音波像取得装置により
得られた超音波像とをマッチングさせるマッチング回路と、
を備えたことを特徴とする超音波内視鏡装置。
- 10 2. 前記位置情報を基に前記光学像から第1の表面形状を算出す
る第1の表面形状演算回路と、
前記超音波像から第2の表面形状を算出する第2の表面形状演
算回路と、
を更に有し、
- 15 前記マッチング回路は、前記第1および第2の表面形状を用い
てマッチングすることを特徴とする請求項1に記載の超音波内視
鏡装置。
3. 前記位置情報取得装置が、前記超音波像取得時の前記被検体
に対する前記超音波像取得装置の位置情報を取得し、
- 20 前記第2の表面形状演算回路が、前記位置情報を基に第2の表
面形状を算出すること、

を特徴とする請求項 2 に記載の超音波内視鏡装置。

4. 前記光学像の輝度値を表面画像データに用い、前記超音波像の輝度値を断面画像データに用いて、前記表面画像データと前記断面画像データとを合成して 3 次元画像を構築する合成回路を設

5 けたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡装置。

5. 前記光学像から得られた画像と前記超音波像から得られた画像を同時表示する表示装置と、

一方の画像上の任意点に対する、他方への対応点を算出する対応付け制御回路と、

10 を設けたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡装置。

6. 前記マッチング回路は、相互相関処理を用いて前記マッチングを行うことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波内視鏡装置。

7. 前記マッチング回路には、前記第 1 の表面形状と前記第 2 の
15 表面形状の重心を算出する重心算出回路が設けられていることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波内視鏡装置。

8. 前記マッチング回路には、前記第 1 の表面形状と前記第 2 の表面形状の慣性主軸を算出する慣性主軸算出回路が設けられていることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波内視鏡装置。

20 9. 前記マッチング回路には、前記第 1 の表面形状と前記第 2 の表面形状の重心を算出する重心算出回路、もしくは前記第 1 の表

面形状と前記第 2 の表面形状の慣性主軸を算出する慣性主軸算出回路を設け、

前記相互相関処理の前に、前記重心もしくは前記慣性主軸を算出したことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波内視鏡装置。

5 10. 前記超音波像取得装置は、それ自身でボリューム走査を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波内視鏡装置。

11. 前記超音波像取得装置は、超音波振動子を 2 次元アレイ状に配した 2 次元アレイ超音波振動子であることを特徴とする請求項 10 に記載の超音波内視鏡装置。

10 12. 被検体の光学像を取得する光学像取得手段と、
前記被検体の超音波像を取得する超音波像取得手段と、
前記光学像取得時の前記被検体に対する前記光学像取得手段の位置情報を取得する位置情報取得手段と、

前記位置情報取得手段により得られた位置情報を基に前記光学
15 像取得手段により得られた光学像と前記超音波像取得手段により得られた超音波像とをマッチングさせるマッチング手段と、
を備えたことを特徴とする超音波内視鏡装置。

13. 前記位置情報を基に前記光学像から第 1 の表面形状を算出する第 1 の表面形状演算手段と、

20 前記超音波像から第 2 の表面形状を算出する第 2 の表面形状演算手段と、

を更に有し、

前記マッチング手段は、前記第1および第2の表面形状を用いてマッチングすることを特徴とする請求項12に記載の超音波内視鏡装置。

- 5 14. 前記位置情報取得手段が、前記超音波像取得時の前記被検体に対する前記超音波像取得手段の位置情報を取得し、

前記第2の表面形状演算手段が、前記位置情報を基に第2の表面形状を算出することを特徴とする請求項13に記載の超音波内視鏡装置。

- 10 15. 前記光学像の輝度値を表面画像データに用い、前記超音波像の輝度値を断面画像データに用いて、前記表面画像データと前記断面画像データとを合成して3次元画像を構築する合成手段を設けたことを特徴とする請求項12に記載の超音波内視鏡装置。

- 15 16. 前記光学像から得られた画像と前記超音波像から得られた画像を同時表示する表示手段と、

一方の画像上の任意点に対する、他方への対応点を算出する対応付け制御手段と、

を設けたことを特徴とする請求項12に記載の超音波内視鏡装置。

- 20 17. 前記マッチング手段は、相互相関処理を用いて前記マッチングを行うことを特徴とする請求項13に記載の超音波内視鏡装

置。

18. 前記マッチング手段には、前記第1の表面形状と前記第2の表面形状の重心を算出する重心算出手段が設けられていることを特徴とする請求項13に記載の超音波内視鏡装置。

- 5 19. 前記マッチング手段には、前記第1の表面形状と前記第2の表面形状の慣性主軸を算出する慣性主軸算出手段が設けられていることを特徴とする請求項13に記載の超音波内視鏡装置。

20. 前記マッチング手段には、前記第1の表面形状と前記第2の表面形状の重心を算出する重心算出手段、もしくは前記第1の表面形状と前記第2の表面形状の慣性主軸を算出する慣性主軸算出手段を設け、

10 前記相互相関処理の前に、前記重心もしくは前記慣性主軸を算出したことを特徴とする請求項17に記載の超音波内視鏡装置。

図 1

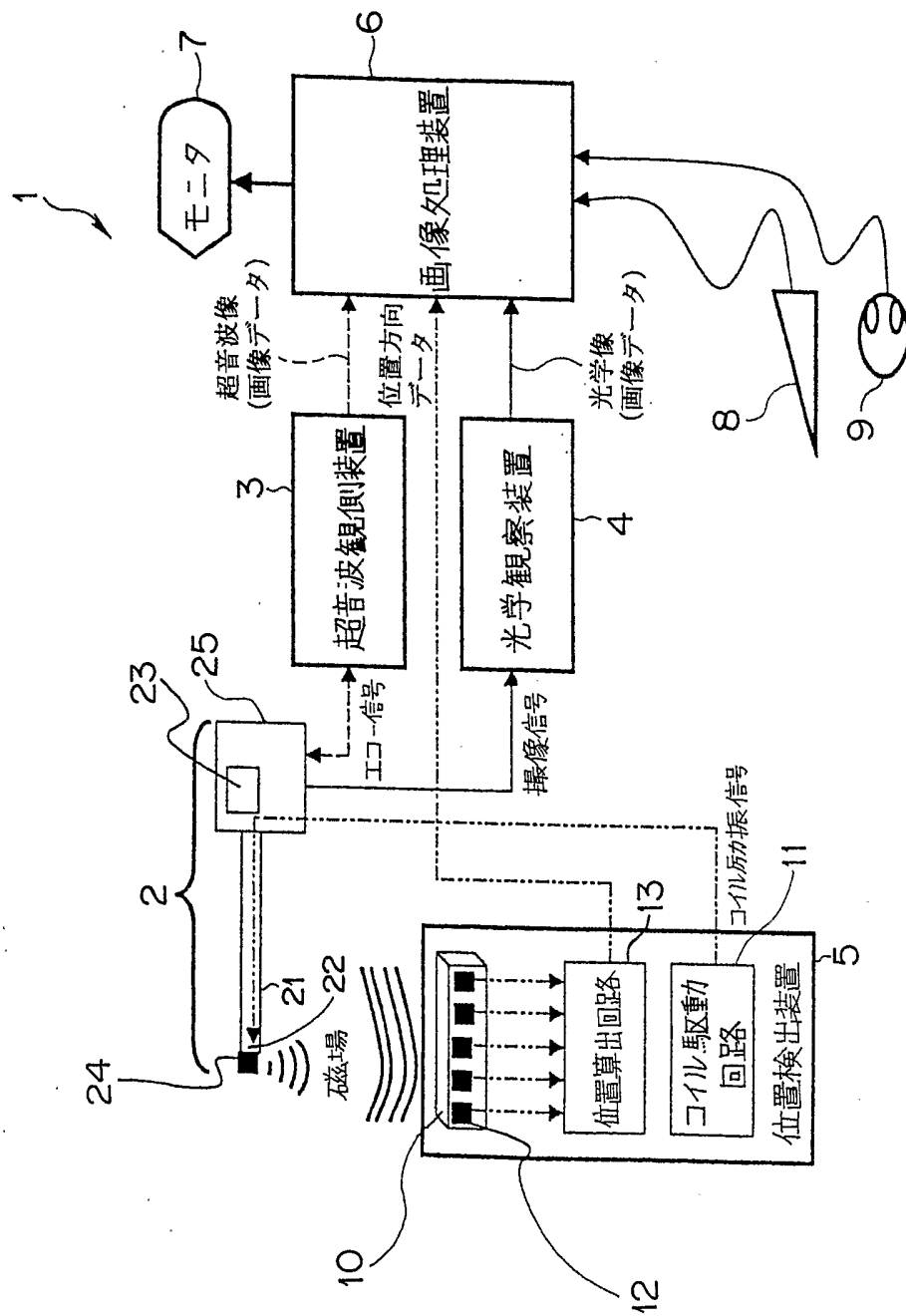


図 2

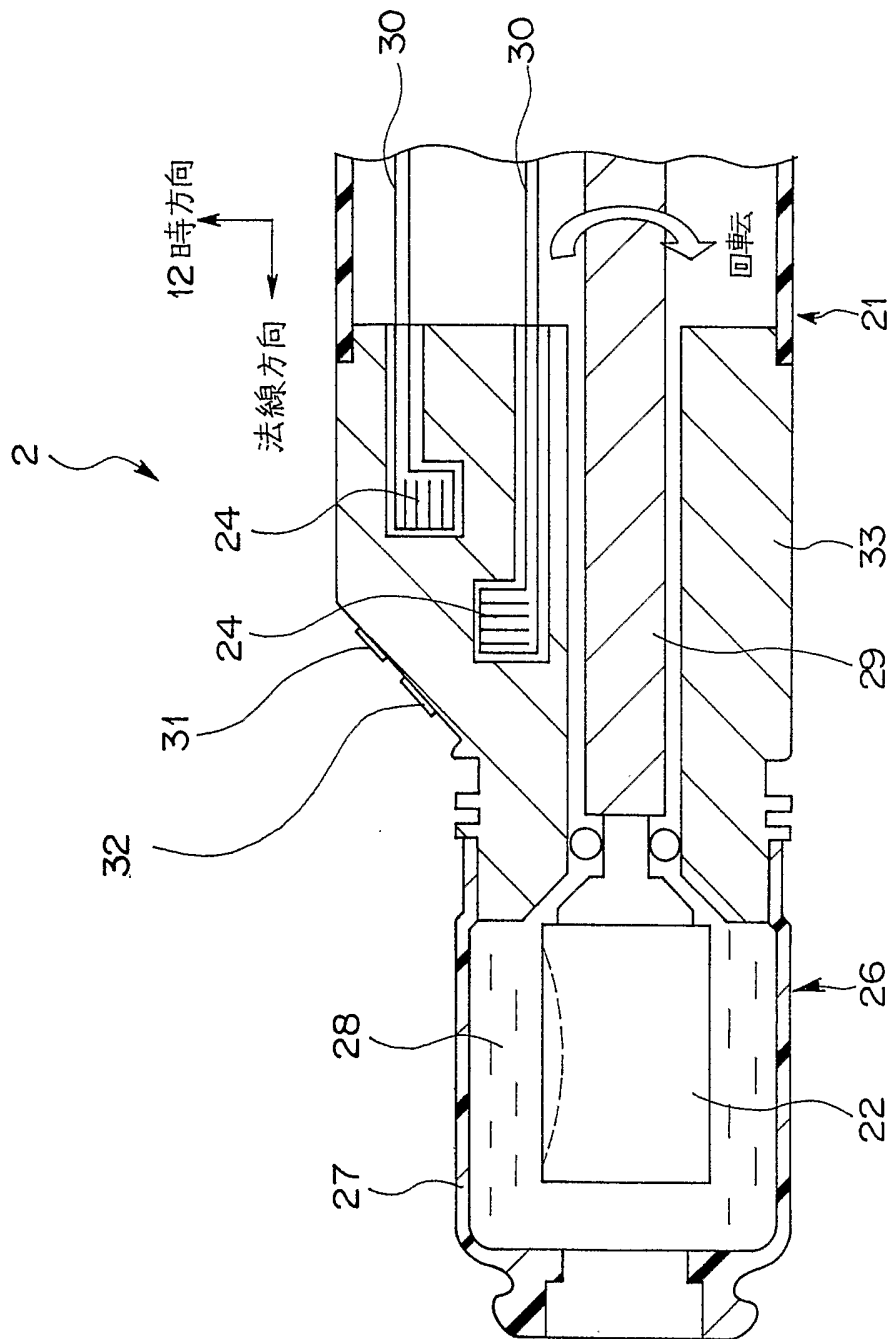


図 3

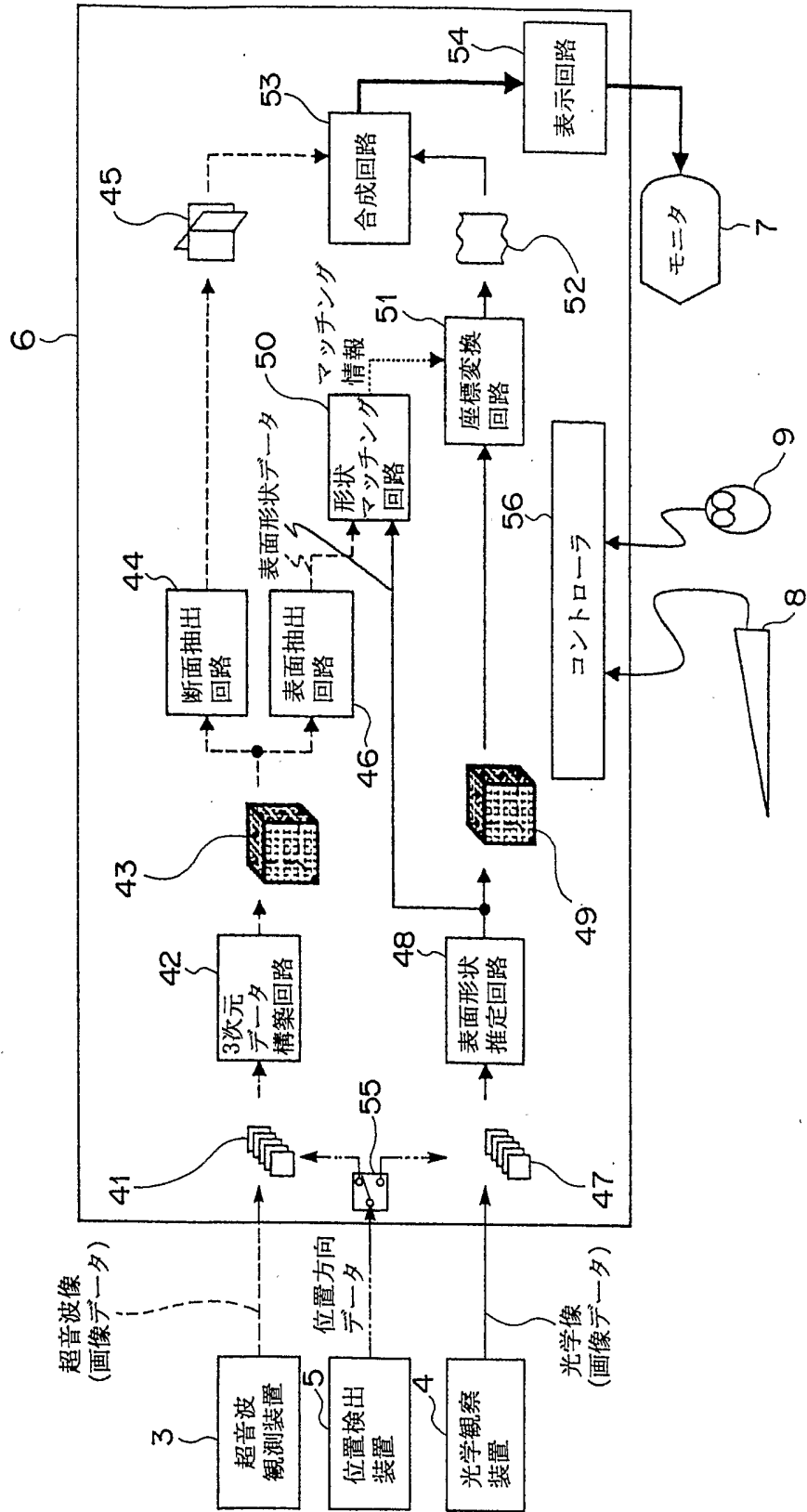


図 4

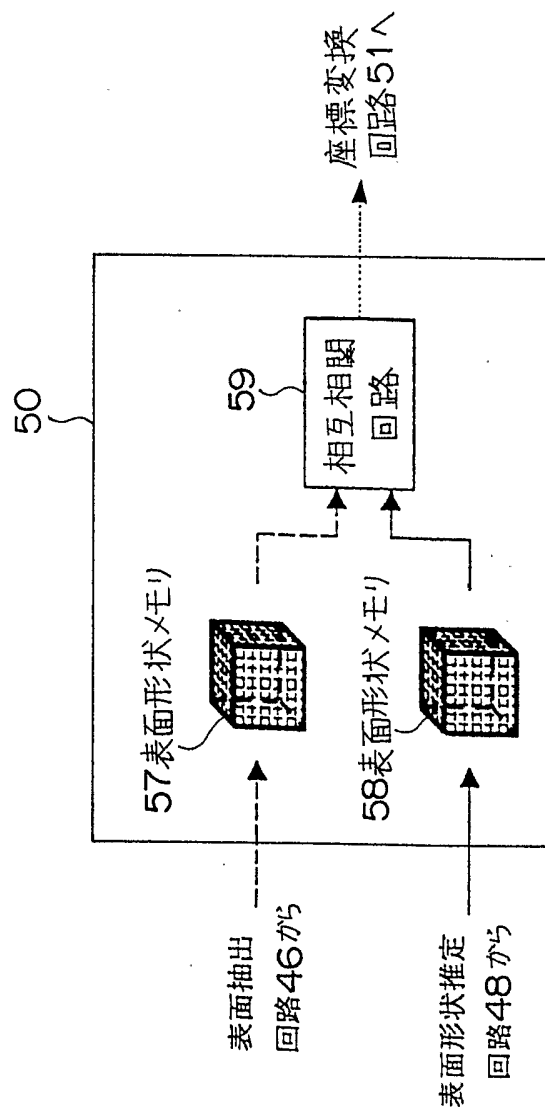


図 5

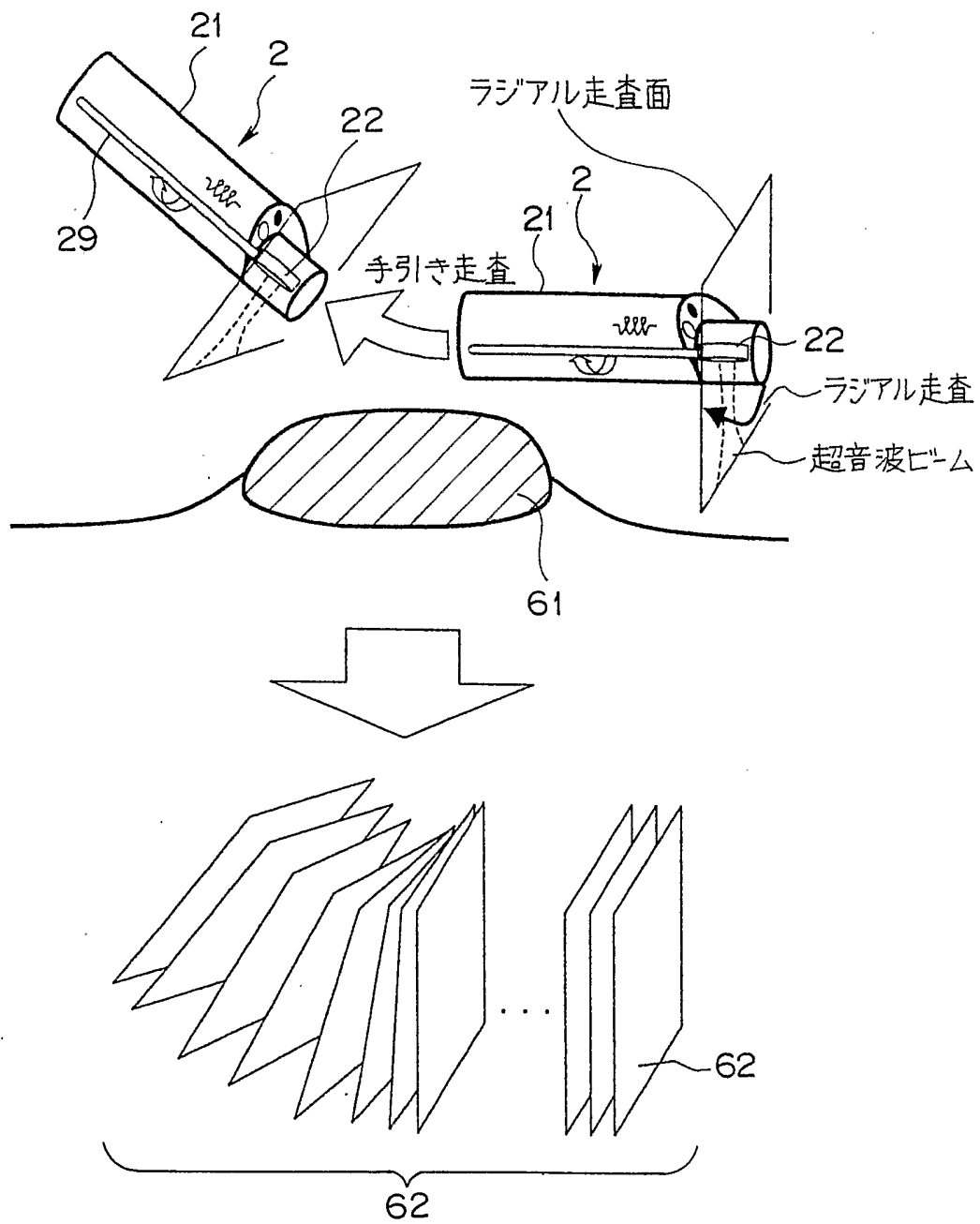


図 6

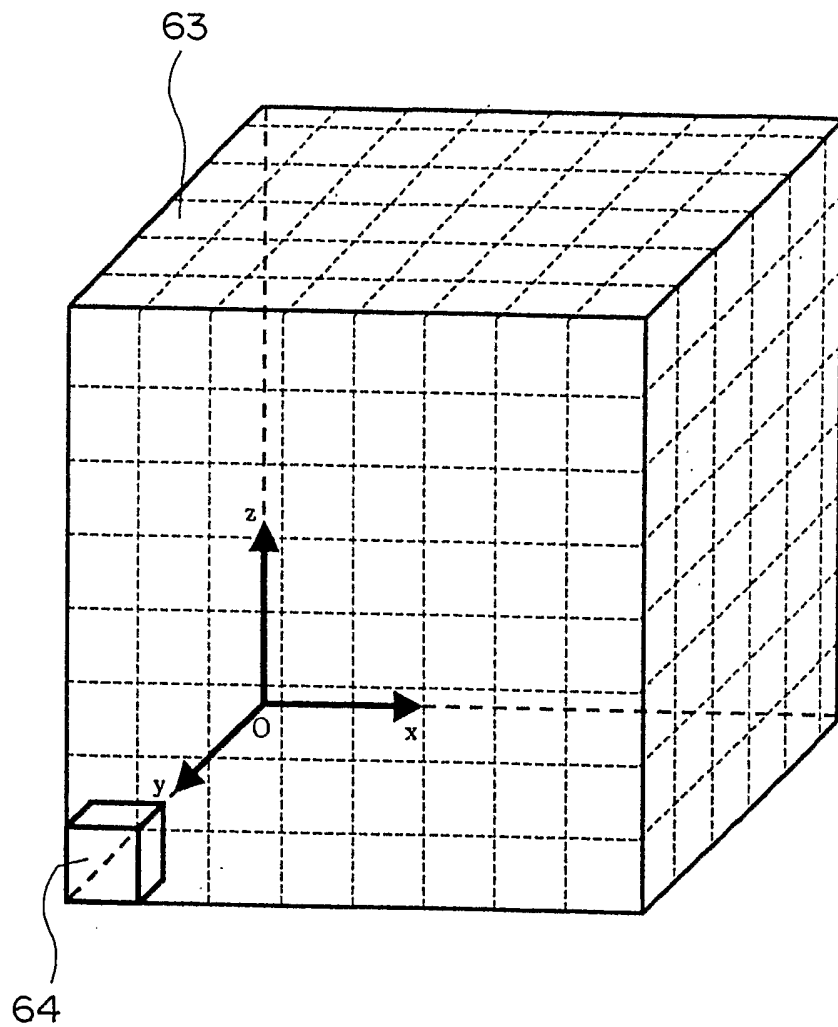


図 7

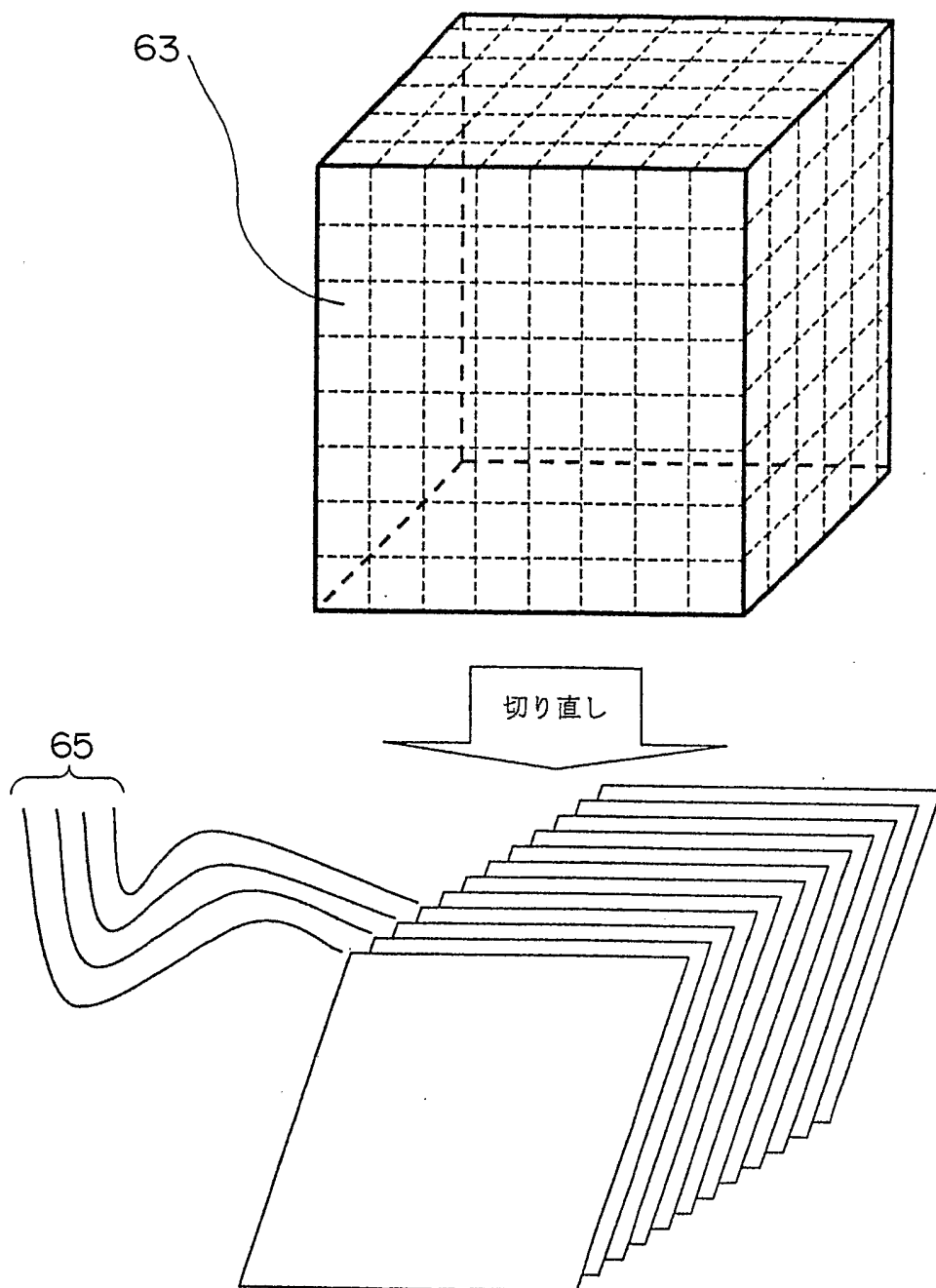


図 8

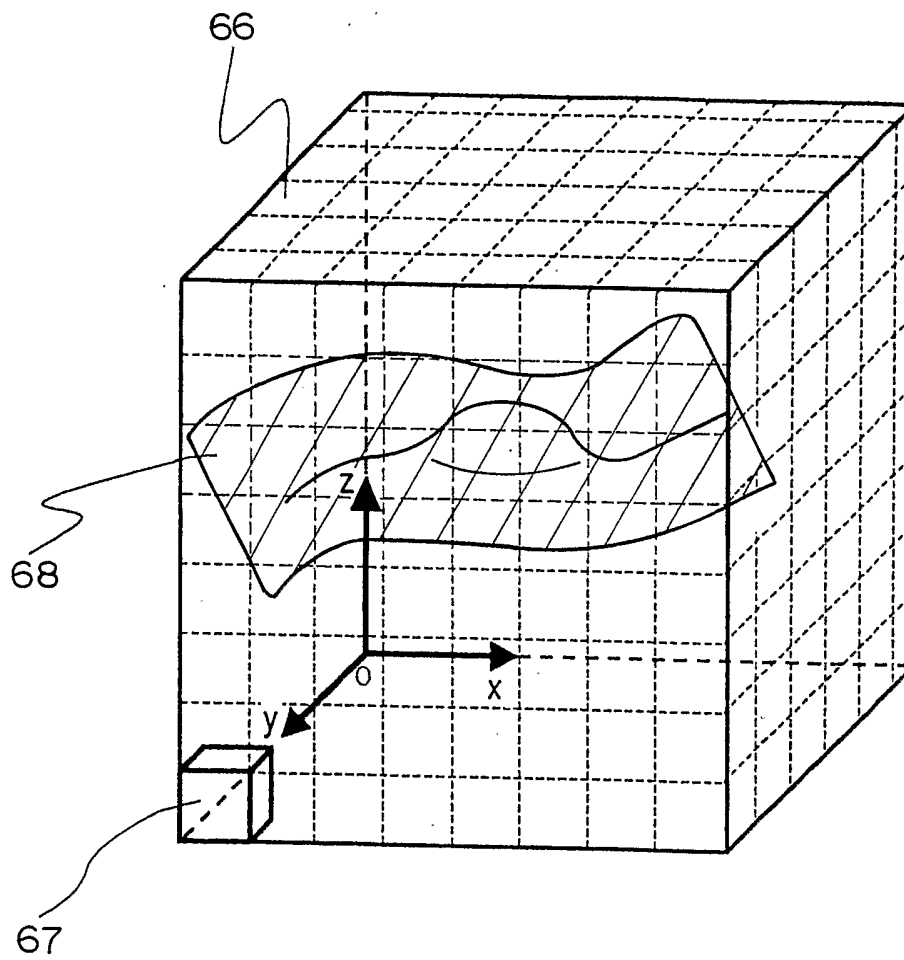


図 9

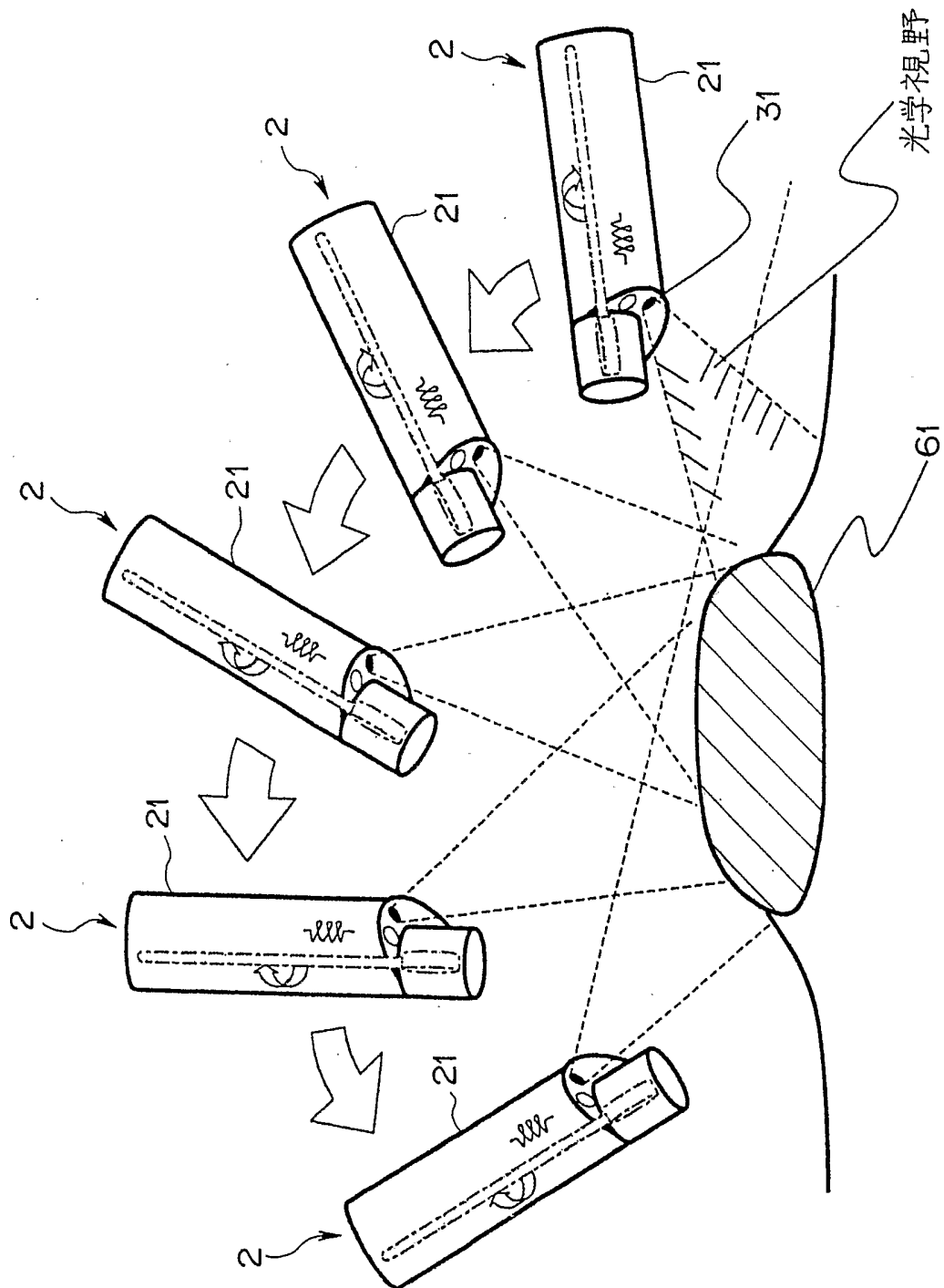


図 10

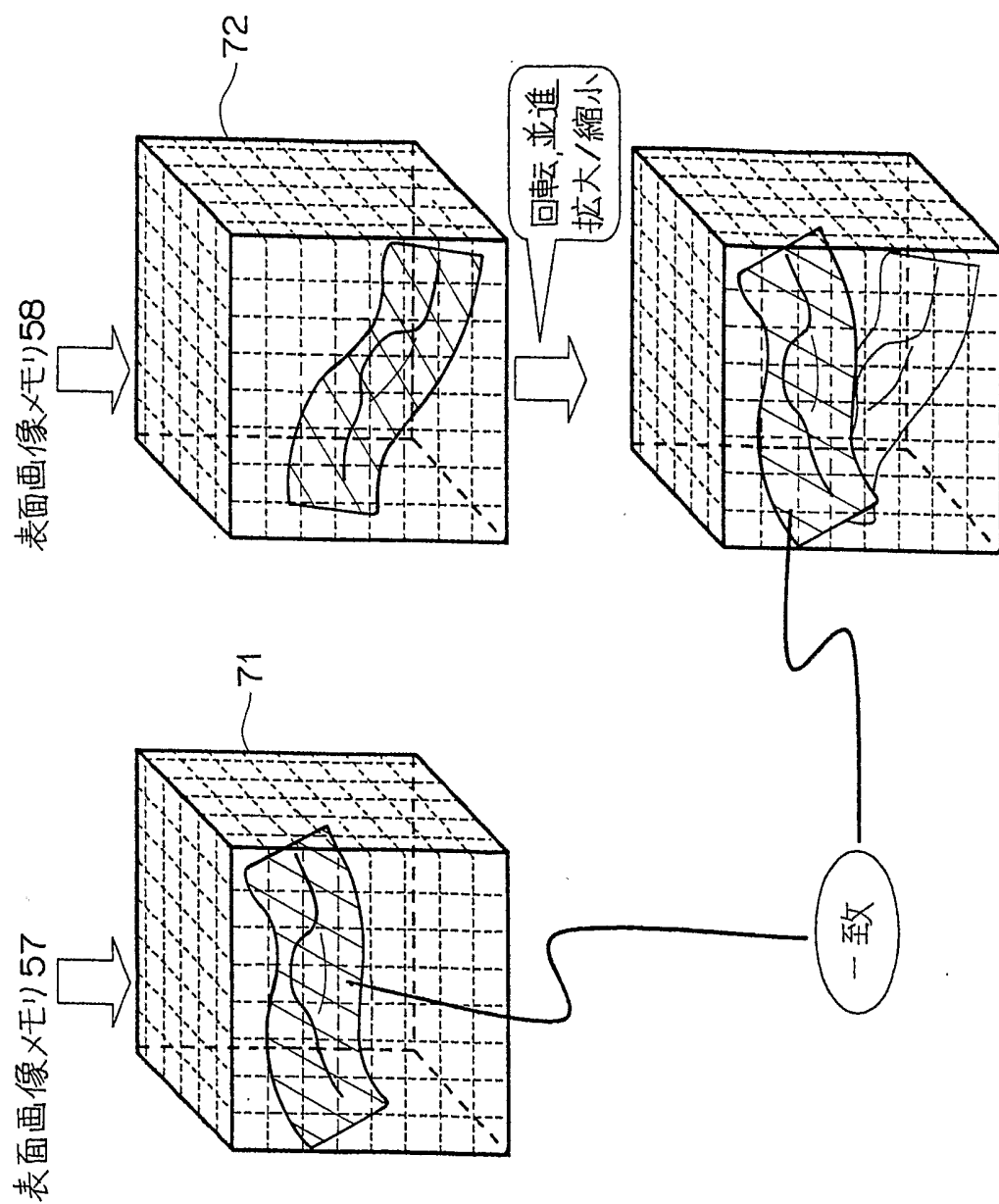


図 11

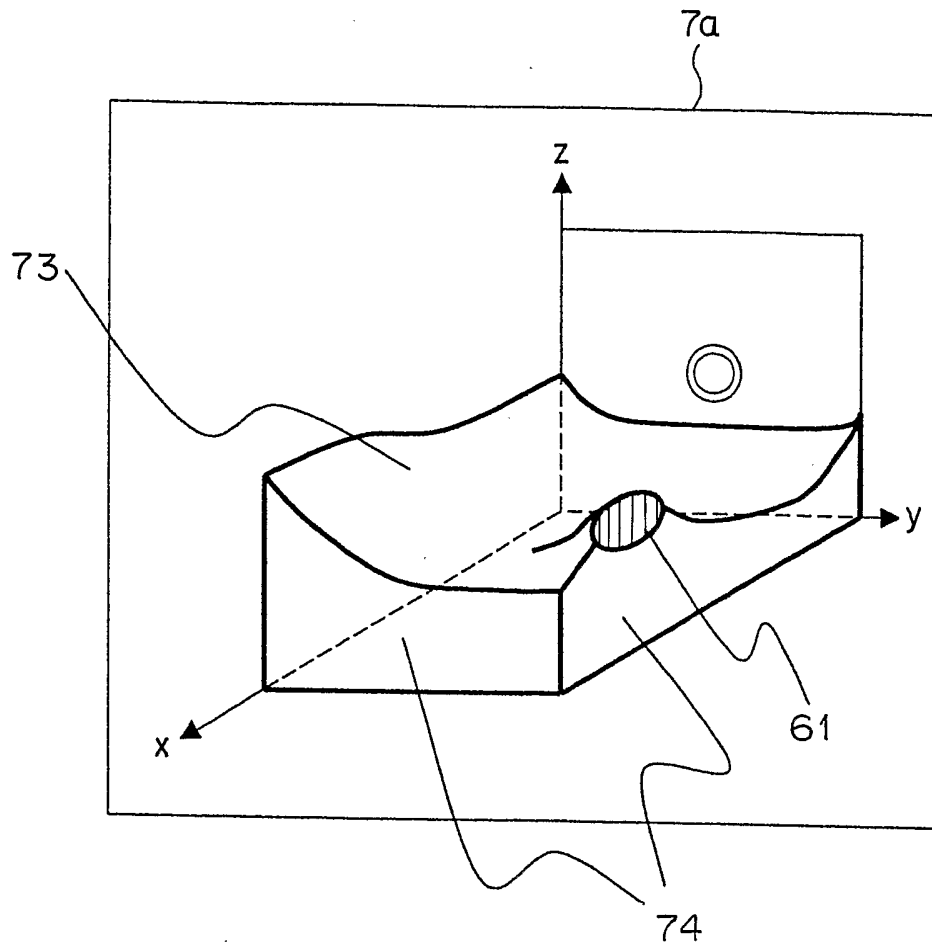


図 12

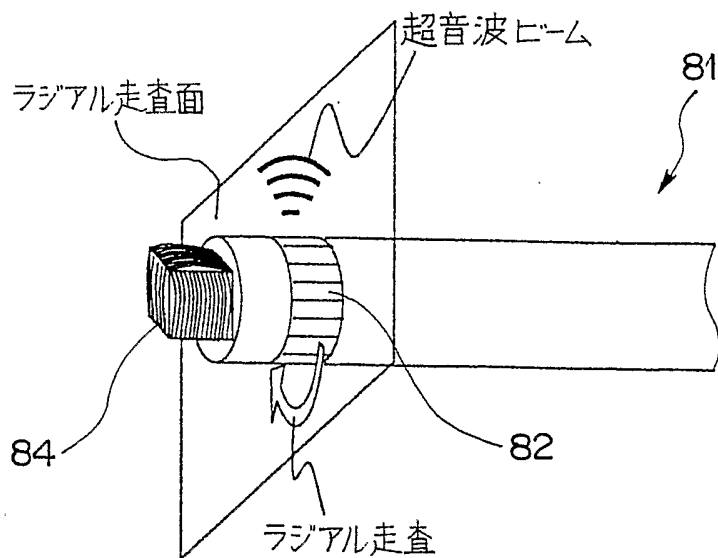


図 14

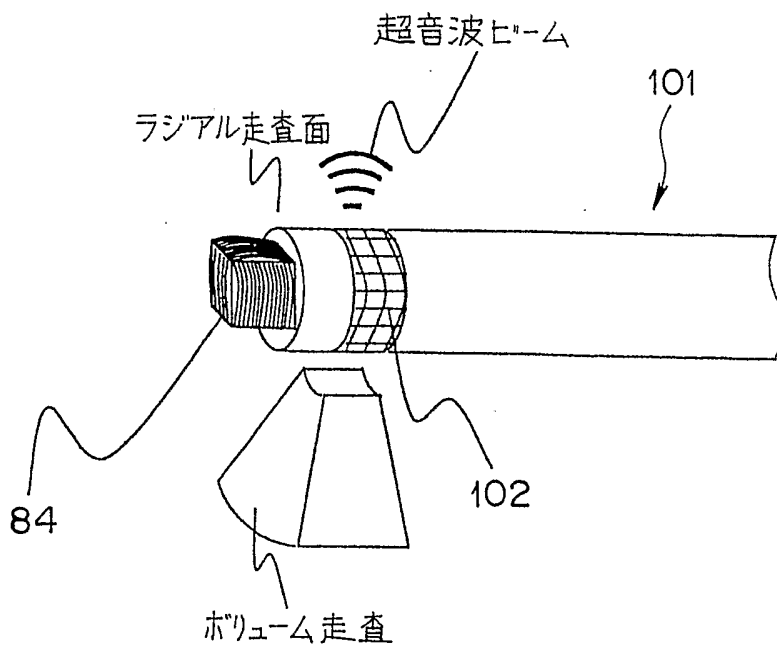


図 13

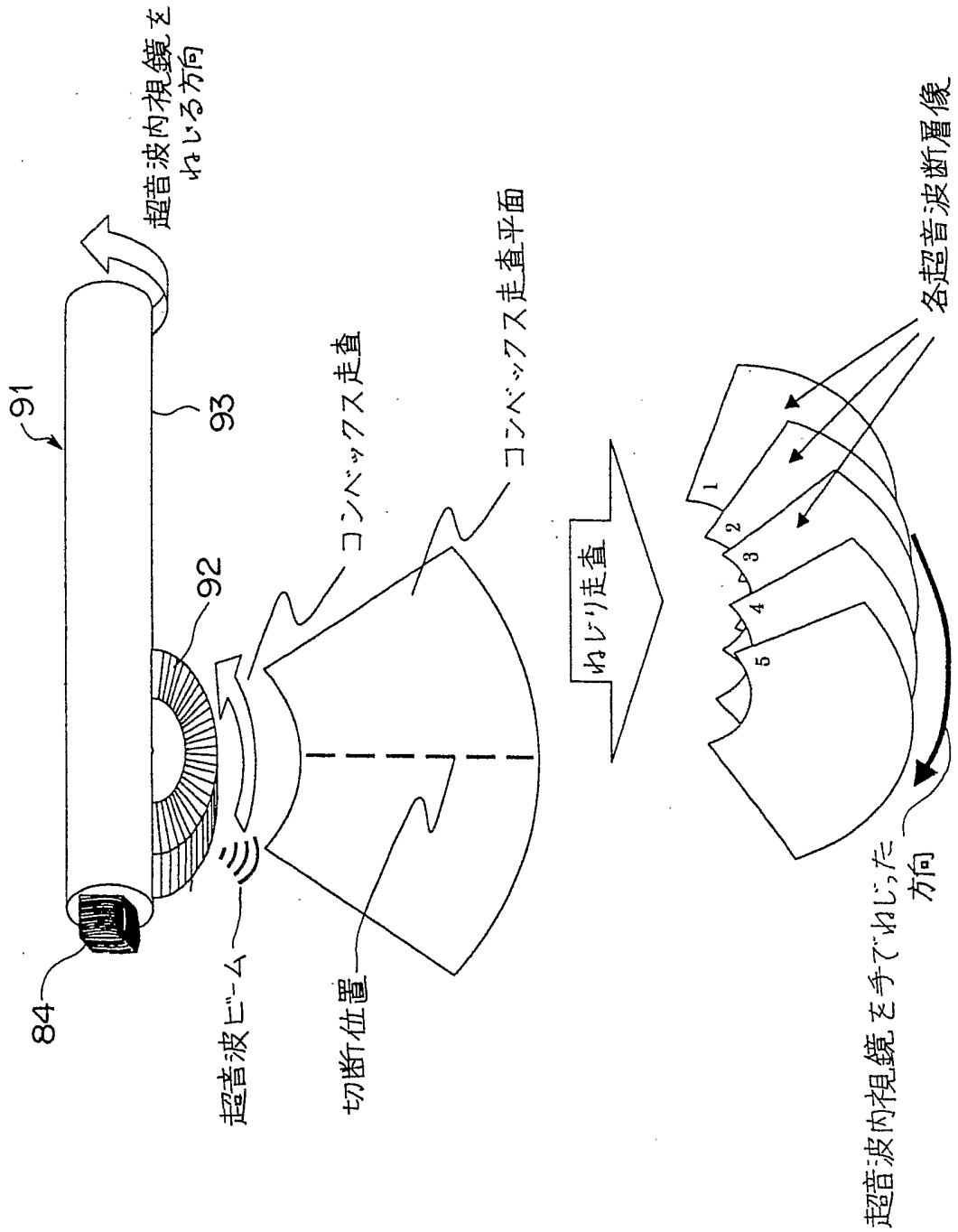


図 15

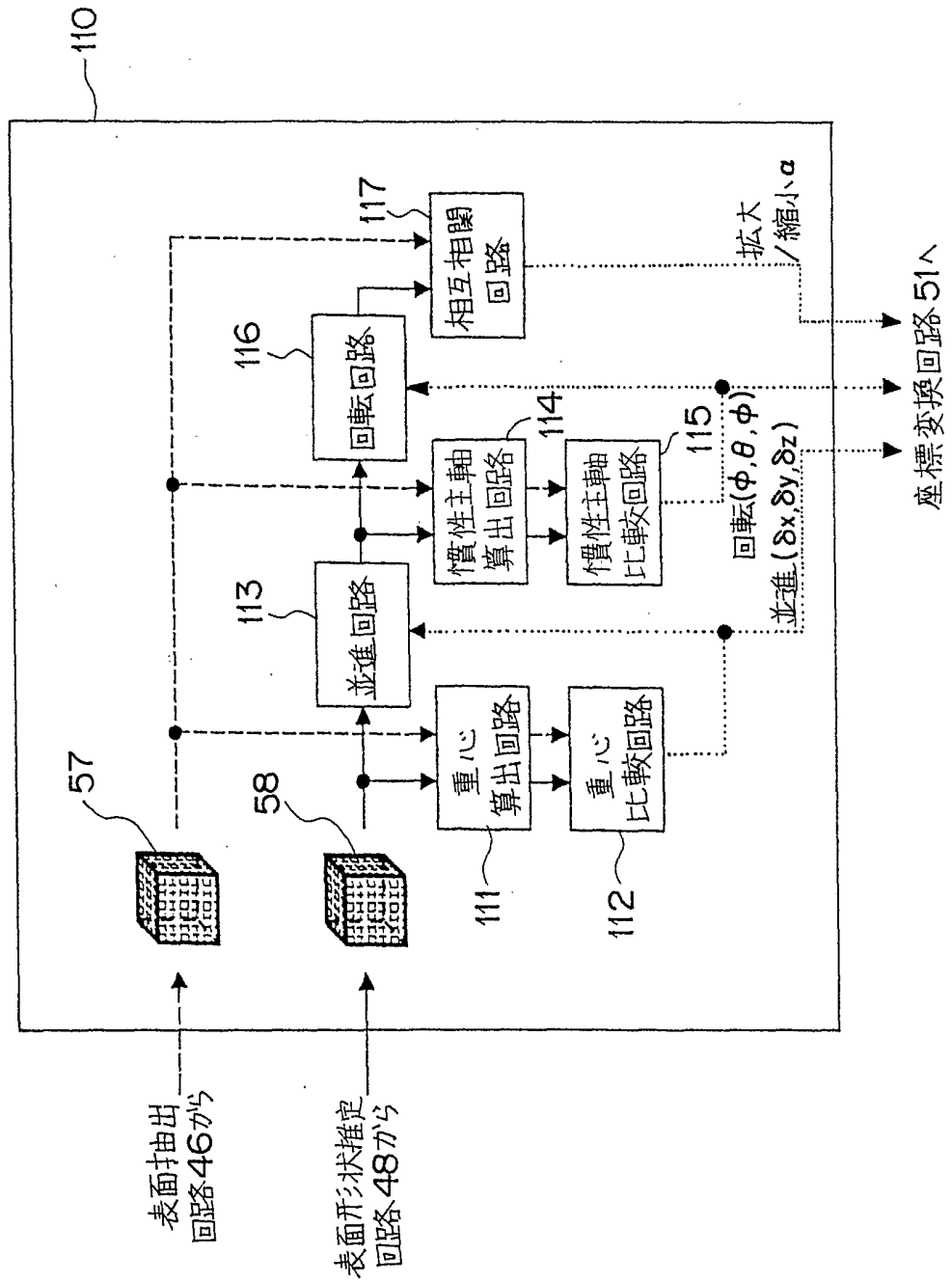


図 16

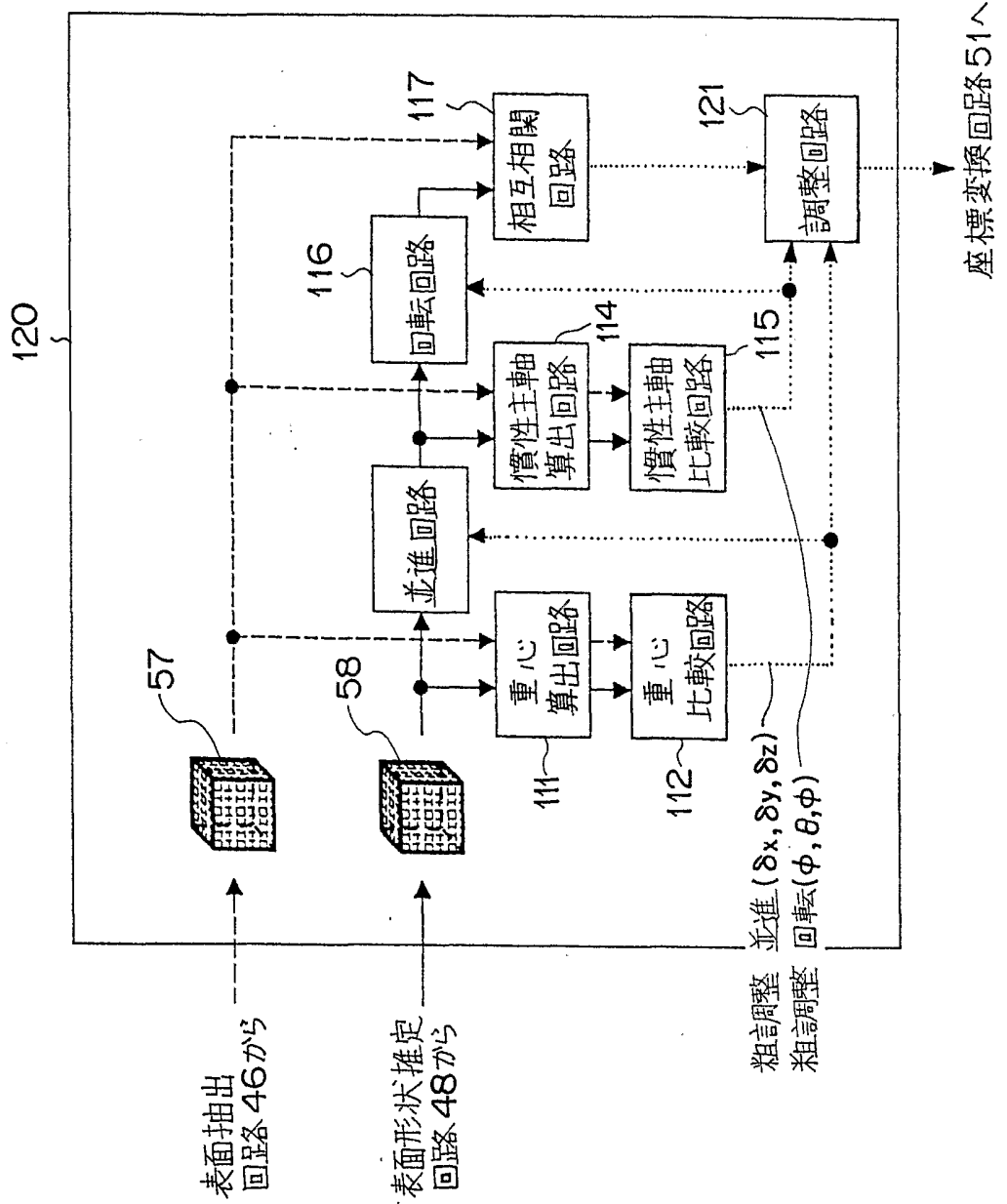


図 17

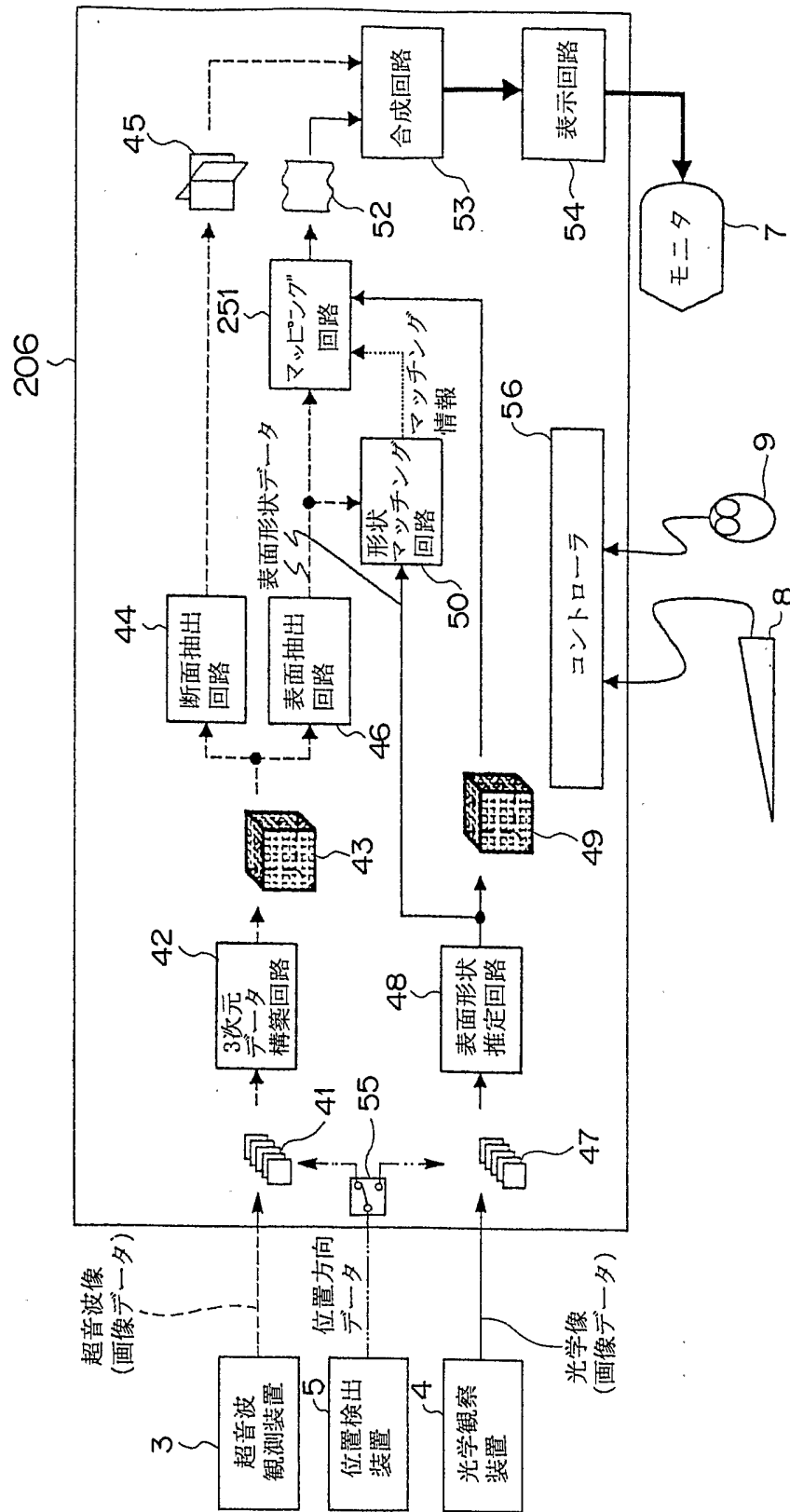


図 18

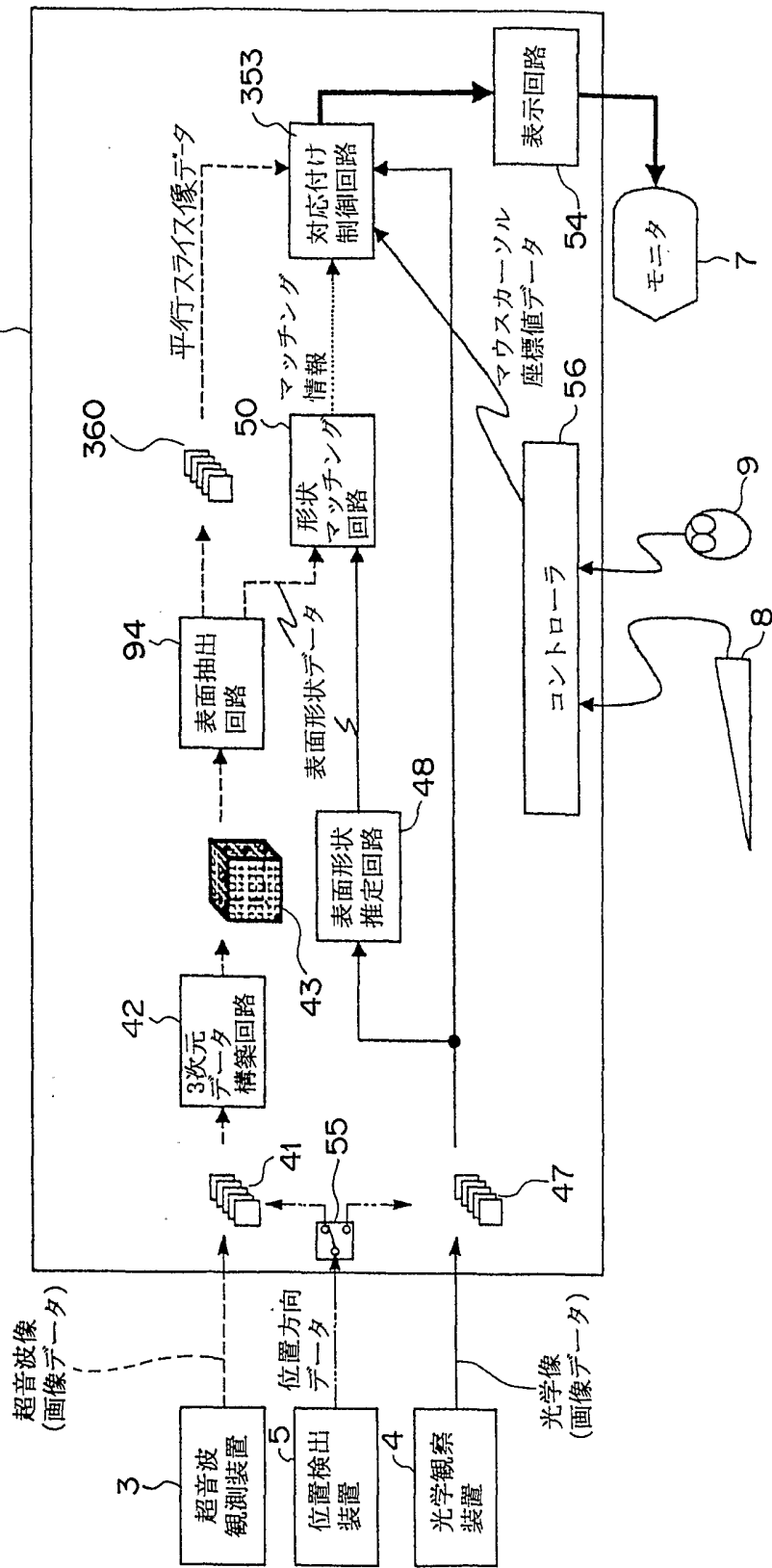
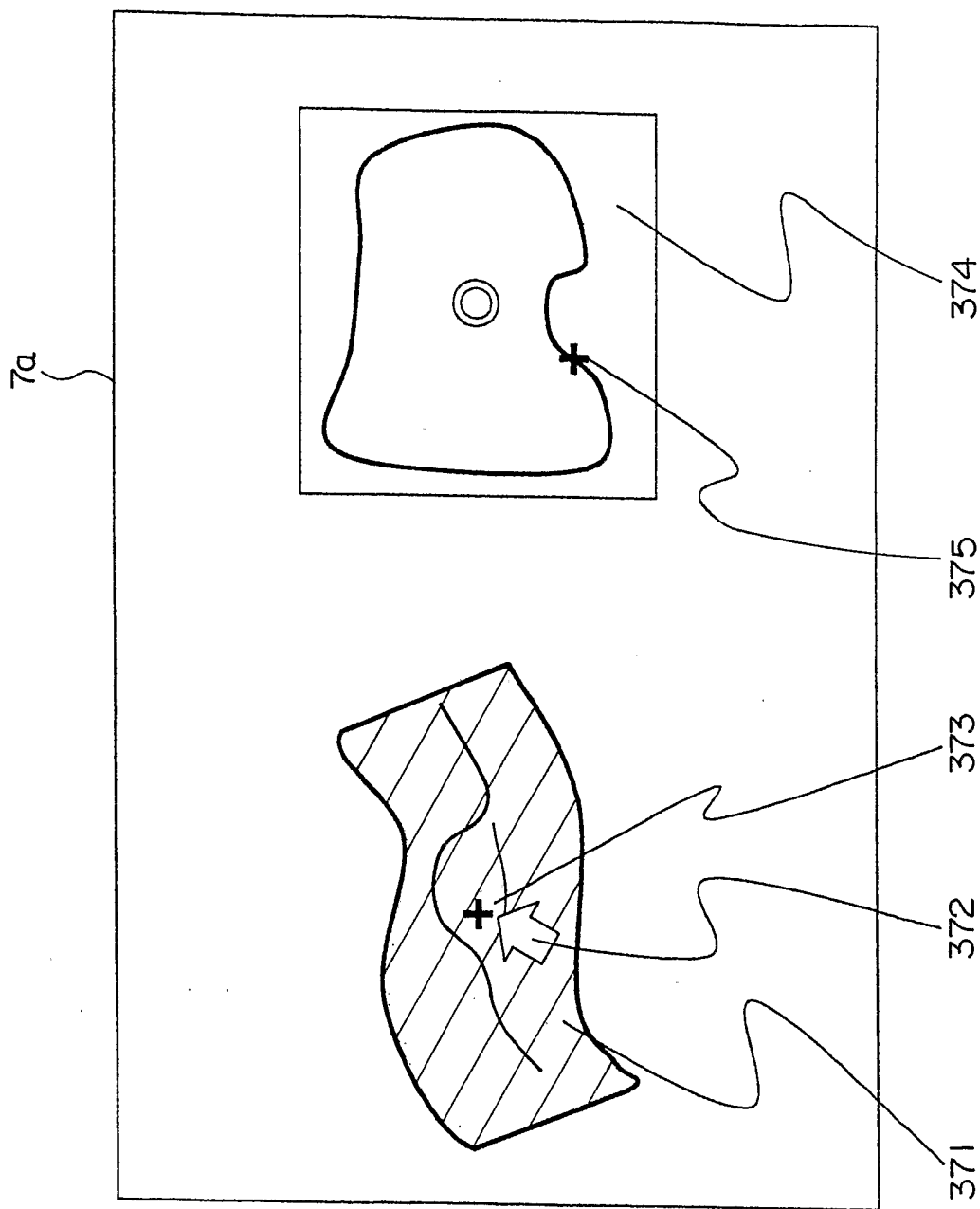


図 19



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/008151

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
 Int.Cl⁷ A61B8/12

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
 Int.Cl⁷ A61B8/00-8/15

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2004
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2004	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
 PATENT FILE (PATOLIS), UTILITY MODEL FILE (PATOLIS)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2000-116655 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 25 April, 2000 (25.04.00), Full text; all drawings (Family: none)	1, 12 2-3, 5-11, 13, 14, 16-19
Y A	JP 2002-17729 A (Toshiba Corp.), 22 January, 2002 (22.01.02), Full text; all drawings (Family: none)	2-3, 5-11, 13, 14, 16-19 1, 12
A	JP 2003-38492 A (Pentax Kabushiki Kaisha, The Jikei University), 12 February, 2003 (12.02.03), Full text; all drawings & US 2002/0183592 A1	1-3, 5-14, 16-19

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 10 August, 2004 (10.08.04)	Date of mailing of the international search report 24 August, 2004 (24.08.04)
---	--

Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/008151

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 5-324835 A (Kobe Steel, Ltd.), 10 December, 1993 (10.12.93), Full text; all drawings (Family: none)	6-9, 18-20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/008151

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The technical feature common to claims 1-19 is a technical feature disclosed in claim 1. However, the search has revealed that the technical feature of claim 1 is not novel since it is disclosed in document JP 2000-116655 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 25 April, 2000 (25.04.00).

Accordingly, the technical feature of claim 1 cannot be a special technical feature within the meaning of PCT Rule 13.2, second sentence.

Consequently, it is obvious that claims 1-3, 5-14, 16-19 and claims 4, 15 do not satisfy the requirement of unity of invention.

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 1-3, 5-14, 16-19

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))		
Int. Cl ⁷ A61B8/12		
B. 調査を行った分野		
調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))		
Int. Cl ⁷ A61B8/00-8/15		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2004年 日本国登録実用新案公報 1994-2004年 日本国実用新案登録公報 1996-2004年		
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語) 特許ファイル (PATOLIS) 実用ファイル (PATOLIS)		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X — Y	JP 2000-116655 A (オリンパス光学工業株式会社) 2000.04.25 全文、全図 (ファミリーなし)	1, 12 — 2-3, 5-11, 13, 14, 16-19
Y — A	JP 2002-17729 A (株式会社東芝) 2002.01.22 全文、全図 (ファミリーなし)	2-3, 5-11, 13, 14, 16-19 — 1, 12
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日	10.08.2004	国際調査報告の発送日
		24.8.2004
国際調査機関の名称及びあて先	特許庁審査官 (権限のある職員)	2W 3101
日本国特許庁 (ISA/JP)	後藤 順也	
郵便番号100-8915		
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	電話番号 03-3581-1101	内線 3290

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	J P 2003-38492 A (ペンタックス株式会社、学校法人慈恵大学) 2003.02.12 全文、全図 &US2002/0183592 A1	1-3, 5-14, 16-19
A	J P 5-324835 A (株式会社神戸製鋼所) 1993.12.10 全文、全図 (ファミリーなし)	6-9, 18-20

第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT17条(2)(a))の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
2. 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

請求の範囲1-19に記載される発明に共通する事項は、請求の範囲1に記載される事項である。しかしながら、調査の結果、請求の範囲1に記載される事項は、文献 JP 2000-116655 A (オリンパス光学工業株式会社) 2000:04:25 に記載された事項であるので、新規ではないことが明らかとなった。

してみると、請求の範囲1に記載される事項は、PCT規則13.2の第2文における、特別な技術的特徴とは認められない。

よって、請求の範囲1-3、5-14、16-19に記載される発明と、請求の範囲4、15に記載される発明は、発明の単一性の要件を満たさないことは明らかである。

1. 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

請求の範囲1-3、5-14、16-19

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。
 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。