

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局



(43) 国際公開日  
2010年12月16日(16.12.2010)

PCT

(10) 国際公開番号  
WO 2010/143587 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61B 8/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2010/059502
- (22) 国際出願日: 2010年6月4日(04.06.2010)
- (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 2009-139101 2009年6月10日(10.06.2009) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社 日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目14番1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): 辻田 剛啓 (TSUJITA, Takehiro) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ内 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, AO, AT, AU, AZ, BA,

BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (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, LR, 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 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: ULTRASONIC DIAGNOSIS DEVICE, ULTRASONIC IMAGE PROCESSING DEVICE, ULTRASONIC IMAGE PROCESSING PROGRAM, AND ULTRASONIC IMAGE GENERATION METHOD

(54) 発明の名称: 超音波診断装置、超音波画像処理装置、超音波画像処理プログラム、及び超音波画像生成方法

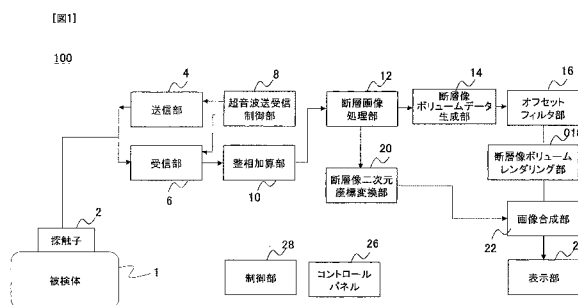


FIG. 1:  
 2 PROBE  
 1 SUBJECT  
 4 TRANSMISSION UNIT  
 6 RECEPTION UNIT  
 8 ULTRASONIC TRANSMISSION/RECEPTION CONTROL UNIT  
 10 PHASING ADDITION UNIT  
 28 CONTROL UNIT  
 12 TOMOGRAPHIC IMAGE PROCESSING UNIT  
 20 TOMOGRAPHIC IMAGE TWO-DIMENSIONAL COORDINATE TRANSFORMATION UNIT  
 26 CONTROL PANEL  
 14 TOMOGRAPHIC IMAGE VOLUME DATA GENERATION UNIT  
 16 OFFSET FILTER UNIT  
 18 TOMOGRAPHIC IMAGE VOLUME RENDERING UNIT  
 22 IMAGE SYNTHESIS UNIT  
 24 DISPLAY UNIT

(57) Abstract: In order to generate a three-dimensional tomographic image in which the visibility of a specific tissue desired by an examiner is increased, an ultrasonic diagnosis device (100) is provided with an ultrasonic probe (2), a tomographic image volume data generation unit (14) which generates three-dimensional tomographic image volume data on the basis of reflection echo signals from a plurality of tomographic planes of a subject, the signals being measured by the ultrasonic probe, a tomographic image volume rendering unit (18) which generates the three-dimensional tomographic image on the basis of the three-dimensional tomographic image volume data, and a display unit (24) which displays the three-dimensional tomographic image, and particularly the device is provided with an offset calculation unit (16) which, according to the luminance values of respective voxels of the three-dimensional tomographic image volume data, increases/decreases the luminance values of the respective voxels, wherein the amounts of increase/decrease of the luminance values of the voxels by the offset calculation unit are adjustable via a control panel (26), and the tomographic image volume rendering unit generates the three-dimensional tomographic image on the basis of the three-dimensional tomographic image volume data, the luminance values of which are offset by the offset calculation unit.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2010/143587 A1



---

検者が所望する特定の組織の視認性を高めた3次元断層画像を生成するために、本発明の超音波診断装置100は、超音波探触子2と、超音波探触子で計測された被検体の複数断層面の反射エコー信号に基づいて3次元断層像ボリュームデータを生成する断層像ボリュームデータ生成部14と、3次元断層像ボリュームデータに基づいて3次元断層画像を生成する断層像ボリュームレンダリング部18と、3次元断層画像を表示する表示部24とを備えて構成され、特に、3次元断層像ボリュームデータの各ボクセルの輝度値に応じてこの各ボクセルの輝度値を増減するオフセット演算部16を備え、オフセット演算部の各ボクセルの輝度値の増減量はコントロールパネル26を介して調整可能であり、断層像ボリュームレンダリング部は、オフセット演算部により輝度値がオフセットされた3次元断層像ボリュームデータに基づいて3次元断層画像を生成する。

## 明 細 書

### 発明の名称：

**超音波診断装置、超音波画像処理装置、超音波画像処理プログラム、及び  
超音波画像生成方法**

### 技術分野

[0001] 本発明は、超音波診断装置、超音波画像処理装置、超音波画像処理プログラム、及び超音波画像生成方法に係り、特に、被検体の複数断層面の反射エコー信号から得られた3次元断層像ボリュームデータに基づいて2次元投影画像(3次元断層画像)を生成する技術に関する。

### 背景技術

[0002] 超音波診断装置は、複数の超音波振動子を備えた超音波探触子により被検体内部に超音波を送信し、被検体内部から生体組織の構造に応じた超音波の反射エコー信号を受信し、反射エコー信号に基づいて例えばBモード画像等の断層画像を生成して診断用に表示する。

[0003] このような超音波診断装置において、超音波探触子の短軸方向に超音波を走査して計測された被検体の複数断層面の反射エコー信号から3次元断層像ボリュームデータを生成し、ボリュームレンダリング技術を用いて3次元断層像ボリュームデータを2次元投影面に投影した画像(3次元断層画像)を生成することが知られている。

[0004] ボリュームレンダリング技術は、例えば3次元断層像ボリュームデータを2次元投影面上の点から見た視線方向に配列された複数のボクセルの輝度値を、各ボクセルの透明度/不透明度により補正しながら、視線方向に沿って累積加算して2次元投影面の画素値(輝度)とすることにより、3次元断層画像を生成するものである。

[0005] 一方、超音波走査により得られる各ボクセルの輝度は、被検体内の組織の音響インピーダンスや、被検体内の伝播にともなう超音波の減衰などに応じて決まるため、診断の対象となる特定の組織のみを特徴付けた(例えば輝度を

高くした)3次元断層画像を生成するのは難しい。

- [0006] このような問題に対して、例えば3次元断層像ボリュームデータの高輝度組織のみを表示する最大値投影法、低輝度組織のみを表示する最小値投影法などが一般に用いられている。また、特許文献1に記載されているように、Bモード画像の輝度の高低を反転させることにより、低エコー領域の3次元構造を視認し易くすることが知られている。

### **先行技術文献**

### **特許文献**

- [0007] 特許文献1：特開2008-200441号公報

### **発明の概要**

### **発明が解決しようとする課題**

- [0008] しかしながら、上記特許文献等に記載されている従来の技術は、検者が所望する特定の組織(例えば診断対象となる組織)の視認性を高めた3次元断層画像を生成することについては考慮されていないと考えられる。
- [0009] すなわち、最大値投影法、最小値投影法、或いはBモード画像の輝度の高低を反転させる手法のいずれも、その用途が限定されているため、検者が所望する特定の組織の視認性を高めた3次元断層画像を自由に生成できるとは限らない。例えばこれらの手法は、高輝度組織或いは低輝度組織の視認性を高めた3次元断層画像を生成することはできるが、これらの中間の輝度となる組織の視認性を高めた3次元断層画像を生成することが難しい。
- [0010] そこで本発明は、検者が所望する特定の組織の視認性を高めた3次元断層画像を生成することを課題とする。

### **課題を解決するための手段**

- [0011] 本発明の超音波診断装置は、被検体との間で超音波を送受信する超音波探触子と、この超音波探触子で計測された被検体の複数断層面の反射エコー信号に基づいて3次元断層像ボリュームデータを生成する断層像ボリュームデータ生成部と、3次元断層像ボリュームデータに基づいて2次元投影面に少なく

とも一の視線方向から見た3次元断層画像を生成する断層像ボリュームレンダリング部と、3次元断層画像を表示する表示部とを備えて構成されており、特に、3次元断層像ボリュームデータの各ボクセルの輝度値に応じてこの各ボクセルの輝度値を増減するオフセット演算部を備え、オフセット演算部の各ボクセルの輝度値の増減量は入力インターフェースを介して調整可能であり、断層像ボリュームレンダリング部は、オフセット演算部により輝度値がオフセットされた3次元断層像ボリュームデータに基づいて3次元断層画像を生成することを特徴としている。

[0012] これによれば、検者は入力インターフェースを介してオフセット演算部の各ボクセルの輝度値の増減量を調整することができるので、特定の輝度値を有する組織のみを強調した3次元断層画像を生成することができる。したがって、所望する特定の組織の輝度値を増量調整するか、所望する特定の組織以外の組織の輝度値を減量調整するか、或いはこの両方の調整を行うことにより、所望する特定の組織の視認性を高めた3次元断層画像を生成することができる。例えば、所望する特定の組織がどの程度の輝度値になるかを把握していれば、あらかじめその輝度値付近に対応する輝度値の増量(オフセット量)を大きくすることができる。また、例えば生成された3次元断層画像を見たときに、高輝度組織の裏に所望の特定組織が隠れて見え難い場合は、高い輝度値付近に対応する輝度値の減量(オフセット量)を大きくすれば、壁となっていた高輝度組織が3次元断層画像に反映され難くなるので、所望の特定組織の視認性を高めることができる。

[0013] また、被検体の複数断層面の反射エコー信号に基づいて3次元弾性像ボリュームデータを生成する弾性像ボリュームデータ生成部を備える場合、オフセット演算部は、3次元弾性像ボリュームデータの各ボクセルの弾性値に応じて、3次元断層像ボリュームデータの対応する各ボクセルの輝度値を増減するよう構成することができる。

[0014] これによれば、検者は、所望する特定の組織の弾性値(組織の硬さ或いは軟らかさ)に着目して、特定の弾性値を有する組織の視認性を高めた3次元断層

画像を生成することができる。例えば、所望する特定の組織がどの程度の弾性値になるかを把握していれば、あらかじめその弾性値付近に対応する輝度値の増量(オフセット量)を大きくすることができる。一方、硬い(或いは軟らかい)組織を観察したいといった場合には、高い(或いは低い)弾性値に対応する輝度値の増量(オフセット量)を大きくしておけば、硬い(或いは軟らかい)組織を探して観察することができる。

[0015] また、オフセット演算部は、3次元断層像ボリュームデータの各ボクセルが取り得る輝度値の範囲又は3次元弾性像ボリュームデータの各ボクセルが取り得る弾性値の範囲を複数の領域に区分する境界値と、区分された複数の領域ごとの輝度値の増減量が設定された複数のオフセットテーブルを備え、複数のオフセットテーブルから入力インターフェースを介して選択されたオフセットテーブルに基づいて3次元断層像ボリュームデータの各ボクセルの輝度値を増減するよう構成することができる。

[0016] 例えば、輝度値が低い組織の視認性を高めるオフセットテーブル、輝度値が中間の組織の視認性を高めるオフセットテーブル、輝度値が高い組織の視認性を高めるオフセットテーブルなどのようにオフセットテーブルをデフォルトで複数用意しておけば、検者はいずれかのオフセットテーブルを選択するだけでよいので使い勝手がよい。また、入力インターフェースを介してオフセットテーブルの境界値と増減量を調整可能とすることにより、さらに細かく微調整することができるので、検者が所望する組織の視認性をより向上させることができる。

[0017] また、断層像ボリュームレンダリング部は、3次元断層像ボリュームデータの各ボクセルの輝度値に応じて透明度/不透明度が設定されたオパシティーテーブルを有し、3次元断層像ボリュームデータの少なくとも一の視線方向の視線上の各ボクセルの輝度値及びオパシティーテーブルに基づく透明度/不透明度に基づいて3次元断層画像を生成することができる。

[0018] また、断層像ボリュームレンダリング部は、3次元断層像ボリュームデータの各ボクセルの輝度値に応じて透明度/不透明度及びカラーコードが設定され

た輝度-不透明度マップを有し、この輝度-不透明度マップに基づいて輝度値がオフセットされた3次元断層像ポリウムデータの少なくとも一の断面の断層像データの各ボクセルの色を変換して2次元断層画像を生成し、表示部は、3次元断層画像と2次元断層画像と輝度-不透明度マップを表示することができる。

[0019] すなわち、各ボクセルの透明度/不透明度は、そのボクセルが3次元断層画像にどの程度反映されているのかを示す指標となる。したがって、2次元断層画像の各ボクセルの透明度/不透明度に応じて色付けして表示することにより、検者は、2次元断層画像を参照すれば、2次元断層画像のどの部位がどの程度3次元断層画像に反映されているのかを認識することができる。また、2次元断層画像を参照することにより、所望とする特定の組織の視認性を向上させるためのオフセットテーブルの調整をし易くなる。透明度/不透明度による2次元断層像上でのカラーエンコードはオフセット量や輝度境界の位置、不透明度テーブルや断層像入力値のゲイン調整値を検者がコントロールパネルを介して変更(調節)した際、つまり3次元断層画像における不透明度処理に変化が生じる操作を行った際に、一定時間(例えば1~5秒程度)エンコード処理を行うことにより、その操作が3次元断層画像に与える影響を、断層像を介して検者に知らしめることができる。一定時間(例えば1~5秒程度)経過後は透明度/不透明度カラーエンコードを終了し、通常の断層画像の表示を行うことで通常の診断を滞りなく行うことができる。

### 発明の効果

[0020] 本発明によれば、検者が所望する特定の組織の視認性を高めた3次元断層画像を生成することができる。

### 図面の簡単な説明

[0021] [図1]第1の実施形態の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図  
[図2]ボクセル値と不透明度の関係を示す図  
[図3]オフセット演算部で用いられるオフセットテーブルの設定画面の一例を示す図

- [図4] オフセット演算部で行われる輝度値の変換処理のデータフロー図
- [図5] 256階調の輝度値で表される胎児の頭部の断層画像の模式図
- [図6] 胎児の頭部の3次元断層像ボリュームデータに対して一般的な不透明度設定によるボリュームレンダリングを行なった場合の3次元断層画像の模式図
- [図7] 脳室の視認性を高めたい場合のオフセットテーブルの設定例
- [図8] 図7に示すオフセットテーブルに基づいてオフセット演算部によりオフセット演算がなされた3次元断層像ボリュームデータに基づいて生成された3次元断層像の模式図
- [図9] 脳実質の視認性を高めたい場合のオフセットテーブルの設定例
- [図10] 図9に示すオフセットテーブルに基づいてオフセット演算部によりオフセット演算がなされた3次元断層像ボリュームデータに基づいて生成された3次元断層像の模式図
- [図11] 2次元断層画像及び輝度-不透明度マップの表示例を示す図
- [図12] 3次元断層画像と2次元断層画像と輝度-不透明度マップの表示の一例を示す図
- [図13] 3次元断層画像と2次元断層画像と輝度-不透明度マップの表示の一例を示す図
- [図14] カラー変換テーブルの作成フローを示す図
- [図15] ステップ148において合成後カラーマップテーブルOUTMAP[i]を作成する処理の一例を示す図
- [図16] ステップ148において合成後カラーマップテーブルOUTMAP[i]を作成する処理の一例を示す図
- [図17] 第2実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図
- [図18] オフセット演算部で用いられるオフセットテーブルの設定画面の一例を示す図
- [図19] オフセット演算部で行われる輝度値の変換処理のデータフロー図
- [図20] 第3実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図
- [図21] 第3実施形態の処理により目的の弾性値であり、かつ目的の輝度値の範

囲内のボクセルデータ(輝度データ)のみを可視化した場合の表示例

[図22]第3実施形態の処理により目的の弾性値であり、かつ目的の輝度値の範囲内のボクセルデータ(輝度データ)のみを可視化した場合の表示例

[図23]弾性値によるしきい値を用いてオフセット演算処理を行った場合の3次元断層画像の表示例を示す図

[図24]弾性値によるしきい値を用いて表示したい範囲の弾性値を変化させた場合の3次元弾性画像の表示例を示す図

[図25]図23、図24に示した3次元断層画像と3次元弾性画像のRGB変換後のRGB各要素を、重みをかけて加算する $\alpha$ ブレンディングを用いて重畳した画像例

[図26]弾性値によるしきい値処理を用いて、かつ輝度によるオフセットフィルタの設定を行った場合の画像の表示例を示す図

[図27]弾性値によるしきい値処理を用いて、かつ輝度によるオフセットフィルタの設定を行った場合の画像の表示例を示す図

### 発明を実施するための形態

[0022] 以下、本発明を適用してなる超音波診断装置、超音波画像処理装置、超音波画像処理プログラム、及び超音波画像生成方法の実施形態を説明する。

[0023] (実施形態1)

本発明を適用してなる超音波診断装置の第1の実施形態について図面を参照して説明する。図1は第1の実施形態の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

[0024] 図1に示すように、本実施形態の超音波診断装置100は、被検体1との間で超音波を送受信する超音波探触子2と、超音波探触子2に駆動信号を供給する送信部4と、超音波探触子2で受信された反射エコー信号を受信する受信部6と、送信部4及び受信部6の送受信制御を行う超音波送受信制御部8と、受信部6で受信された反射エコー信号を整相加算してRF信号を生成する整相加算部10を備えて構成される。

[0025] また、整相加算部10から出力されたRF信号(超音波信号)に対し、対数圧縮、フィルタ処理、画像処理などの各種処理を行って断層像データを生成する

断層画像処理部12と、被検体1の複数断層面の断層像データに対して座標変換を行い、各軸の直交した3次元断層像ボリュームデータを作成する断層像ボリュームデータ生成部14と、3次元断層像ボリュームデータの各ボクセルの輝度値のオフセット演算を行う本実施形態の特徴部であるオフセット演算部16と、オフセット演算された3次元断層像ボリュームデータに対してボリュームレンダリング技術を用いて3次元断層画像を生成する断層像ボリュームレンダリング部18を備えている。

[0026] 一方、断層画像処理部12からの出力データに基づいて3次元断層像ボリュームデータの少なくとも1の断層面における2次元断層画像を生成する断層像2次元座標変換部20と、断層像ボリュームレンダリング部18で生成された3次元断層画像と断層像2次元座標変換部20で生成された2次元断層画像を合成する画像合成部22と、画像合成部22から出力された画像を表示する表示部としての表示部24を備えている。

[0027] また、検者からの指令等の入力を受け付ける入力インターフェースとしてのコントロールパネル26と、コントロールパネル26からの入力指令に基づいて超音波診断装置100を構成する上記の各構成要素を制御する制御部28を備えている。例えばコントロールパネル26を介して3次元断層像ボリュームデータの任意の断面を検者が指定したら、指定された断面位置情報が断層像2次元座標変換部20に送られて、その断面位置における2次元断層画像が生成される。

[0028] ここで、上記の各構成要素を具体的に説明する。超音波探触子2は、振動子素子が超音波探触子の長軸方向に1~mチャンネル分配列される。ここで、短軸方向にもk個に切断されて1~kチャンネル分配列されている場合、短軸方向の各振動子素子(1~kチャンネル)に与える遅延時間を変えることにより、短軸方向にも送波や受波のフォーカスがかけられるようになっている。また、短軸方向の各振動子素子に与える超音波送信信号の振幅を変えることにより送波重み付けがかけられ、短軸方向の各振動子素子からの超音波受信信号の増幅度又は減衰度を変えることにより受波重み付けがかけられるようになっている。さらに、短軸方向のそれぞれの振動子素子をオン、オフすることに

より、口径制御ができるようになっている。

[0029] この超音波探触子2は、制御部28からの制御信号によりモータ駆動、或いは手動で短軸方向に移動しながらスキャンを行い、被検体1の複数断層面の3次元的なデータ収集を行うことが可能である。また、短軸方向にもk個に切断されて1~kチャンネル分配列されている場合、探触子ヘッドの曲率に沿った短軸方向、若しくは電子フォーカスによって生成した短軸方向の超音波ビームにより3次元超音波データを収集することが可能である。

[0030] なお、この超音波探触子2は、送信部4から供給される駆動信号に重畳して印加されるバイアス電圧の大きさに応じて超音波送受信感度つまり電気機械結合係数が変化する、例えばcMUT(Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer : IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. Vol45 pp. 678-690 May 1998等)を適用できる。cMUTは、半導体微細加工プロセス(例えば、LPCVD : Low Pressure Chemical Vapor Deposition)により製造される超微細容量型超音波振動子である。

[0031] 送信部4及び受信部6は、超音波探触子2に送信信号を供給すると共に受信した反射エコー信号を処理するもので、その内部には、超音波探触子2を制御し超音波ビームの打ち出しをさせる送波回路と、この打ち出された超音波ビームの被検体1内からの反射エコー信号を受信し生体情報を収集する受波回路を持ち、超音波送受信制御部8により制御される。

[0032] 整相加算部10は、受信部6から出力された反射エコー信号の位相を制御し、一点又は複数の収束点に対して超音波受波ビームを形成する。なお、整相加算部10において生成されるRF信号は、複合復調したI、Q信号であっても良い。

[0033] 断層画像処理部12は、整相加算部10において整相加算された反射エコー信号を処理するもので、順次入力される反射エコー信号に基づいて対数圧縮、フィルタ処理、画像処理を行う信号処理回路と、超音波画像を記憶する磁気ディスク装置及びRAMとからなる記憶装置とを有して構成される。

[0034] 断層像ボリュームデータ生成部14は、断層画像処理部12で処理された複数

断層面の断層像データに基づいて3次元断層像ボリュームデータを生成する。オフセット演算部16は、3次元断層像ボリュームデータの各ボクセルに対して輝度値のオフセット演算を行う。この詳細は後述する。

[0035] 断層像ボリュームレンダリング部18は、オフセット演算がなされた3次元断層像ボリュームデータに対してボリュームレンダリング等の2次元投影処理を行い、3次元断層画像を生成して画像合成部22へ転送する。

[0036] 断層像2次元座標変換部20は、断層画像処理部12からの出力データに基づいて3次元断層像ボリュームデータの少なくとも1の断層面における2次元断層画像をリサンプリング及び補間処理によって生成して画像合成部22へ転送する。画像合成部22は、断層像ボリュームレンダリング部18で生成された3次元断層画像と断層像2次元座標変換部20で生成された2次元断層画像を合成して表示部24へ転送する。表示部24は、画像合成部22で生成された画像を入力し、超音波画像として表示するもので、例えばCRTモニタ、液晶モニタで形成される。

[0037] 以下、本実施形態の超音波診断装置100の断層像ボリュームレンダリング部18についてより具体的に説明する。断層像ボリュームレンダリング部18は、3次元断層像ボリュームデータに基づいて2次元投影面に少なくとも一の視線方向から見て投影画像(3次元断層画像)を生成するものであり、3次元断層像ボリュームデータ中の視線方向の輝度値に、制御部28より転送される輝度毎の透明度値を乗じて加算することで3次元断層画像を構成する。ここで、本実施形態で用いる公知のボリュームレンダリング方式の式を以下に定義する。

$$(式1) C_{out} = C_{out-1} + (1 - A_{out-1}) \cdot A_i \cdot C_i$$

$$(式2) A_{out} = A_{out-1} + (1 - A_{out-1}) \cdot A_i$$

式1中、 $C_i$ は作成される2次元投影面上のある点から3次元断層像ボリュームデータを見た場合の、視線上*i*番目に存在するボクセル輝度値であり、視線上に*N*ボクセルのデータが並んだとき、 $i=0 \sim N-1$ までを積算した値 $C_{out}$ が最終的な出力ピクセル値となる。 $C_{out-1}$ は*i-1*番目までの積算値を示す。

[0038] また、式1、2中の $A_i$ は視線上*i*番目に存在するボクセル値の不透明度であり

、0. 0~1. 0の値をとる。Cout, Aoutはともに0を初期値とし、式2に示される様に、Aoutはボクセルを通過するたびに積算(累積加算)され1. 0に収束する。よって、式1に示されるようにi-1番目までのボクセルの不透明度の積算値Aout-1が約1. 0となった場合、i番目のボクセル値Ciは出力画像に反映されない。なお不透明度をAiとしたときの透明度は1-Aiで表され、不透明度と透明度は互いに補完関係にある。よって、本明細書においては透明度と不透明度の概念を適宜、透明度/不透明度と記載している。また、例えば不透明度を挙げて説明している場合であっても、同時に透明度の概念も含んで説明していることになる。

[0039] 図2はボクセル値と不透明度の関係を示す図である。図2に示すように、ボクセル値と不透明度の関係は一般に横軸に輝度、縦軸に不透明度をとった不透明度テーブル(オパシティーテーブル)として表され、ボクセルの輝度値から不透明度を参照する。

[0040] 以上により、本実施形態のボリュームレンダリング処理では、不透明度の高いボクセルを表面としてとらえて、3次元断層像データを立体的に表示することができる。また、表面ではなく内部の構造物を透過的に可視化するレンダリング手法として、関心領域中の高輝度構造物のみを表示する最大値投影法(Maximum intensity projection)、低輝度構造物のみを描出する最小値投影法(Minimum intensity projection)、視線方向のボクセル値の累算画像を表示する方法(Ray summation)などが一般的に用いられている。

[0041] 続いて、本実施形態の超音波診断装置の特徴部について説明する。本実施形態の超音波診断装置は、被検体1との間で超音波を送受信する超音波探触子2と、超音波探触子2で計測された被検体1の複数断層面の反射エコー信号に基づいて3次元断層像ボリュームデータを生成する断層像ボリュームデータ生成部14と、3次元断層像ボリュームデータに基づいて2次元投影面に少なくとも一の視線方向から見た3次元断層画像を生成する断層像ボリュームレンダリング部18と、3次元断層画像を表示する表示部24とを備えてなる超音波診断装置であって、3次元断層像ボリュームデータの各ボクセルの輝度値に応じて該各

ボクセルの輝度値を増減するオフセット演算部16を備え、オフセット演算部16の各ボクセルの輝度値の増減量は入力インターフェース(コントロールパネル)26を介して調整可能であり、断層像ボリュームレンダリング部18は、オフセット演算部16により輝度値がオフセットされた3次元断層像ボリュームデータに基づいて3次元断層画像を生成するものである。図3はオフセット演算部16で用いられるオフセットテーブルの設定画面の一例を示す図である。図3(a)(b)は、それぞれオフセットテーブルを設定する一例である。

- [0042] 図3に示すように、オフセットテーブルは、3次元断層像ボリュームデータの各ボクセルが取り得る輝度値の範囲(0~255)を複数の領域(N:本実施形態では5)に区分する境界値(P0~P5)と、区分された複数の領域ごとの輝度値の増減量(O1~O5)が設定されている。
- [0043] 例えば図3(a)に示すようなグラフ31を用いて、コントロールパネル26を介してP0~P5で示される境界値の設定ポイントを左右に動かすことで領域の境界を設定することができる。同じくO1~O5は各領域の輝度値の増減量(オフセット値)を示すポイントであり、上下に動かすことで各領域のオフセット値を設定することができる。グラフ31の上限、下限値はそれぞれ100、-100としてあるが、一例を表したものであり入力及び出力データのとりうる範囲であればいくらかでも良い。なおP0或いはP5を動かしてオフセットの対象外となった入力輝度値に対してはオフセット処理を行なわないものとする。またP0及びP5は各ボクセルが取り得る輝度値の範囲の両端に固定することもできる。また、境界値(P0~P5)や、輝度値の増減量(O1~O5)の設定は、トグル、エンコーダもしくは液晶パネル上の調整ボタンなどを用いて行うことができる。
- [0044] また、図3(b)に示すように、境界値及び輝度値の増減量(オフセット値)は、コントロールパネル26を介して、表示ウィンドウ32内のO1~O5, P0~P5のそれぞれをプルダウンメニュー或いは直接数値入力により設定することもできる。また、図3(b)に示すように、境界値(P0~P5)により区切られた有効な領域数を、輝度調整領域数33(N=5)として表示することもできる。
- [0045] 図4はオフセット演算部16で行われる輝度値の変換処理のデータフロー図で

ある。図4に示すように、オフセット演算部16においてオフセットフィルタ処理が開始されたら、カウンタ*i*が0に初期化される(ステップ41)。続いて、3次元断層像ボリュームデータの各ボクセルの輝度値*m*(*i*)が読み込まれる(ステップ42)。*i*が全データ数(ボクセル数)より大きいかなかを判定して(ステップ43)、大きい場合(ステップ43でYesの場合)はオフセットフィルタ処理を終了する。一方、大きくないつまり3次元断層像ボリュームデータの全てのボクセルに対してオフセット処理が行なわれていない場合は、ステップ44へ進み、領域選択用カウンタ*n*が1に初期化される(ステップ44)。

[0046] 領域選択用カウンタ*n*が輝度調整領域数*N*よりも小さいかなかが判断され(ステップ45)、小さい場合(ステップ45でYes)、3次元断層像ボリュームデータの読み込まれた*i*番目の輝度値*m*(*i*)が*P*(*n*-1)と*P*(*n*)の範囲内かなかを判定される(ステップ46)。ステップ46でYesの場合、ステップ48において輝度値の増減量(オフセット値)*O*(*n*)が加算される(ステップ48)。一方、ステップ46でNoの場合は領域選択用カウンタ*n*を更新してステップ45へ戻る(ステップ47)。つまりステップ45～ステップ47のループによって、3次元断層像ボリュームデータの読み込まれた*i*番目の輝度値*m*(*i*)が境界値*P*(0)～*P*(*N*)で区分されるいずれかの領域に分類され、ステップ48において、区分された領域に応じた輝度値の増減量(オフセット値)*O*(*n*)が加算されている。ステップ48が終わった後、又はステップ45においてNoの場合、カウンタ*i*を更新してステップ42に戻る(ステップ49)。

[0047] 以上の処理により、3次元断層像ボリュームデータの全てのボクセルの輝度値に、境界値*P*(0)～*P*(*N*)で分割される領域毎の輝度値の増減量(オフセット値)*O*(*n*)が加算される。なお本実施形態ではオフセットテーブルを用いてオフセット処理を行う場合を示したが、これには限られない。例えばオフセット演算部に、3次元断層像ボリュームデータの各ボクセルの輝度値の入力に応じて、輝度値の増減量を出力する関数を設定しておき、この関数に基づいて各ボクセルの輝度値を増減することができる。

[0048] 次に、本実施形態のオフセット演算部16の被検体1への適用例と効果について

て説明する。図5は256階調の輝度値で表される胎児の頭部の断層画像の模式図である。断層画像51において、胎児表皮52の輝度値は128であるとする。また、胎児頭蓋53の輝度値は200であり、頭蓋内腔領域54の輝度値は32であるとする。さらに脳実質55の輝度値は80であり、脳室56の輝度値は16であるとする。なお胎児の頭部の周辺の背景については効果を簡便に説明するため、考えないこととする。

[0049] このような断層画像の集合からなる3次元断層像ボリュームデータに対してボリュームレンダリングにより3次元断層画像を構築する場合において、輝度の高いものを不透明に設定し、輝度の低いものを透明に設定するという一般的な不透明度設定にした際の3次元断層画像を図6に示す。図6に示すように、3次元断層画像61は、高輝度の胎児表皮52、胎児頭蓋53で殆どの出力輝度が決まってしまう胎児の頭部の表面がレンダリングされた3次元表面画像が構築される。

[0050] これに対して、本実施形態のオフセット演算部16を用いて、検者が所望する特定の組織として脳室56の視認性を高めたい場合は、図7に示すようにオフセットテーブルを設定する。すなわち、オフセットテーブルは、図7(a)に示すグラフ71及び図7(b)に示す表示ウィンドウ72のようになる。このとき、調整領域数Nは2であり、P0、P2は入力輝度の最小、最大値であり固定である。また、所望とする特定の目的部位のみを表示するためには、目的部位に加算する輝度値の増減量(オフセット値)01=255、目的部位以外に加算する輝度値の増減量(オフセット値)02=-255とすることが、最も目的部位を極端に3次元化する方法である。境界値P1は画像を確認しながら設定するため、コントロールパネル26より検者が設定可能である。

[0051] 図8は、図7に示すようなオフセットテーブルに基づいてオフセット演算部16によりオフセット演算がなされた3次元断層像ボリュームデータに基づいて生成された3次元断層像の模式図である。脳室56の輝度値は16でありP0(0)~P1(17)の範囲内であるため+255のオフセットがなされ、その他の組織はP1(17)~P2(255)の範囲内であるため-255のオフセットがなされる。したがって、

図8に示すように、3次元断層画像81は、脳室56の視認性が高められた3次元断層画像として生成され表示される。なおこの例のように最も小さい輝度値から任意の輝度値までを強調して表示したい場合は、パラメータ「表示しきい値」、及び輝度値の増減量(オフセット値)をトグル、エンコーダ或いは液晶パネル上の調整ボタン等により任意に設定することにより、簡便な操作で図8に示すような3次元断層画像を生成することができる。

[0052] 一方、検者が所望する特定の組織として脳実質55の視認性を高めたい場合は、図9に示すようにオフセットテーブルを設定する。すなわち、図5に示すように、脳実質55は内部に低輝度となる脳室56が存在し、周りには同じく低輝度の頭蓋内腔領域54が存在し、その周りには胎児頭蓋53が存在するので、視認性を高めたい輝度範囲は中間輝度にあたる一領域である。このため、オフセットテーブルは、図9(a)に示すグラフ91及び図9(b)に示す表示ウィンドウ92のように、調整領域数Nを3とし、 $P_0$ ,  $P_3$ は入力輝度の最小、最大値に固定し、輝度値の増減量(オフセット値) $O_1 = -255$ ,  $O_2 = 255$ ,  $O_3 = -255$ とする。境界値 $P_1$ ,  $P_2$ は画像を確認しながらコントロールパネル26を介して任意に設定することができる。

[0053] 図10は、図9に示すようなオフセットテーブルに基づいてオフセット演算部16によりオフセット演算がなされた3次元断層像ボリュームデータに基づいて生成された3次元断層像の模式図である。脳実質55の輝度値は80であり $P_1(75) \sim P_2(85)$ の範囲内であるため+255のオフセットがなされ、その他の組織は $P_0(0) \sim P_1(75)$ 或いは $P_2(85) \sim P_3(255)$ の範囲内であるため-255のオフセットがなされる。したがって、図10に示すように、3次元断層画像101は、脳実質55の視認性が高められた3次元断層画像として生成され表示される。なおこの例のように中間輝度にあたる任意の輝度範囲を強調して表示したい場合は、パラメータ「表示開始しきい値」、「表示終了しきい値」及び輝度値の増減量(オフセット値)をトグル、エンコーダ或いは液晶パネル上の調整ボタン等により任意に設定することにより、簡便な操作で図10に示すような3次元断層画像を生成することができる。

- [0054] なお、2つ以上の所望の特定組織(目的部位)がある場合、トグルやエンコーダでは設定が困難であるため、表示画面上の設定画面を直接エディットするのが好ましい。コントロールパネル26からディスプレイ上の液晶パネル上で輝度調整領域数Nの増減と、境界値P0-Pn、オフセット00-0nをコントロールパネル26におけるトラックボール操作、或いは表示部24上のタッチパネルより設定できる。また、表示ウィンドウ32内プルダウンメニュー(上下バー)を用いることでコントロールパネル26より設定することも可能である。
- [0055] また、本実施形態ではオフセットテーブルを検者がコントロールパネル26を介して調整する例を示したが、これには限られない。例えば輝度値が低い組織の視認性を高めるオフセットテーブル、輝度値が中間の組織の視認性を高めるオフセットテーブル、輝度値が高い組織の視認性を高めるオフセットテーブルなどのようにオフセットテーブルをデフォルトで複数用意しておいて、検者にどのオフセットテーブルを用いるかを選択させてもよい。これによれば、検者は簡便な操作で、所望の特定組織の視認性を高めた3次元断層画像を得ることができる。
- [0056] 続いて、図11~図13を用いて、オフセットテーブルを設定する際の補助画面となる2次元断層画像について説明する。図11は2次元断層画像及び輝度-不透明度マップの表示例を示す図である。図11(a)は2次元断層画像を示しており、図11(b)は輝度-不透明度マップを示している。図11(b)に示すように、輝度-不透明度マップ111は、縦軸、横軸にそれぞれ輝度値、不透明度をとった2次元テーブルを使用したカラーコードが設定されている。つまり輝度値及び不透明度/不透明度に応じてカラーコードが設定されている。また、図11(a)に示すように、2次元断層画像112は、輝度-不透明度マップ111のカラーコードに応じて色が付されている。輝度-不透明度マップ111中の破線は図2に示すピクセル値と不透明度の関係を示したものに相当し、入力輝度値に対する不透明度は一意に定まり、2次元断層画像112に表示されるピクセルの色は輝度-不透明度マップ111中の破線上にある1点に定まる。
- [0057] 2次元断層画像112の基となる断層像データは、断層像2次元座標変換部20に

よって生成される。断層像データは、検者がコントロールパネル26を介して指定した3次元断層像ボリュームデータの任意の断面の断層像データであり、オフセット演算部16によるオフセット処理はなされていない。この断層像データは画像合成部22に入力される。画像合成部22は、制御部28よりオフセットテーブルの境界値、輝度の増減量(オフセット値)、及び輝度-不透明度マップ111を取得している。

[0058] 画像合成部22は、オフセットテーブルに基づいて断層像2次元座標変換部20から入力された断層像データの輝度値をオフセットし、オフセットされた断層像データの各ボクセルに対して、輝度-不透明度マップ111に基づいて色を変換して2次元断層画像を生成する。例えば、輝度値がオフセットされた断層像データの各ボクセルの輝度値、不透明度を参照してRGBやYUVなどのカラー情報を有する数値に変換する。このようなカラーコード変換処理において、輝度-不透明度マップ111のように縦軸に輝度値を設定し、横軸に不透明度が低くなるほど入力データと相関のない彩度の高いカラーデータを設定することで、3次元断層画像において透過する領域、透過しない領域、その中間の領域を段階的に表示することができる。

[0059] 例えば図11において、2次元断層画像112では、3次元断層画像に支配的な不透明領域113、3次元断層画像に高く影響する透明度の低い中間領域114、3次元断層画像にあまり影響を与えない透明度の高い中間領域115、3次元断層画像には影響を与えない透明領域116が、輝度とは別の色相でエンコードして表示されている。その結果、検者は、境界値及び輝度値の増減量(オフセット値)が3次元断層画像に与える影響を直感的に把握することができ、検査効率を向上することができる。つまり、検者は、2次元断層画像112上のどの領域が3次元断層画像に反映されて、どの部位が反映されていないかを把握することができる。例えば透明領域116の領域は現在のオフセットテーブルの設定では3次元断層画像に反映されないから、反映させたければオフセットテーブルの設定を調整しなければならない、ということがわかる。

[0060] 図12は3次元断層画像と2次元断層画像と輝度-不透明度マップの表示の一例

を示す図である。図12に示すように、3次元断層画像121と、2次元断層画像122と、輝度-不透明度マップ123は並べて表示される。検者は、図12を参照することにより、不透明領域113は不透明に描画され、透明領域116は全く描画されず、中間領域114、115は半透明に描画されることを認識することができる。また、不透明領域113が強調されていることで目的部位を明瞭に可視化することができる。

[0061] 図13は3次元断層画像と2次元断層画像と輝度-不透明度マップの表示の一例を示す図である。図13に示すように、3次元断層画像131と、X-Y断層面における2次元断層画像132と、X-Z断層面における2次元断層画像133と、Y-Z断層面における2次元断層画像134と、輝度-不透明度マップ135を並べて表示することもできる。このように3方向からの断面を同時に表示することにより、より明白に可視化領域を検者に知らしめることができる。

[0062] 続いて、図14～図16を用いて、上記カラーコード変換処理において使用するカラー変換テーブル(輝度-不透明度マップ)の作成方法の例を説明する。図14はカラー変換テーブルの作成フローを示す図である。図14に記載されている記号P、0は上述の境界値 $P(n)$ 、輝度値の増減量(オフセット値) $0(n)$ を指すものとする。

[0063] また、図15、16において、本実施形態で使用するカラー変換テーブルOUTMAP[i]は合成後カラーマップテーブル、BWMAP[i]は断層像出力用RGB変換テーブル、COLMAP[i]は透明度設定用RGBカラーテーブルを示している。これらは入力iに対し、三原色であるR、G、Bの三要素を返すことにより自然色への変換を行うテーブルであり、それぞれ\*.R、\*.G、\*.BでRGBの3要素にアクセス可能なカラーマップテーブルである。iは入力輝度による階調を示し、0-255の256階調であることが多いが、任意の数が使用可能である。

[0064] 透明設定用RGBテーブルCOLMAPは、例えば階調要素iの全てに対し、\*.R=0、\*.G=255、\*.B=0を設定し、透明になるに従いグリーンになる設定をもちいても良いし、階調要素iに対して異なる色相や彩度、明度を設定することにより任意の視覚的效果を与えてもよい。

- [0065] 図14に示すように、カラーマップ変換処理を開始すると、カウンタ*i*によって表現される入力階調値(入力輝度値、エラスト値、もしくはその他の入力を示す)が0に初期化される(ステップ141)。続いて、カウンタ*i*とMmap(マップの持つ階調数)の大小比較をして(ステップ142)、*i*がMmapより小さければ(ステップ142でNo)、ステップ143へ進む。ステップ143において領域選択用カウンタ*n*が1に初期化され、選択された入力階調値*i*はステップ144及びステップ145により、境界値 $P(0) \sim P(N)$ で分割されるいずれかの領域に分類され、ステップ146にて選択された輝度値の増減量(オフセット値) $O(n)$ を*i*に加算した値を用いて不透明度テーブル $OPQ[n]$ を参照し、不透明度 $mm(i)$ を求め、この不透明度 $mm(i)$ を用いてステップ148において合成後カラーマップテーブル $OUTMAP[i]$ を作成する。
- [0066] ステップ146において使用される定数*v*は不透明度カラーの影響度を与えるパラメータで、通常1.0とする。ステップ143, ステップ147は領域選択用カウンタ*n*の初期化処理及び更新処理、ステップ149はカウンタ*i*の更新処理である。
- [0067] 図15はステップ148において合成後カラーマップテーブル $OUTMAP[i]$ を作成する処理の一例を示す図である。図15に示すように、ステップ151は $OUTMAP[i]$ の各要素を $BWMAP[i]$ 、 $OUTMAP[i]$ にそれぞれ係数 $mm(i)$ 、 $(1.0 - mm(i))$ を乗じて加算した値として算出している。
- [0068] これは例えば透明設定用RGBテーブル $COLMAP$ が階調要素*i*の全てに対し、 $*.R=0$ 、 $*.G=255$ 、 $*.B=0$ を設定した場合、不透明な入力階調値*i*を持つ場合、そのままの断層像輝度 $BWMAP[i]$ が出力され、透明な入力階調値*i*を持つ場合には不透明度が減少するに従い、だんだんと緑色の断層像イメージが出力されるカラーマップテーブル $OUTMAP[i]$ が作成されることを表す。
- [0069] すなわち、不透明な3次元ボクセルとして画像化される断層像の領域はそのままの白黒、もしくは設定された色調の断層像が表示され、透明な3次元ボクセルとして画像化される断層像の領域は設定された色調以外の透明度設定用カラーで表示され、不透明から透明になるに従い、透明度設定用カラーの割

合が強く断層像上に表示される。

- [0070] このとき、完全に不透明な入力階調値*i*の場合、完全に緑が発色されるが、ステップ146において使用される定数*v*を1.0以下(例えば0.9や0.8)にすることで半透明など発色の具合を調整することが可能である。これにより、完全に不透明な入力階調値*i*の領域が完全な緑ではなく半透明の緑となるので、検者は、その領域の形態などを視認することができる。
- [0071] 図16はステップ148において合成後カラーマップテーブルOUTMAP[*i*]を作成する処理の一例を示す図である。ステップ161では、透明度設定用RGBカラーテーブルは用意せず、固定の透明度設定用カラー値との合成色を、不透明度係数 $mm(i)$ を用いて計算し、合成後カラーマップテーブルOUTMAPを簡易的に作成している。
- [0072] 上記の2例はRGBカラーマップの各要素を、不透明度係数 $mm(i)$ をもちいて合成する方法の一例であるが、彩度、明度、色相をパラメータとして保持するHSV形式で色情報を保持し、 $mm(i)$ によってこれらのパラメータを変化させたものを用いて合成を行ってもよいし、出力形式はRGB形式に限定するものではなく、YUV方式であっても構わない。
- [0073] (実施形態2)
- 本発明を適用してなる超音波診断装置の第2の実施形態について図面を参照して説明する。図17は第2実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。第1実施形態と同様の構成については説明を省略する。
- [0074] 図17に示すように、超音波診断装置100には、整相加算部10から出力されるRF信号フレームデータを記憶し、少なくとも2枚のフレームデータを選択するRF信号フレームデータ選択部171と、被検体の生体組織の変位を計測する変位計測部172と、変位計測部172で計測された変位情報から歪み又は弾性率を求める弾性情報演算部173と、弾性情報演算部173で演算した歪み又は弾性率からカラー弾性画像を構成する弾性画像処理部174と、弾性画像処理部174からの出力信号を表示部24の表示に合うように変換する弾性像2次元座標変換部177が備えられている。

- [0075] また、弾性画像処理部174からの出力信号に基づいて3次元弾性データへの座標変換を行ない、弾性像ボリュームデータを作成する弾性像ボリュームデータ生成部175と、弾性像ボリュームデータ生成部175からの出力信号に基づいて、2次元投影面上の各ピクセルの視線方向に存在する弾性像ボリュームデータに対し、ボリュームレンダリング、最大値、最小値投影、あるいは平均処理を行う弾性像ボリュームレンダリング部176を備えている。
- [0076] RF信号フレームデータ選択部171は、整相加算部10からの複数のRF信号フレームデータを格納し、格納されたRF信号フレームデータ群から1組すなわち2つのRF信号フレームデータを選択する。例えば、整相加算部10から時系列すなわち画像のフレームレートに基づいて生成されるRF信号フレームデータをRF信号フレームデータ選択部171に順次記憶し、記憶されたRF信号フレームデータ(N)を第1のデータとして選択すると同時に、時間的に過去に記憶されたRF信号フレームデータ群(N-1、N-2、N-3…N-M)の中から1つのRF信号フレームデータ(X)を選択する。なお、ここでN、M、XはRF信号フレームデータに付されたインデックス番号であり、自然数とする。
- [0077] そして、変位計測部172は、選択された1組のデータすなわちRF信号フレームデータ(N)及びRF信号フレームデータ(X)から1次元或いは2次元相関処理を行って、断層画像の各点に対応する生体組織における変位や移動ベクトルすなわち変位の方向と大きさに関する1次元又は2次元変位分布を求める。ここで、移動ベクトルの検出にはブロックマッチング法を用いる。ブロックマッチング法とは、画像を例えばN×N画素からなるブロックに分け、関心領域内のブロックに着目し、着目しているブロックに最も近似しているブロックを前のフレームから探し、これを参照して予測符号化すなわち差分により標本値を決定する処理を行うものである。
- [0078] 弾性情報演算部173は、変位計測部172から出力される計測値、例えば移動ベクトルと、圧力計測部178から出力される圧力値とから断層画像上の各点に対応する生体組織の歪みや弾性率を演算し、その歪みや弾性率に基づいて弾性画像信号すなわち弾性フレームデータを生成するものである。

- [0079] このとき、歪みのデータは、生体組織の移動量例えば変位を空間微分することによって算出される。また、圧力計測部178に示すような圧力計測機能を備えた構成では、弾性率を算定することができ、弾性データとして弾性率を使用することも可能である。弾性率のデータは、圧力の変化を歪みの変化で除することによって計算される。例えば、変位計測部172により計測された変位を $L(X)$ 、圧力計測部178により計測された圧力を $P(X)$ とすると、歪み $\Delta S(X)$ は、 $L(X)$ を空間微分することによって算出することができるから、 $\Delta S(X) = \Delta L(X) / \Delta X$ という式を用いて求められる。また、弾性率データのヤング率 $Y_m(X)$ は、 $Y_m = (\Delta P(X)) / \Delta S(X)$ という式によって算出される。このヤング率 $Y_m$ から断層画像の各点に相当する生体組織の弾性率が求められるので、2次元の弾性画像データを連続的に得ることができる。なお、ヤング率とは、物体に加えられた単純引張り応力と、引張りに平行に生じるひずみに対する比である。
- [0080] 弾性画像処理部174は、フレームメモリと画像処理部とを含んで構成されており、弾性情報演算部173から時系列に出力される弾性フレームデータをフレームメモリに確保し、確保されたフレームデータに対し画像処理を行うものである。また、弾性画像処理部174ではRF信号フレームデータ選択部171又は変位計測部172又は弾性情報演算部173の出力情報から弾性画像のエラーを評価し、出力画像のマスキングを行っている。
- [0081] 弾性像2次元座標変換部177は、弾性画像処理部174からの弾性フレームデータをモニタに合わせて座標変換する。なお、超音波探触子2は、制御部28からの制御信号によりモータ駆動、或いは手動で短軸方向にスキャン可能である。また、手動であっても磁気センサ179を備えた構成である場合には、磁気センサ179からの位置情報を用いることにより、圧迫量や短軸位置を検出することも可能である。
- [0082] 弾性像ボリュームデータ生成部175は弾性画像処理部174より3次元弾性データへの座標変換を行い、弾性像ボリュームレンダリング部176は、出力する2次元投影面上の各ピクセルの視線方向に存在するボリュームデータに対し、

ボリュームレンダリング、最大値、最小値投影、あるいは平均処理を行う。

[0083] 画像合成部22は断層像及び弾性像ボリュームレンダリング部で作成した断層データと歪み/弾性データと合成するものである。合成画像の各画素の輝度情報及び色相情報は、白黒断層画像とカラー弾性画像の各情報を合成割合で加算し、RGB変換を行って表示部24に表示する画像を作成するものである。

[0084] ここで、オフセット演算部16は断層像ボリュームデータ生成部14より出力される3次元断層像ボリュームデータを、3次元弾性像データを用いて輝度変換し、断層像ボリュームレンダリング部18に転送する。言い換えれば、本実施形態のオフセット演算部16は、弾性像ボリュームデータ生成部175から出力される3次元弾性像ボリュームデータの各ボクセルの弾性値に応じて、断層像ボリュームデータ生成部14から出力される3次元断層像ボリュームデータの対応する各ボクセルの輝度値を増減するものである。

[0085] なお、弾性像データとは上記の方法によって計算される歪値、ヤング率、縦弾性率、横弾性率など、硬さを表す弾性パラメータの総称であり、特定の1つを指すものではないものとする。

[0086] 続いて、本実施形態の超音波診断装置の特徴部について説明する。図18はオフセット演算部16で用いられるオフセットテーブルの設定画面の一例を示す図である。図18(a)(b)は、それぞれオフセットテーブルを設定する一例である。

[0087] 図18に示すように、オフセットテーブルは、3次元弾性像ボリュームデータの各ボクセルが取り得る弾性値の範囲(0~255)を複数の領域(N:本実施形態では5)に区分する境界値(E0~E5)と、区分された複数の領域ごとの輝度値の増減量(O1~O5)が設定されている。

[0088] 例えば図18(a)に示すようなグラフ181を用いて、コントロールパネル26を介してE0~E5で示される境界値の設定ポイントを左右に動かすことで領域の境界を設定することができる。同じくO1~O5は各領域の輝度値の増減量(オフセット値)を示すポイントであり、上下に動かすことで各領域のオフセット値を設定することができる。グラフ181の上限、下限値はそれぞれ100、-100と

してあるが、一例を表したものであり入力及び出力データのとりうる範囲であればいくらかでも良い。なおE0或いはE5を動かしてオフセットの対象外となった入力弾性値に対してはオフセット処理を行なわないものとする。またE0及びE5は各ボクセルが取り得る弾性値の範囲の両端に固定することもできる。また、境界値(E0~E5)や、輝度値の増減量(01~05)の設定は、トグル、エンコーダもしくは液晶パネル上の調整ボタンなどを用いて行うことができる。

[0089] また、図18(b)に示すように、境界値及び輝度値の増減量(オフセット値)は、コントロールパネル26を介して、表示ウィンドウ182内の01~05, E0~E5のそれぞれをプルダウンメニュー或いは直接数値入力により設定することもできる。また、図18(b)に示すように、境界値(E0~E5)により区切られた有効な領域数を、輝度調整領域数183(N=5)として表示することもできる。

[0090] 図19はオフセット演算部16で行われる輝度値の変換処理のデータフロー図である。図19に示すように、オフセット演算部16においてオフセットフィルタ処理が開始されたら、カウンタ*i*が0に初期化される(ステップ191)。続いて、3次元断層像ボリュームデータの各ボクセルの輝度値*m*(*i*)及び3次元弾性像ボリュームデータの各ボクセルの弾性値*e*(*i*)が読み込まれる(ステップ192)。*i*が全データ数(ボクセル数)より大きいか否かを判定して(ステップ193)、大きい場合(ステップ193でYesの場合)はオフセットフィルタ処理を終了する。一方、大きくないつまり3次元断層像ボリュームデータの全てのボクセルに対してオフセット処理が行なわれていない場合は、ステップ194へ進み、領域選択用カウンタ*n*が1に初期化される(ステップ194)。

[0091] 領域選択用カウンタ*n*が輝度調整領域数Nよりも小さいか否かが判断され(ステップ195)、小さい場合(ステップ195でYes)、3次元弾性像ボリュームデータの読み込まれた*i*番目の弾性値*e*(*i*)がE(*n*-1)とE(*n*)の範囲内か否か判定される(ステップ196)。ステップ196でYesの場合、ステップ198において輝度値の増減量(オフセット値)*o*(*n*)が、3次元断層像ボリュームデータの対応するボクセルの輝度値に加算される(ステップ198)。一方、ステップ196でNoの場合は領

域選択用カウンタ $n$ を更新してステップ195へ戻る(ステップ197)。

[0092] つまりステップ195～ステップ197のループによって、3次元弾性像ボリュームデータの読み込まれた $i$ 番目の弾性値 $e(i)$ が境界値 $E(0) \sim E(N)$ で区分されるいずれかの領域に分類され、ステップ198において、区分された領域に応じた輝度値の増減量(オフセット値) $0(n)$ が、3次元断層像ボリュームデータの対応するボクセルの輝度値に加算されている。ステップ198が終わった後、又はステップ195において $N_0$ の場合、カウンタ $i$ を更新してステップ192に戻る(ステップ199)。

[0093] 以上の処理により、3次元断層像ボリュームデータの全てのボクセルの輝度値に、境界値 $E(0) \sim E(N)$ で分割される領域毎の輝度値の増減量(オフセット値) $0(n)$ が加算される。なお本実施形態ではオフセットテーブルを用いてオフセット処理を行う場合を示したが、これには限られない。例えばオフセット演算部に、3次元弾性像ボリュームデータの各ボクセルの弾性値の入力に応じて、3次元断層像ボリュームデータの対応するボクセルの輝度値の増減量を出力する関数を設定しておき、この関数に基づいて3次元断層像ボリュームデータの対応するボクセルの輝度値を増減することができる。

[0094] 画像合成部22は、第1実施形態と同様に、断層像2次元座標変換部20から出力と断層像ボリュームレンダリング部18からの出力に基づいて、2次元断層画像と3次元断層画像を表示する。本実施形態ではこれに加えて、画像合成部22に弾性像ボリュームレンダリング部176からの出力に基づいて、3次元弾性像ボリュームデータを2次元投影面に投影した3次元弾性画像を表示することもできる。

[0095] 本実施形態によれば、検者は、所望する特定の組織の弾性値(組織の硬さ或いは軟らかさ)に着目して、特定の弾性値を有する組織の視認性を高めた3次元断層画像を生成することができる。例えば、所望する特定の組織がどの程度の弾性値になるかを把握していれば、あらかじめその弾性値付近に対応する輝度値の増量(オフセット量)を大きくすることができる。一方、硬い(或いは軟らかい)組織を観察したいといった場合には、高い(或いは低い)弾性値に

対応する輝度値の増量(オフセット量)を大きくしておけば、硬い(或いは軟らかい)組織の視認性が高い3次元断層画像が表示されるので、硬い(或いは軟らかい)組織の観察が容易になる。

[0096] (実施形態3)

本発明を適用してなる超音波診断装置の第3の実施形態について図面を参照して説明する。図20は第3実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。図20に示すように、本実施形態は、第2実施形態の超音波診断装置に対して、弾性像ボリュームデータ生成部175の出力を断層像ボリュームレンダリング部18に入力し、断層像ボリュームレンダリング部18が3次元弾性像ボリュームデータを参照できるようにした点が異なる。その他の第2実施形態と同様の部分の説明は省略する。本実施形態は、3次元断層像ボリュームデータと3次元弾性像ボリュームデータの両方を用いて検者の求める3次元断層画像の生成を行う機能を有するものである。

[0097] 本実施形態において、オフセット演算部16は、第1実施形態と同様に3次元断層像ボリュームデータの各ボクセルの輝度値に応じてこの各ボクセルの輝度値を増減するよう構成されている。

[0098] また、コントロールパネル26は弾性値によるしきい値を設定する機能を有し、コントロールパネル26より設定された弾性値しきい値情報は制御部28を介して断層像ボリュームレンダリング部18に設定される。本実施形態における断層像ボリュームレンダリング部18は、前述の式(1)、(2)を用いて断層像のボリュームレンダリングを行う際に、各ボクセルの弾性値が弾性値しきい値を上回っている(あるいは下回っている)場合、当該ボクセルについて式(1)における不透明度 $A_i$ をゼロにする。

[0099] これにより、入力輝度値がオフセット演算処理により輝度変換され、不透明度テーブルに照らし合わせた結果、不透明、すなわち表示されるべき輝度値となっても、弾性値が目的の領域にない場合に、透明化する。その結果、目的の弾性値であり、かつ目的の輝度値の範囲内のボクセルデータ(輝度データ)のみを可視化することが可能である。

- [0100] 図21は本実施形態の処理により目的の弾性値であり、かつ目的の輝度値の範囲内のボクセルデータ(輝度データ)のみを可視化した場合の表示例である。図21に示すように、目的の弾性値であり、かつ目的の輝度値の範囲内のボクセルデータ(輝度データ)のみを可視化した3次元断層画像211と、3次元断層画像211の任意断面における断層画像と弾性画像を重畳した画像212~213を並べて表示することができる。
- [0101] これらの画像212~214は断層像2次元座標変換部20、弾性像2次元座標変換部177で生成され、画像合成部22においてカラーコード化処理後、 $\alpha$ ブレンドリングなどの手法を用いて重畳される。なお、これらの画像212~213は図に示すように3枚だけでなく、任意の数のスライス像を同時表示することも可能である。
- [0102] 弾性像ボリュームレンダリング部176はコントロールパネル26より設定された弾性値しきい値を用いて、表示したい範囲の弾性値を不透明度1.0で、そうでない範囲の不透明度を0.0として有効表示範囲の画像の表面だけを可視化することができる。また、断層像ボリュームデータ生成部14の入力輝度を参照し、入力輝度の不透明度がゼロでない領域の弾性値を不透明度1.0で、そうでない範囲の不透明度を0.0として有効表示範囲の画像の表面だけを可視化することができる。
- [0103] 図22は本実施形態の処理により目的の弾性値であり、かつ目的の輝度値の範囲内のボクセルデータ(輝度データ)のみを可視化した場合の表示例である。図22に示すように、3次元断層弾性画像221と、3次元断層弾性画像221の任意断面における断層画像と弾性画像を重畳した画像222~224を並べて表示することができる。3次元断層弾性画像221は、上記の方法をもちいて画像表面の弾性値を3次元化した画像と、目的の弾性値でかつ目的の輝度値の範囲のボクセルデータ(輝度データ)を3次元化した画像を画像合成部22において $\alpha$ ブレンドリングなどの手法を用いて重畳したものである。3次元断層画像211に比べ、弾性画像による色付けが行われることから、硬さに関する情報を直感的に判別することができる。

[0104] 図23は上述の段落0099で説明した弾性値によるしきい値を用いた3次元断層画像の表示例を示す図である。このとき、実施例ではオフセット演算処理を備えているが、輝度によるオフセットフィルタの設定は行なわれていない場合を示している。図23(a), (b), (c)はそれぞれ、しきい値なし(全て表示)の場合の3次元断層画像231、しきい値を中間値(軟部組織を一部非表示)にした場合の3次元断層画像232、しきい値を高値(硬部組織のみ表示)にした場合の3次元断層画像233を示している。

[0105] 例えば3次元断層画像231では、ファントム内部に形成されている内部が低輝度を呈する円筒状の硬部組織の奥行方向の形状が見え難い。これに対して3次元断層画像232, 233のように弾性値のしきい値の設定を変更することにより、除々にファントム内部に形成されている円筒状の低輝度領域を見え易くすることができる。

[0106] 図24は弾性値によるしきい値を用いて表示したい範囲の弾性値を変化させた場合の3次元弾性画像の表示例を示す図である。図24(a), (b), (c)はそれぞれ、しきい値なし(全て表示)の場合の3次元弾性画像241、しきい値を中間値(軟部組織を一部非表示)にした場合の3次元弾性画像242、しきい値を高値(硬部組織のみ表示)にした場合の3次元弾性画像243を示している。

[0107] この例の場合も同様に、3次元弾性画像241では、ファントム内部に形成されている円筒状の低輝度領域が見え難いが、3次元弾性画像242, 243のように弾性値のしきい値の設定を変更することにより、除々にファントム内部に形成されている円筒状の低輝度領域が見え易くすることができる。

[0108] 図25は図23、図24に示した3次元断層画像と3次元弾性画像のRGB変換後のRGB各要素を、重みをかけて加算する $\alpha$ ブレンディングを用いて重畳した画像例である。すなわち、図25(a), (b), (c)はそれぞれ、しきい値なし(全て表示)の場合の3次元断層弾性画像251、しきい値を中間値(軟部組織を一部非表示)にした場合の3次元断層弾性画像252、しきい値を高値(硬部組織のみ表示)にした場合の3次元断層弾性画像253を示している。

[0109] この例の場合も同様に、3次元断層弾性画像251では、ファントム内部に形

成されている円筒状の低輝度領域が見え難いが、3次元断層弾性画像252, 253のように弾性値のしきい値の設定を変更することにより、除々にファントム内部に形成されている円筒状の低輝度領域を見え易くすることができる。また、3次元断層画像と3次元弾性画像を重畳表示することにより、検者に対してより一層診断に適した画像を提供することができる。

- [0110] 次に、上述の段落0099にて説明した弾性値によるしきい値処理を用いて、かつ輝度によるオフセットフィルタの設定を行った場合の画像表示例を図26、図27に示す。オフセットについては、低輝度な目的の観察部位を強調し、それ以上の高輝度部位を抑制するように設定されている。
- [0111] 図26は上述の段落0099で説明した弾性値によるしきい値を用いて、かつ輝度によるオフセットフィルタの設定を行った場合の3次元断層画像の表示例を示す図である。図26(a), (b), (c)はそれぞれ、しきい値なし(全て表示)の場合の3次元断層画像261、しきい値を中間値(軟部組織を一部非表示)にした場合の3次元断層画像262、しきい値を高値(硬部組織のみ表示)にした場合の3次元断層画像263を示している。
- [0112] 例えば3次元断層画像261では、ファントム内部に形成されている内部が低輝度を呈する円筒状の硬部組織の奥行方向の形状が見え難い。これに対して3次元断層画像262, 263のように弾性値のしきい値の設定を変更することにより、除々にファントム内部に形成されている円筒状の低輝度領域を見え易くすることができる。
- [0113] 図27は、図26に示した3次元断層画像と、弾性値によるしきい値を用いて、かつ輝度によるオフセットフィルタの設定を行った場合の3次元弾性画像のRGB変換後のRGB各要素を、重みをかけて加算する $\alpha$ ブレンディングを用いて重畳した画像例である。すなわち、図27(a), (b), (c)はそれぞれ、しきい値なし(全て表示)の場合の3次元断層弾性画像271、しきい値を中間値(軟部組織を一部非表示)にした場合の3次元断層弾性画像272、しきい値を高値(硬部組織のみ表示)にした場合の3次元断層弾性画像273を示している。
- [0114] この例の場合も同様に、3次元断層弾性画像271では、ファントム内部に形

成されている円筒状の低輝度領域が見え難いが、3次元断層弾性画像272、273のように弾性値のしきい値の設定を変更することにより、除々にファントム内部に形成されている円筒状の低輝度領域を見え易くすることができる。また、3次元断層画像と3次元弾性画像を重畳表示することにより、検者に対してより一層診断に適した画像を提供することができる。

[0115] また、図26、図27に示すとおり、弾性値によるしきい値処理を用いて、かつ輝度によるオフセットフィルタの設定を行った場合、オフセット処理により低輝度な目的の観察部位が強調されて高輝度に表示されており、高輝度な周辺部位の一部が抑制されている。一方、しきい値処理は硬部組織を表示し、軟部組織を除去するように設定されており、硬い目的の観察部位が表示され、柔らかい周辺部位の一部が除去されている。結果として、オフセット処理およびしきい値処理のいずれか片方では除去できない不要な部位が3次元画像から除去され、図23、図25に比べて目的の観察部位をより強調して表示することができる。

[0116] なお上述の各実施形態は、主に超音波診断装置、及び超音波画像生成方法について説明したものであるが、本発明はこれには限定されない。例えば、あらかじめ超音波診断装置で生成された被検体の3次元断層像ボリュームデータに対してオフラインで3次元断層画像を生成するPC等の超音波画像処理装置に適用することができる。また本発明をPC等の医用画像処理装置に組み込まれる超音波画像処理プログラムとすることもできる。

[0117] すなわち、本発明を適用してなるPC等の超音波画像処理装置は、超音波探触子で計測された被検体の複数断層面の反射エコー信号に基づいて生成された3次元断層像ボリュームデータが格納されるメモリと、このメモリに格納された3次元断層像ボリュームデータに基づいて2次元投影面に少なくとも一の視線方向から見た3次元断層画像を生成する断層像ボリュームレンダリング部と、3次元断層画像を表示する表示部とを備えて構成することができる。

[0118] そして、3次元断層像ボリュームデータの各ボクセルの輝度値に応じてこの各ボクセルの輝度値を増減するオフセット演算部を備えており、オフセット

演算部の各ボクセルの輝度値の増減量は入力インターフェースを介して調整可能であり、断層像ボリュームレンダリング部は、オフセット演算部により輝度値がオフセットされた3次元断層像ボリュームデータに基づいて3次元断層画像を生成するよう構成することができる。

[0119] また、この超音波画像処理装置において、メモリに被検体の複数断層面の反射エコー信号に基づいて生成された3次元弾性像ボリュームデータが格納される場合、オフセット演算部は、3次元弾性像ボリュームデータの各ボクセルの弾性値に応じて、3次元断層像ボリュームデータの対応する各ボクセルの輝度値を増減するよう構成することができる。

[0120] 検者は例えば超音波診断装置等で生成された被検体の3次元断層像ボリュームデータをUSB、CD-ROMなどの情報記録媒体に保存して画像入力部を介してPC等の超音波画像処理装置に入力する。或いは情報記録媒体を用いずにネットワーク経由で被検体の3次元断層像ボリュームデータを入力することもできる。

[0121] すると超音波画像処理装置は、超音波画像処理プログラムとして、3次元断層像ボリュームデータの各ボクセルの輝度値に応じてこの各ボクセルの輝度値を増減するステップと、輝度値がオフセットされた3次元断層像ボリュームデータに基づいて2次元投影面に少なくとも一の視線方向から見た3次元断層画像を生成するステップと、生成された3次元断層画像を表示するステップとを実行する。

[0122] また、超音波画像処理プログラムに、被検体の複数断層面の反射エコー信号に基づいて3次元弾性像ボリュームデータを生成するステップを組み込んだ場合、各ボクセルの輝度値を増減するステップは、3次元弾性像ボリュームデータの各ボクセルの弾性値に応じて、3次元断層像ボリュームデータの対応する各ボクセルの輝度値を増減するよう構成することができる。

[0123] これによれば、検者はオフラインで超音波処理装置の入力インターフェースを介してオフセット演算部の各ボクセルの輝度値の増減量を調整することができるので、特定の輝度値を有する組織のみを強調した3次元断層画像を生

成することができる。したがって、所望する特定の組織の輝度値を増量調整するか、所望する特定の組織以外の組織の輝度値を減量調整するか、或いはこの両方の調整を行うことにより、所望する特定の組織の視認性を高めた3次元断層画像を生成することができる。例えば、所望する特定の組織がどの程度の輝度値になるかを把握していれば、あらかじめその輝度値付近に対応する輝度値の増量(オフセット量)を大きくすることができる。また、例えば生成された3次元断層画像を見たときに、高輝度組織の裏に所望の特定組織が隠れて見え難い場合は、高い輝度値付近に対応する輝度値の減量(オフセット量)を大きくすれば、壁となっていた高輝度組織が3次元断層画像に反映され難くなるので、所望の特定組織の視認性を高めることができる。

[0124] また検者は、オフラインで超音波処理装置の入力インターフェースを介してオフセット演算部の各ボクセルの輝度値の増減量を、所望する特定の組織の弾性値(組織の硬さ或いは軟らかさ)に着目して調整することができるので、特定の弾性値を有する組織の視認性を高めた3次元断層画像を生成することができる。例えば、所望する特定の組織がどの程度の弾性値になるかを把握していれば、あらかじめその弾性値付近に対応する輝度値の増量(オフセット量)を大きくすることができる。一方、硬い(或いは軟らかい)組織を観察したいといった場合には、高い(或いは低い)弾性値に対応する輝度値の増量(オフセット量)を大きくしておけば、硬い(或いは軟らかい)組織を探して観察することができる。

### 符号の説明

[0125] 1 被検体、2 超音波探触子、4 送信部、6 受信部、8 超音波送受信制御部、10 整相加算部、12 断層画像処理部、14 断層像ボリュームデータ生成部、16 オフセット演算部、18 断層像ボリュームレンダリング部、20 断層像2次元座標変換部、22 画像合成部、24 表示部、26 コントロールパネル、28 制御部、111, 123, 135 輝度-不透明度マップ、171 RF信号フレームデータ選択部、172 変位計測部、173 弾性情報演算部、174 弾性画像処理部、175 弾性像ボリュームデータ生成部、176 弾性像ボリュームレ

ンダリング部、177 弾性像2次元座標変換部

## 請求の範囲

[請求項1] 被検体との間で超音波を送受信する超音波探触子と、該超音波探触子で計測された前記被検体の複数断層面の反射エコー信号に基づいて3次元断層像ボリュームデータを生成する断層像ボリュームデータ生成部と、前記3次元断層像ボリュームデータに基づいて2次元投影面に少なくとも一の視線方向から見た3次元断層画像を生成する断層像ボリュームレンダリング部と、前記3次元断層画像を表示する表示部とを備えてなる超音波診断装置であって、

前記3次元断層像ボリュームデータの各ボクセルの輝度値に応じて該各ボクセルの輝度値を増減するオフセット演算部を備え、

前記オフセット演算部の前記各ボクセルの輝度値の増減量は入力インターフェースを介して調整可能であり、

前記断層像ボリュームレンダリング部は、前記オフセット演算部により輝度値がオフセットされた3次元断層像ボリュームデータに基づいて前記3次元断層画像を生成する超音波診断装置。

[請求項2] 請求項1の超音波診断装置において、

前記被検体の複数断層面の反射エコー信号に基づいて3次元弾性像ボリュームデータを生成する弾性像ボリュームデータ生成部を備え、

前記オフセット演算部は、前記3次元弾性像ボリュームデータの各ボクセルの弾性値に応じて、前記3次元断層像ボリュームデータの対応する各ボクセルの輝度値を増減する超音波診断装置。

[請求項3] 請求項1又は2の超音波診断装置において、

前記オフセット演算部は、前記3次元断層像ボリュームデータの各ボクセルが取り得る輝度値の範囲又は前記3次元弾性像ボリュームデータの各ボクセルが取り得る弾性値の範囲を複数の領域に区分する境界値と、区分された複数の領域ごとの輝度値の増減量が設定された複数のオフセットテーブルを備え、

前記複数のオフセットテーブルから前記入力インターフェースを介

して選択されたオフセットテーブルに基づいて前記3次元断層像ボリュームデータの各ボクセルの輝度値を増減する超音波診断装置。

[請求項4]

請求項3の超音波診断装置において、

前記入カインターフェースを介して前記オフセットテーブルの前記境界値と前記増減量を調整可能である超音波診断装置。

[請求項5]

請求項1の超音波診断装置において、

前記断層像ボリュームレンダリング部は、前記3次元断層像ボリュームデータの各ボクセルの輝度値に応じて透明度/不透明度が設定されたオパシティーテーブルを有し、前記3次元断層像ボリュームデータの前記少なくとも一の視線方向の視線上の各ボクセルの輝度値及び前記オパシティーテーブルに基づく透明度/不透明度に基づいて前記3次元断層画像を生成する超音波診断装置。

[請求項6]

請求項1の超音波診断装置において、

前記断層像ボリュームレンダリング部は、前記3次元断層像ボリュームデータの各ボクセルの輝度値に応じて透明度/不透明度及びカラーコードが設定された輝度－不透明度マップを有し、該輝度－不透明度マップに基づいて前記輝度値がオフセットされた3次元断層像ボリュームデータの少なくとも一の断面の断層像データの各ボクセルの色を変換して2次元断層画像を生成する手段を備え、

前記表示部は、前記3次元断層画像と前記2次元断層画像と前記輝度－不透明度マップを表示する超音波診断装置。

[請求項7]

請求項2の超音波診断装置において、

前記オフセット演算部は、前記3次元断層像ボリュームデータの各ボクセルの輝度値に応じて該各ボクセルの輝度値を増減し、

前記断層像ボリュームレンダリング部は、前記3次元弾性像ボリュームデータの各ボクセルの弾性値に応じて該各ボクセルの透明/不透明度を増減し、前記3次元断層像ボリュームデータの各ボクセルの増減された輝度値及び増減された透明/不透明度に基づいて前記3次元断

層画像を生成する超音波診断装置。

[請求項8]

請求項2の超音波診断装置において、

前記3次元弾性像ボリュームデータに基づいて2次元投影面に少なくとも一の視線方向から見た3次元弾性画像を生成する弾性像ボリュームレンダリング部と、前記断層像ボリュームレンダリング部により生成された3次元断層画像と前記弾性像ボリュームレンダリング部により生成された3次元弾性画像とを重畳して3次元断層弾性画像を生成する画像合成部を有し、

前記表示部は、前記3次元断層弾性画像を表示する超音波診断装置

。

[請求項9]

超音波探触子で計測された被検体の複数断層面の反射エコー信号に基づいて生成された3次元断層像ボリュームデータが格納されるメモリと、該メモリに格納された3次元断層像ボリュームデータに基づいて2次元投影面に少なくとも一の視線方向から見た3次元断層画像を生成する断層像ボリュームレンダリング部と、前記3次元断層画像を表示する表示部とを備えてなる超音波画像処理装置であって、

前記3次元断層像ボリュームデータの各ボクセルの輝度値に応じて該各ボクセルの輝度値を増減するオフセット演算部を備え、

前記オフセット演算部の前記各ボクセルの輝度値の増減量は入力インターフェースを介して調整可能であり、

前記断層像ボリュームレンダリング部は、前記オフセット演算部により輝度値がオフセットされた3次元断層像ボリュームデータに基づいて前記3次元断層画像を生成する超音波画像処理装置。

[請求項10]

請求項9の超音波画像処理装置において、

前記メモリは、前記被検体の複数断層面の反射エコー信号に基づいて生成された3次元弾性像ボリュームデータが格納され、

前記オフセット演算部は、前記3次元弾性像ボリュームデータの各ボクセルの弾性値に応じて、前記3次元断層像ボリュームデータの対

応する各ボクセルの輝度値を増減する超音波画像処理装置。

[請求項11]

超音波探触子で計測された被検体の複数断層面の反射エコー信号に基づいて生成された3次元断層像ボリュームデータに基づいて2次元投影面に少なくとも一の視線方向から見た3次元断層画像を生成するステップと、

前記3次元断層画像を表示するステップとを備えてなる超音波画像処理プログラムであって、

前記3次元断層像ボリュームデータの各ボクセルの輝度値に応じて該各ボクセルの輝度値を増減するステップを備え、

前記各ボクセルの輝度値を増減するステップにおける前記各ボクセルの輝度値の増減量は入力インターフェースを介して調整可能であり、

前記3次元断層画像を生成するステップは、前記輝度値がオフセットされた3次元断層像ボリュームデータに基づいて前記3次元断層画像を生成する超音波画像処理プログラム。

[請求項12]

請求項11の超音波画像処理プログラムにおいて、

前記被検体の複数断層面の反射エコー信号に基づいて3次元弾性像ボリュームデータを生成するステップを備え、

前記各ボクセルの輝度値を増減するステップは、前記3次元弾性像ボリュームデータの各ボクセルの弾性値に応じて、前記3次元断層像ボリュームデータの対応する各ボクセルの輝度値を増減する超音波画像処理プログラム。

[請求項13]

超音波探触子で計測された被検体の複数断層面の反射エコー信号に基づいて生成された3次元断層像ボリュームデータに基づいて2次元投影面に少なくとも一の視線方向から見た3次元断層画像を生成するステップと、

前記3次元断層画像を表示するステップとを備えてなる超音波画像生成方法であって、 前記3次元断層像ボリュームデータの各ボクセル

ルの輝度値に応じて該各ボクセルの輝度値を増減するステップを備え

、

前記各ボクセルの輝度値を増減するステップにおける前記各ボクセルの輝度値の増減量は入力インターフェースを介して調整可能であり

、

前記3次元断層画像を生成するステップは、前記輝度値がオフセットされた3次元断層ボリュームデータに基づいて前記3次元断層画像を生成する超音波画像生成方法。

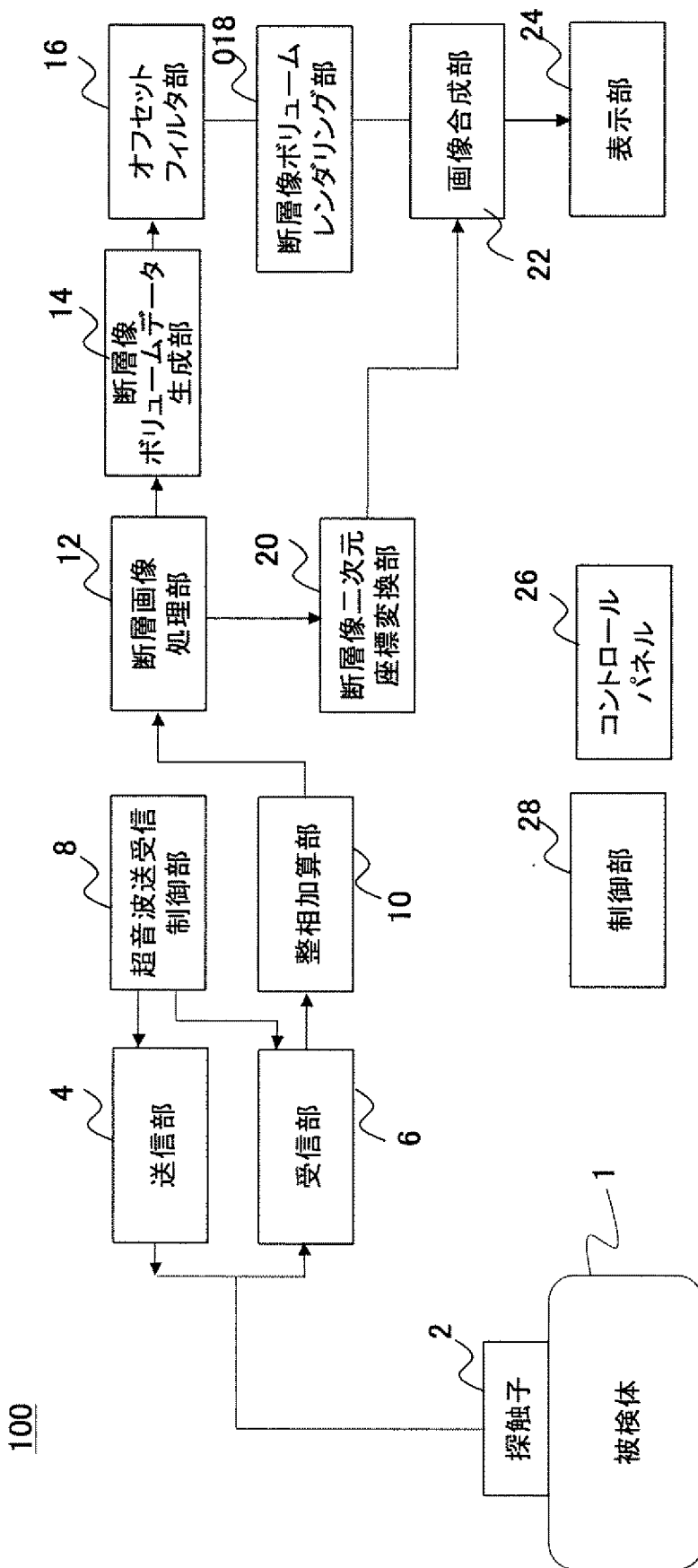
[請求項14]

請求項13の超音波画像生成方法において、

前記被検体の複数断層面の反射エコー信号に基づいて3次元弾性像ボリュームデータを生成するステップを備え、

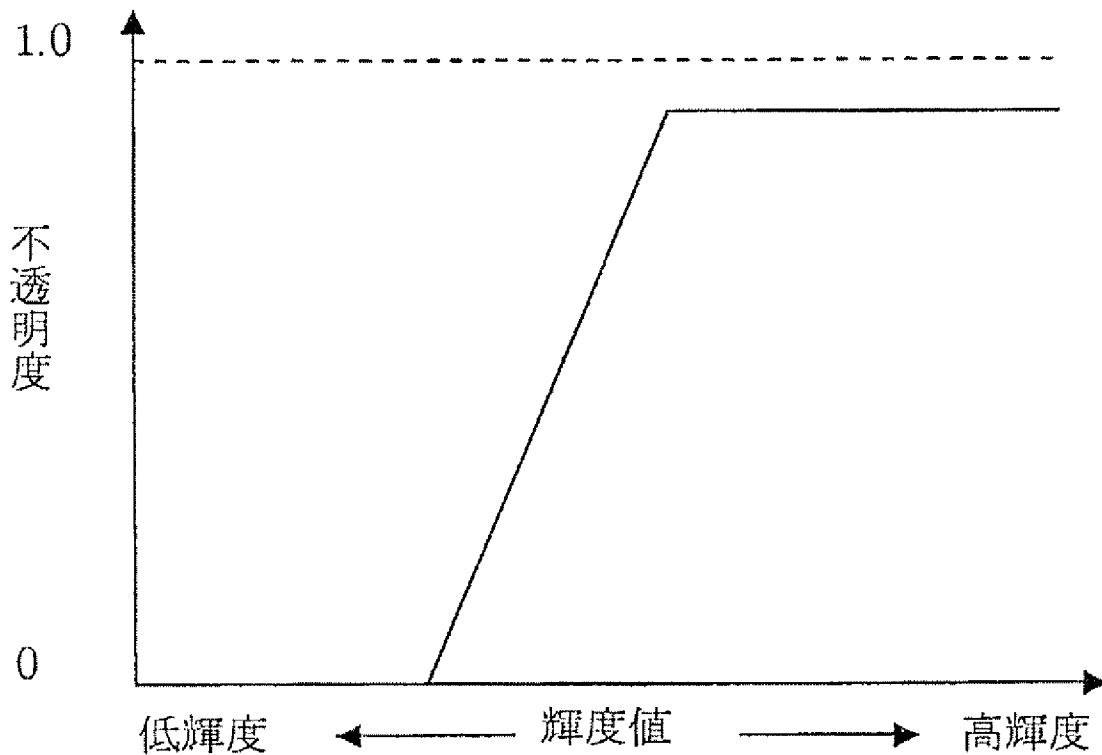
前記各ボクセルの輝度値を増減するステップは、前記3次元弾性像ボリュームデータの各ボクセルの弾性値に応じて、前記3次元断層像ボリュームデータの対応する各ボクセルの輝度値を増減する超音波画像生成方法。

[図1]

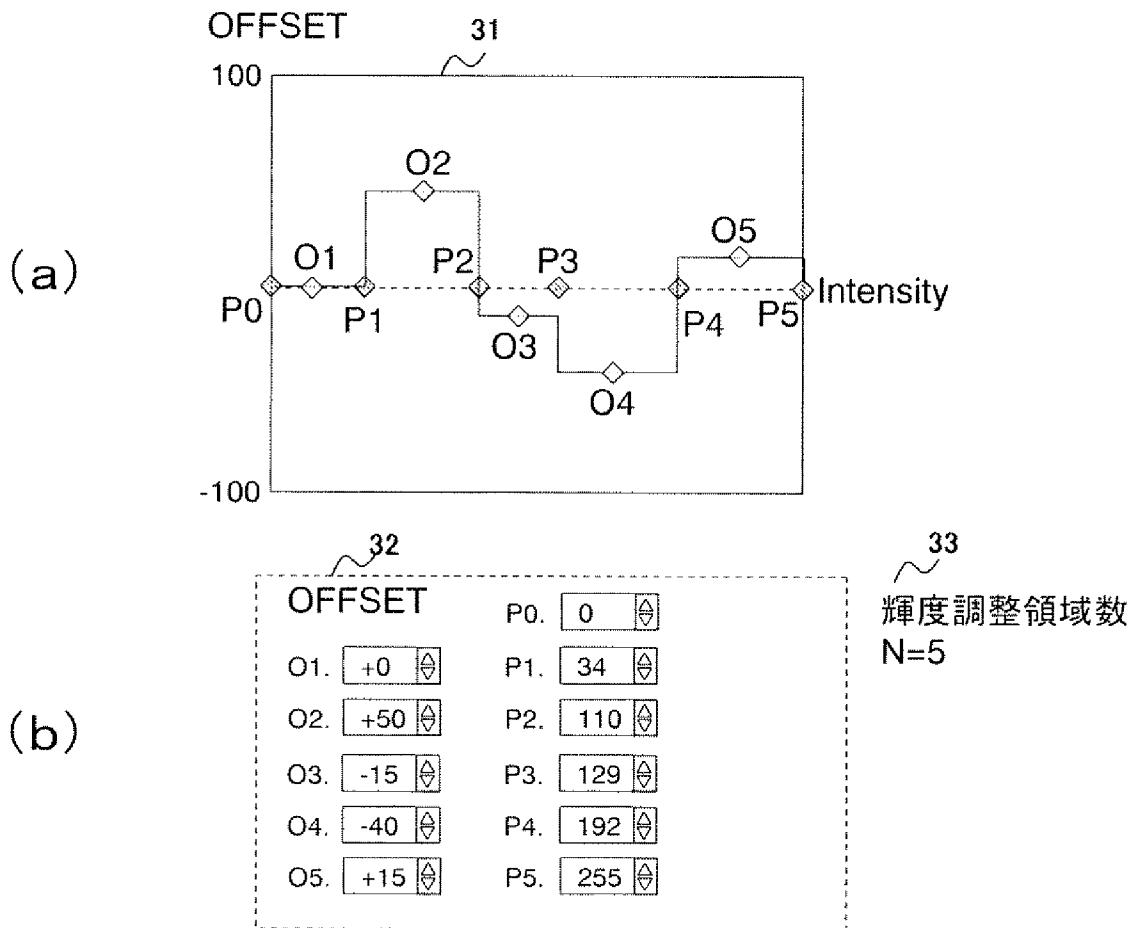


100

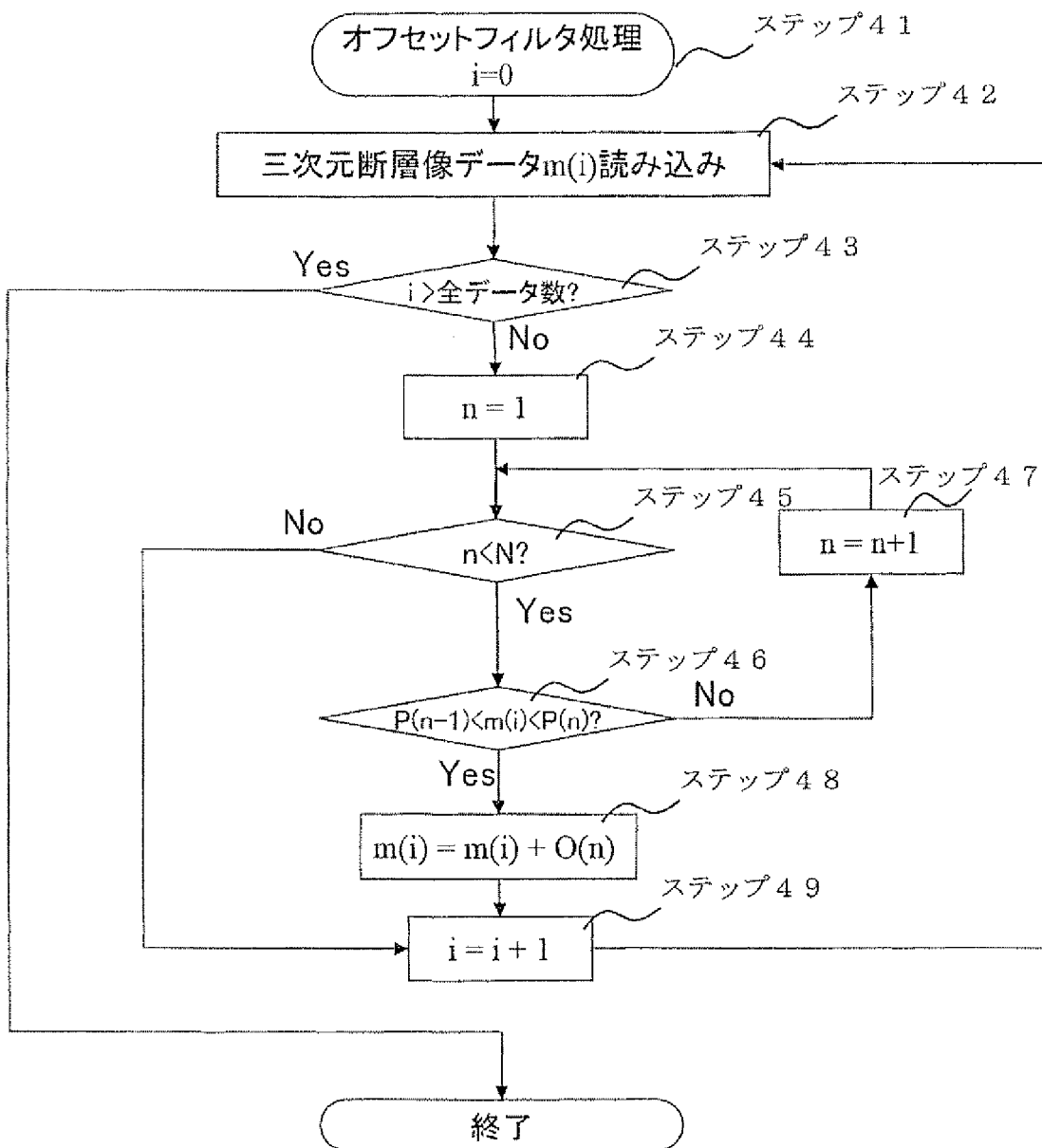
[図2]



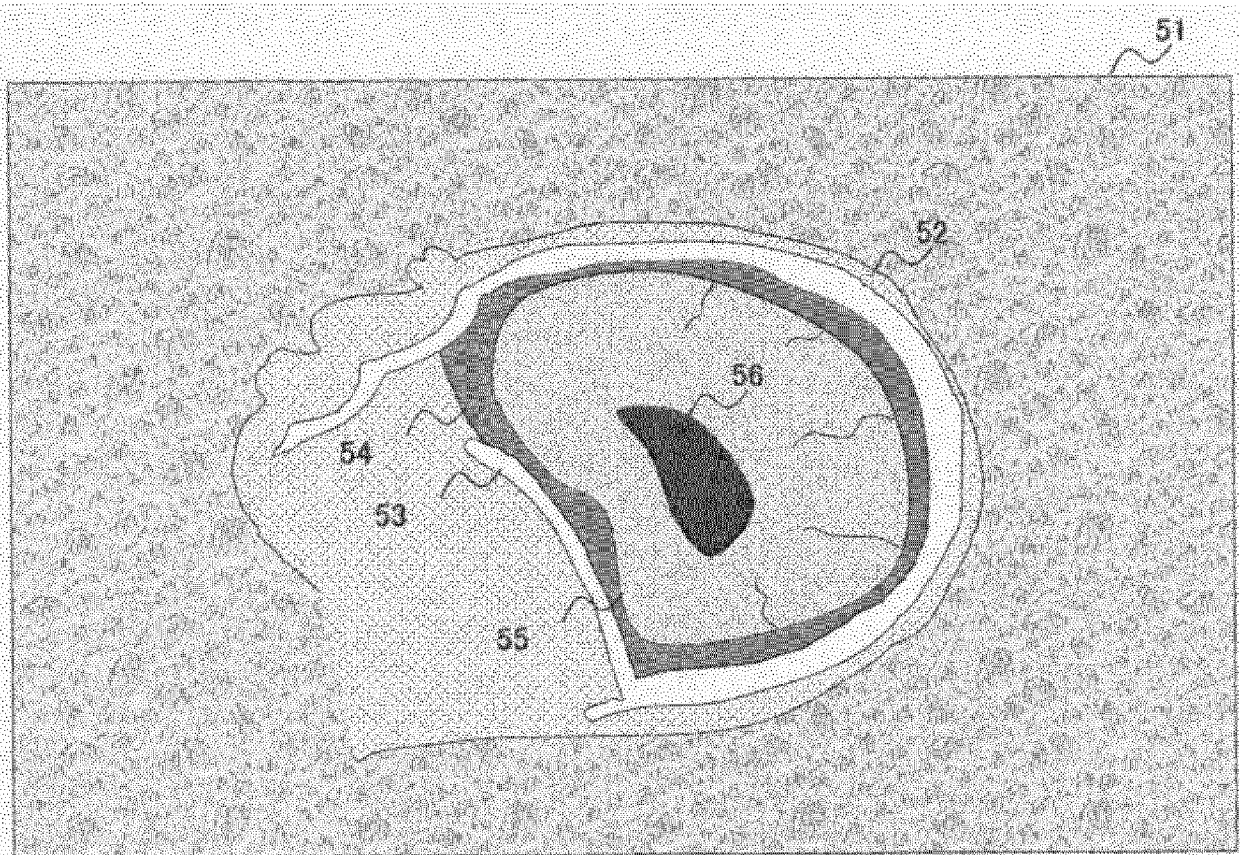
[図3]



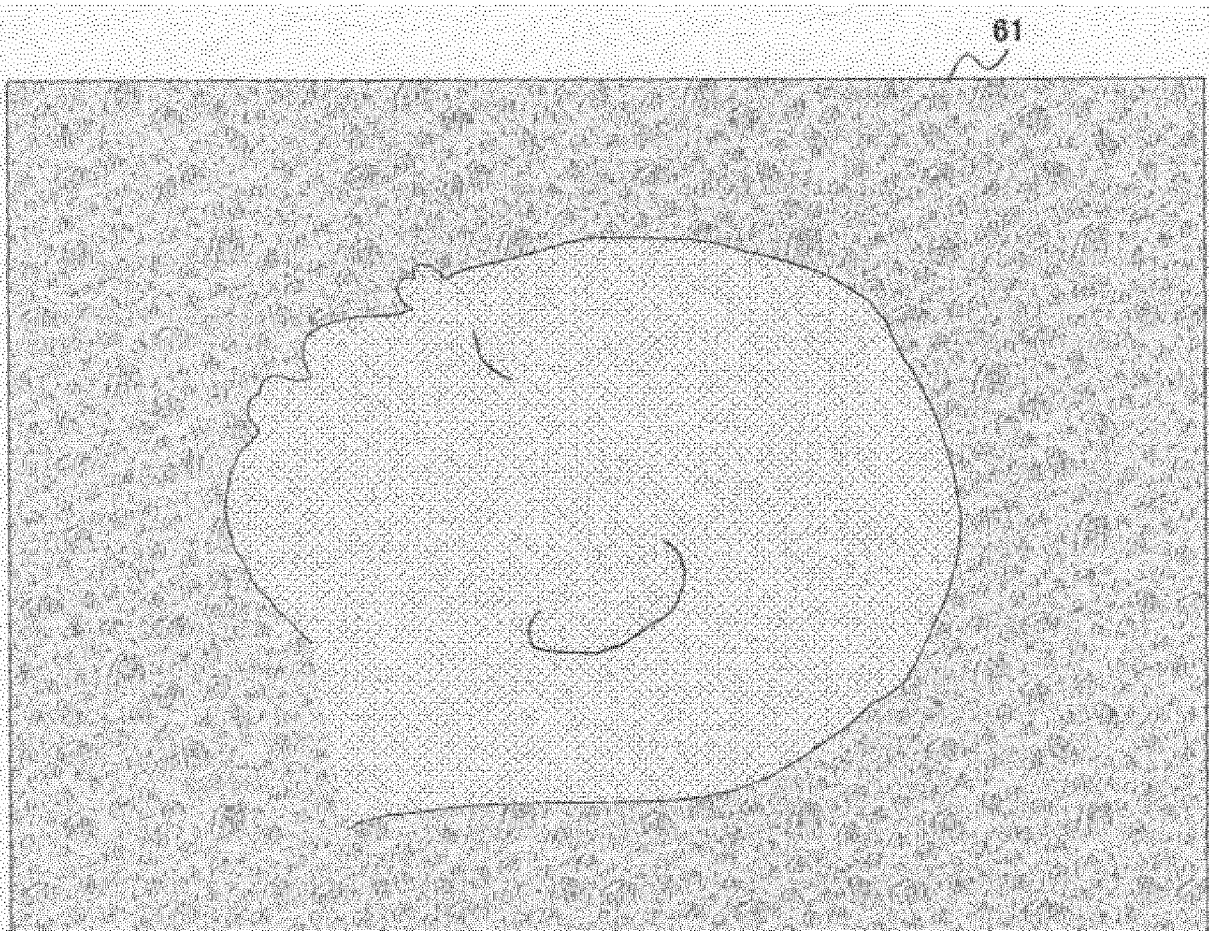
[図4]



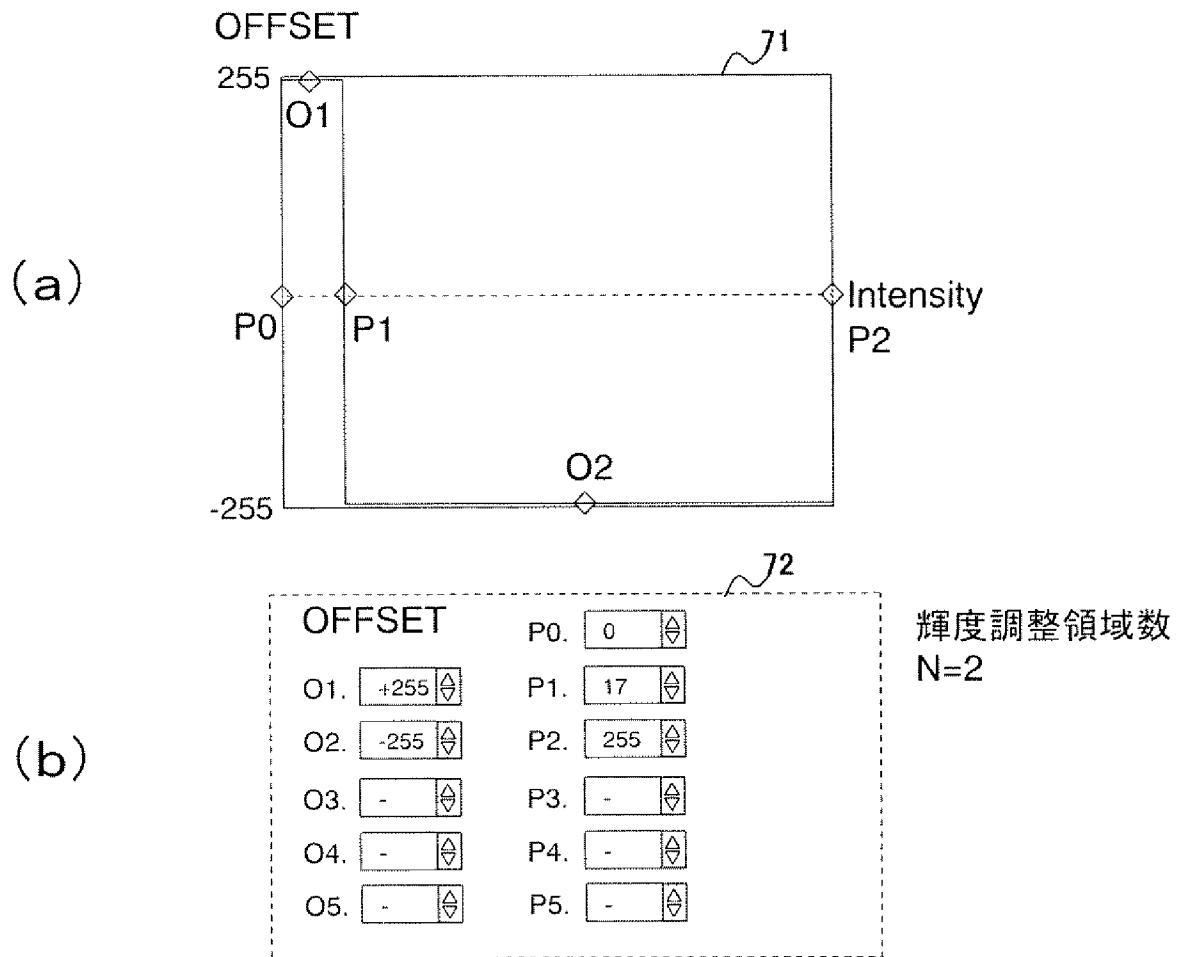
[図5]



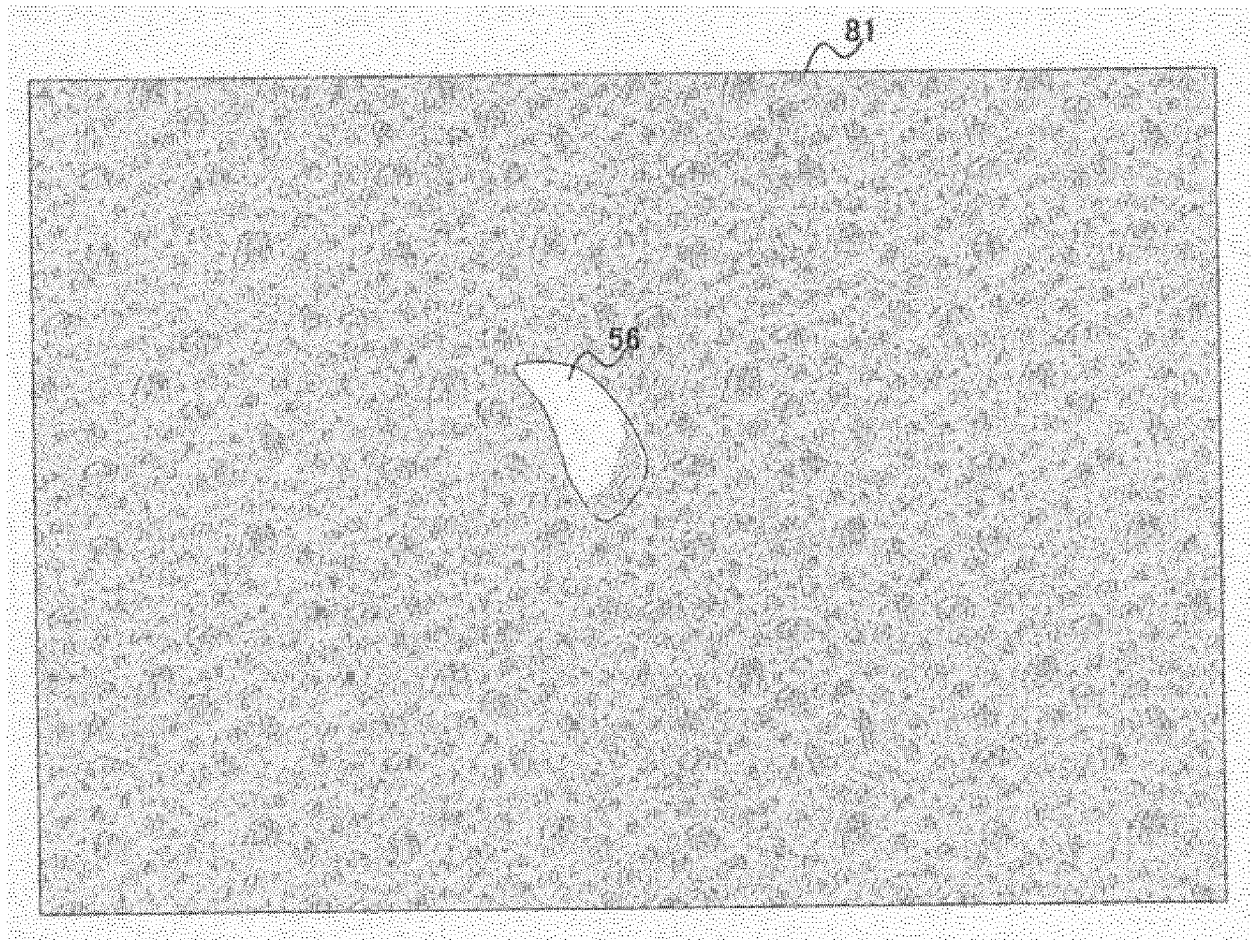
[図6]



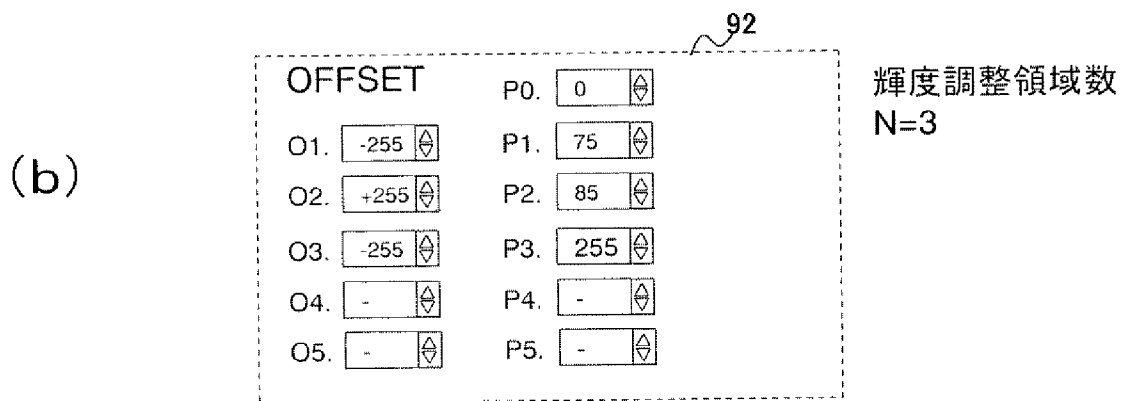
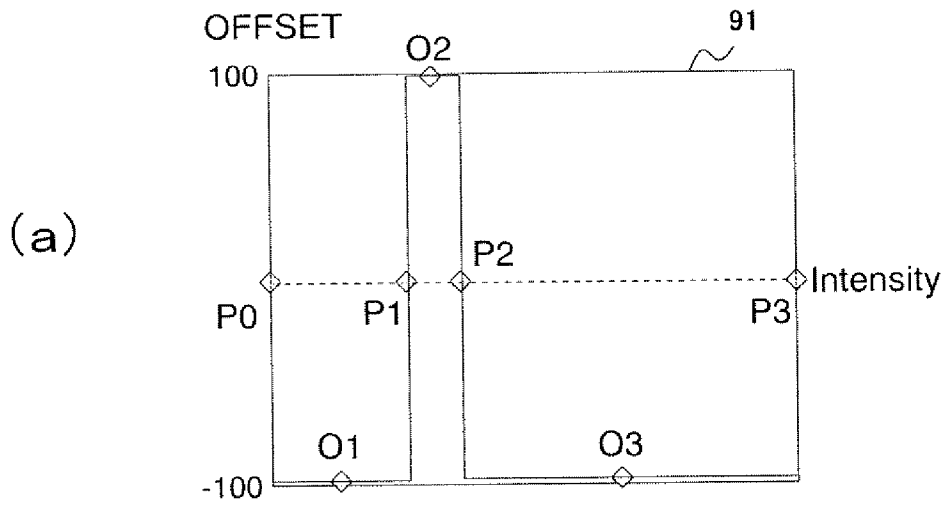
[図7]



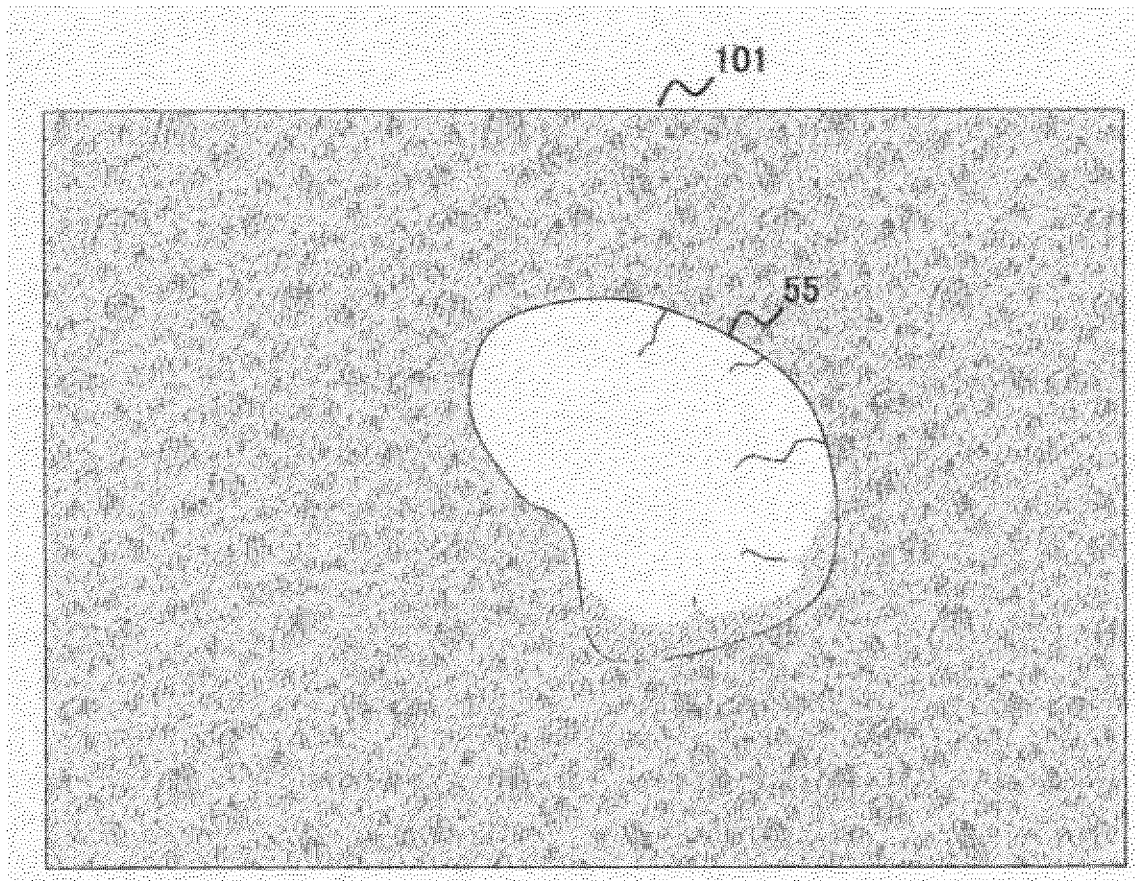
[図8]



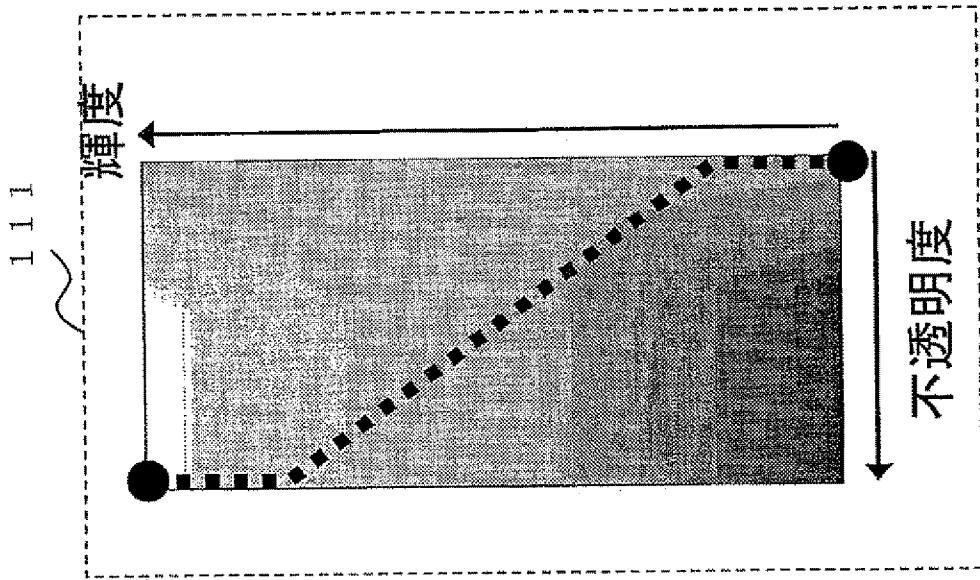
[図9]



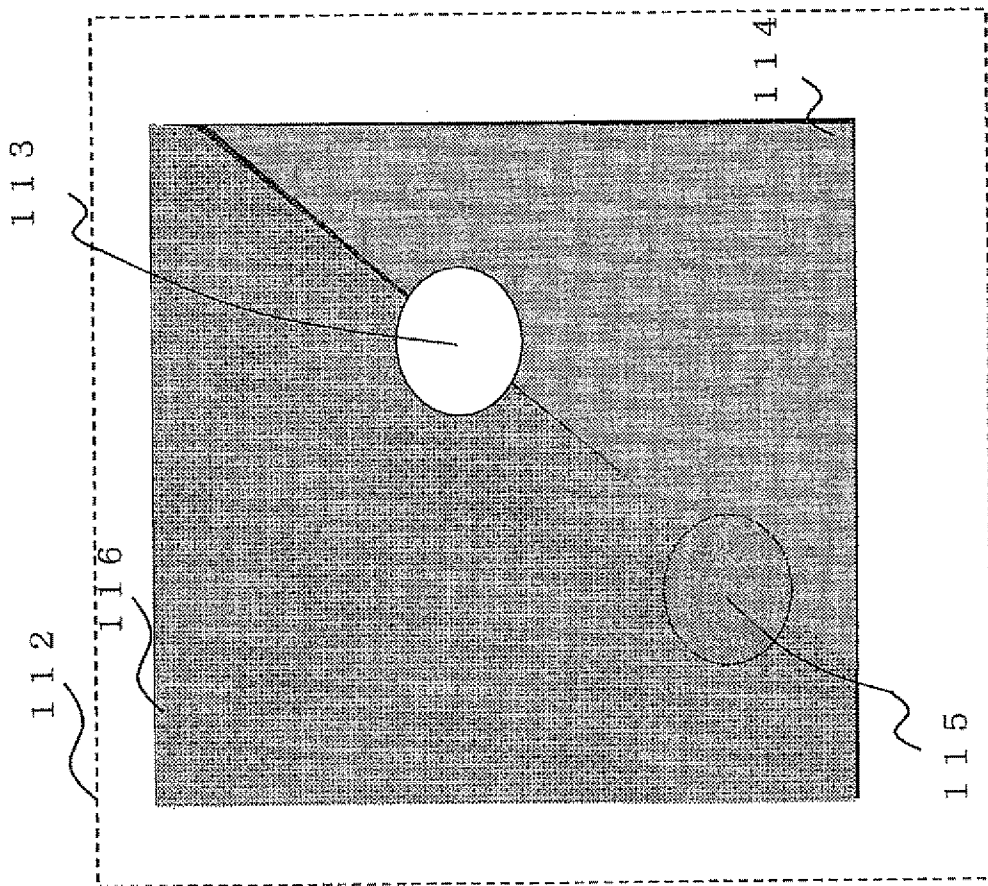
[図10]



[図11]

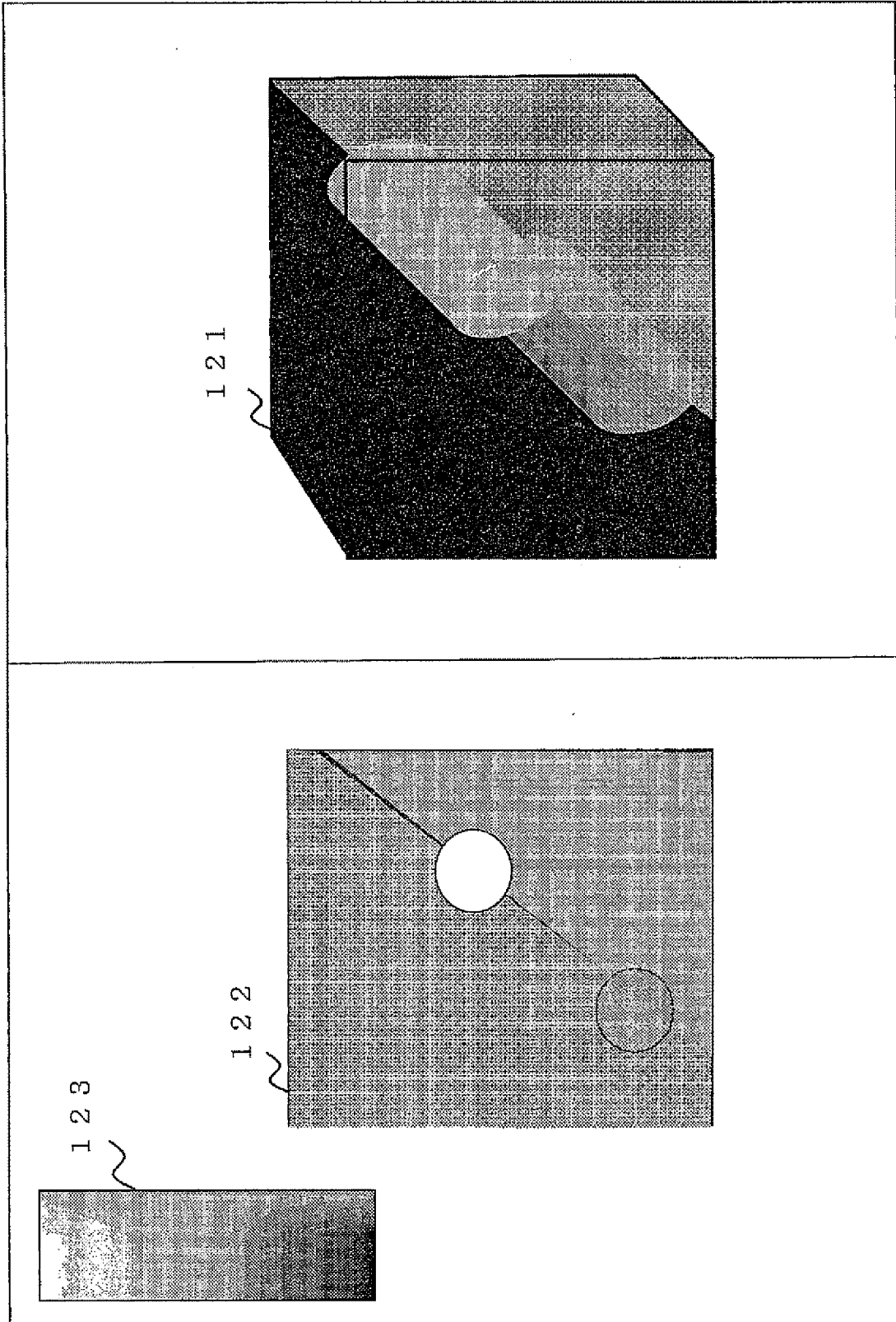


(b)

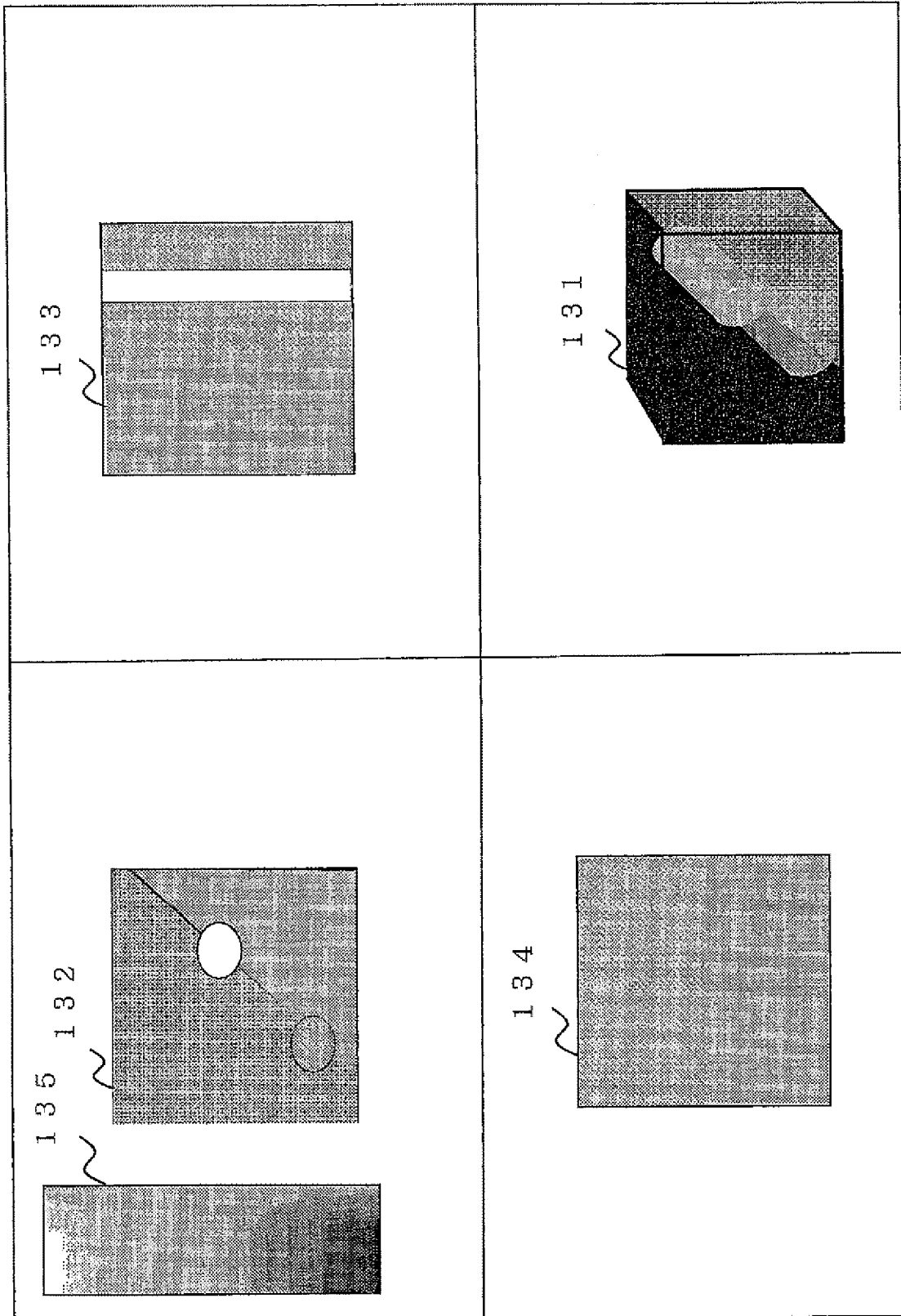


(a)

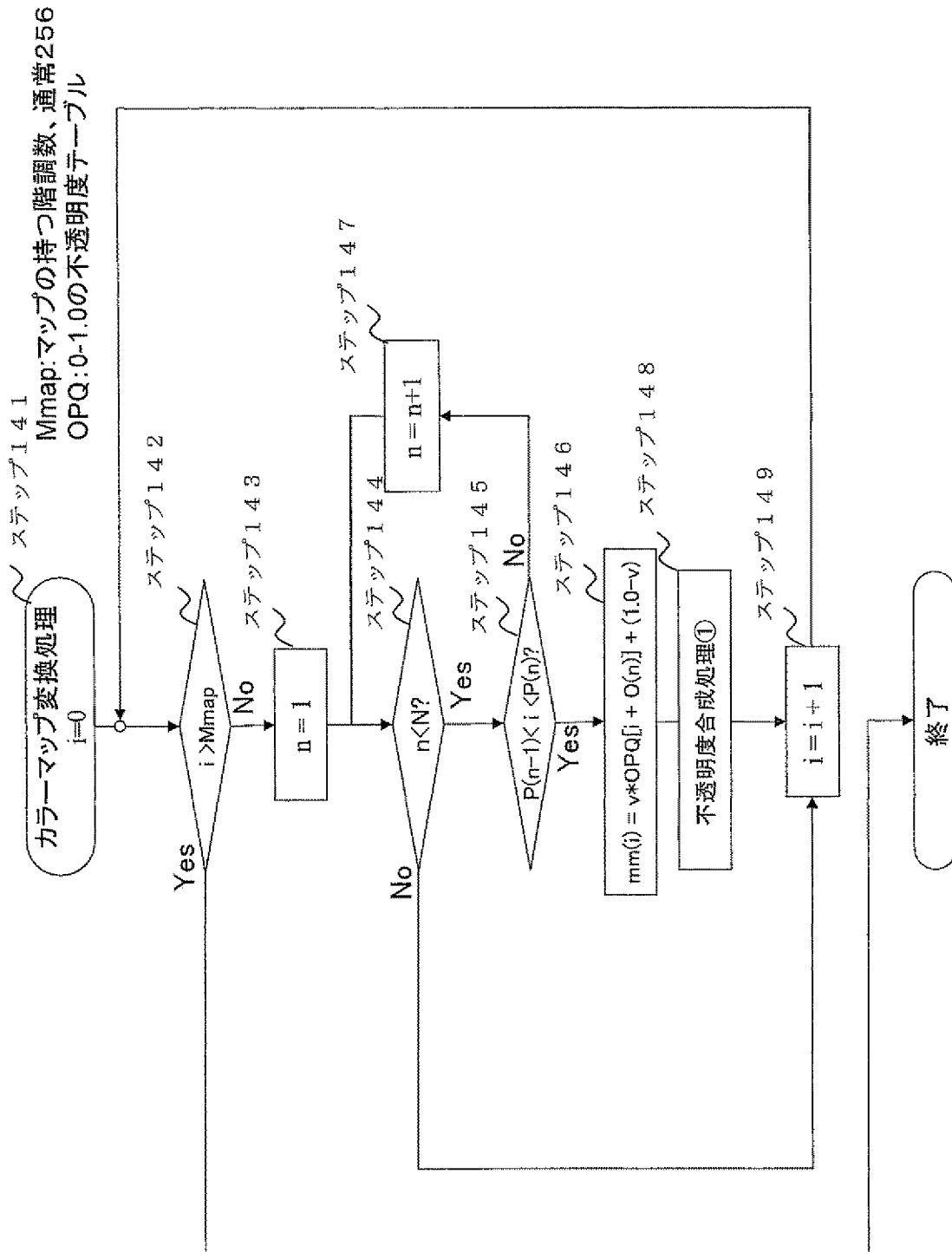
[図12]



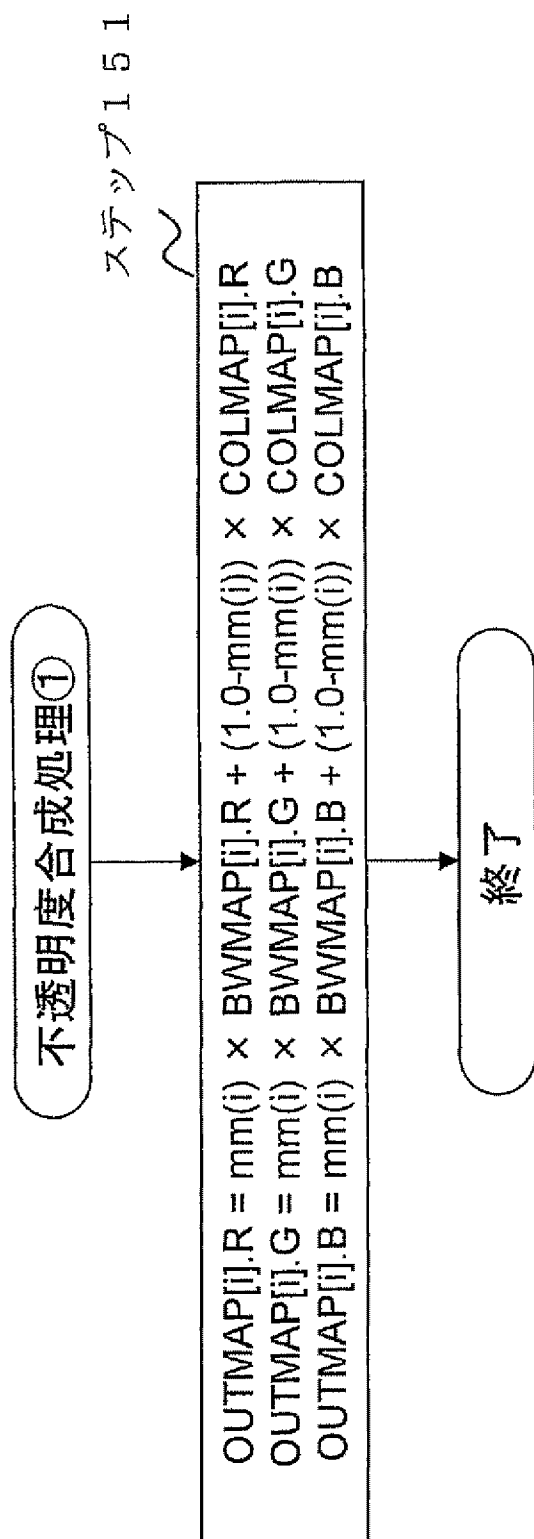
[図13]



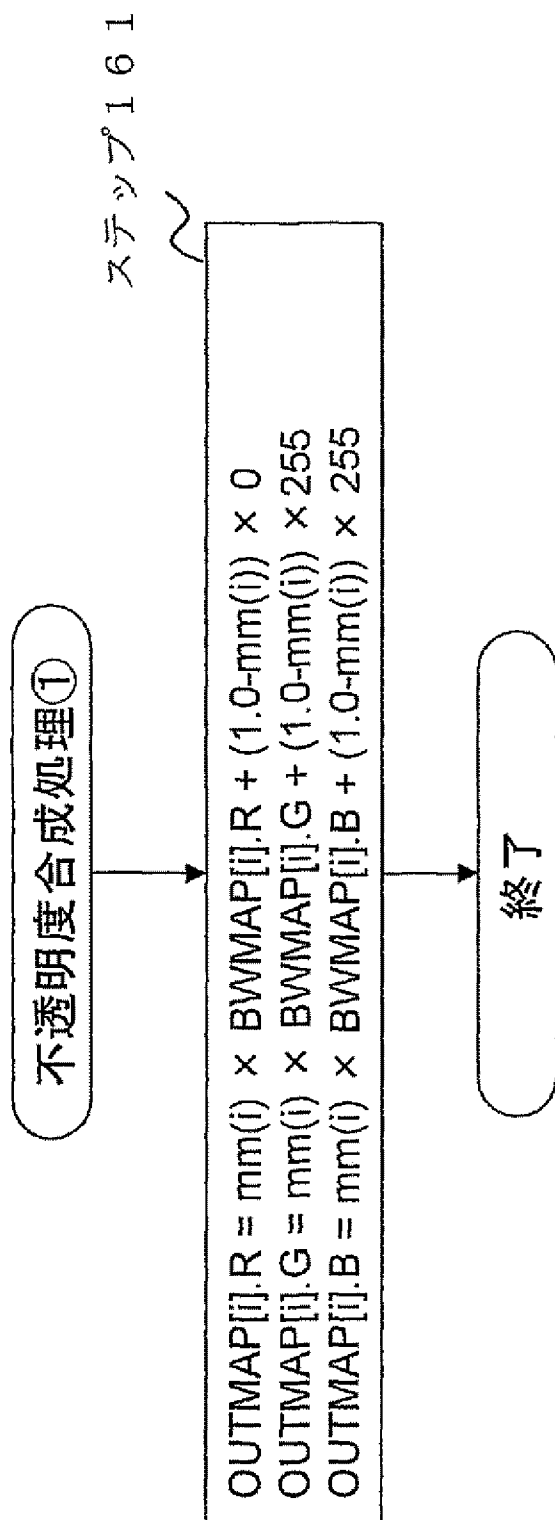
[図14]



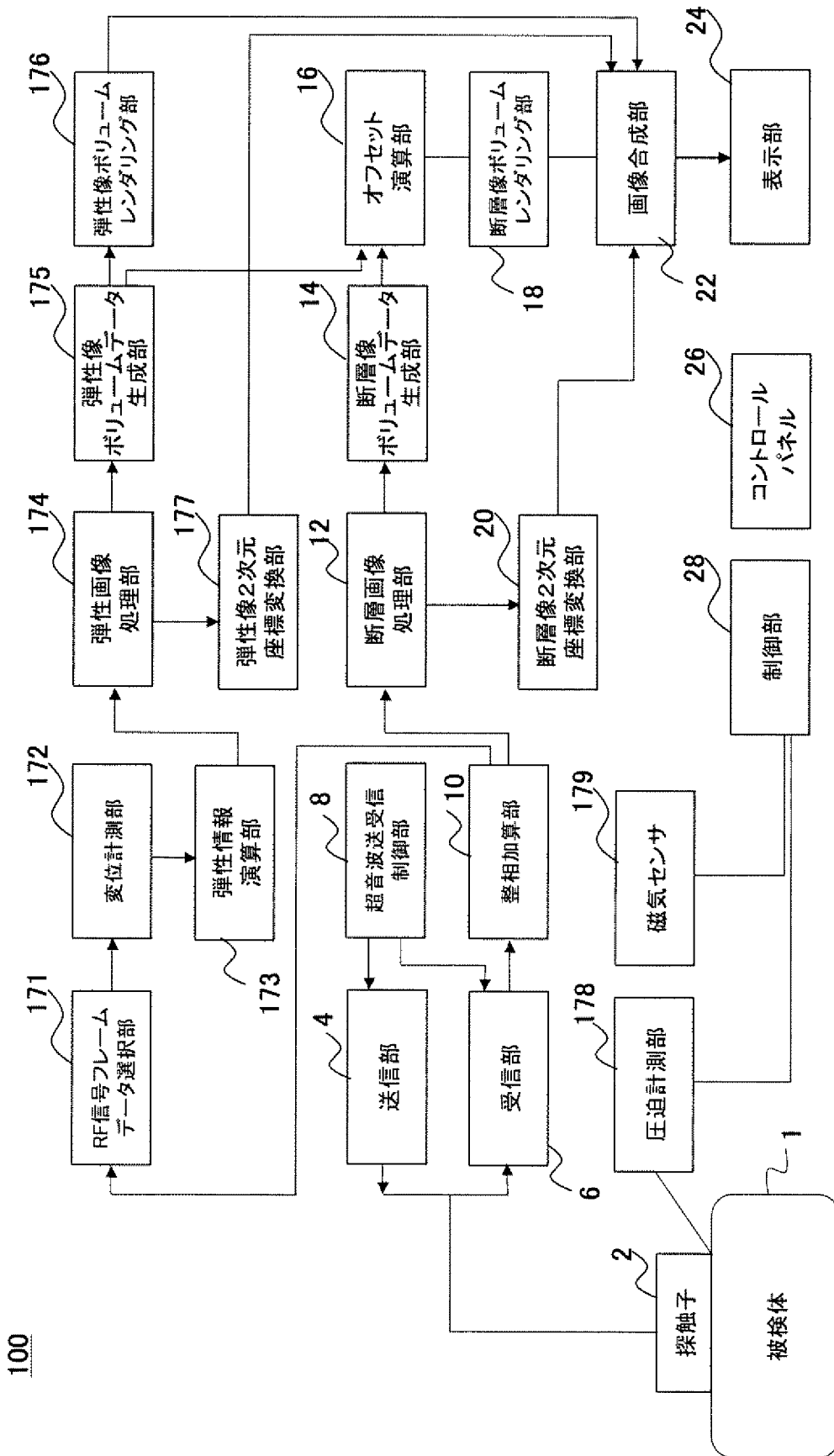
[図15]



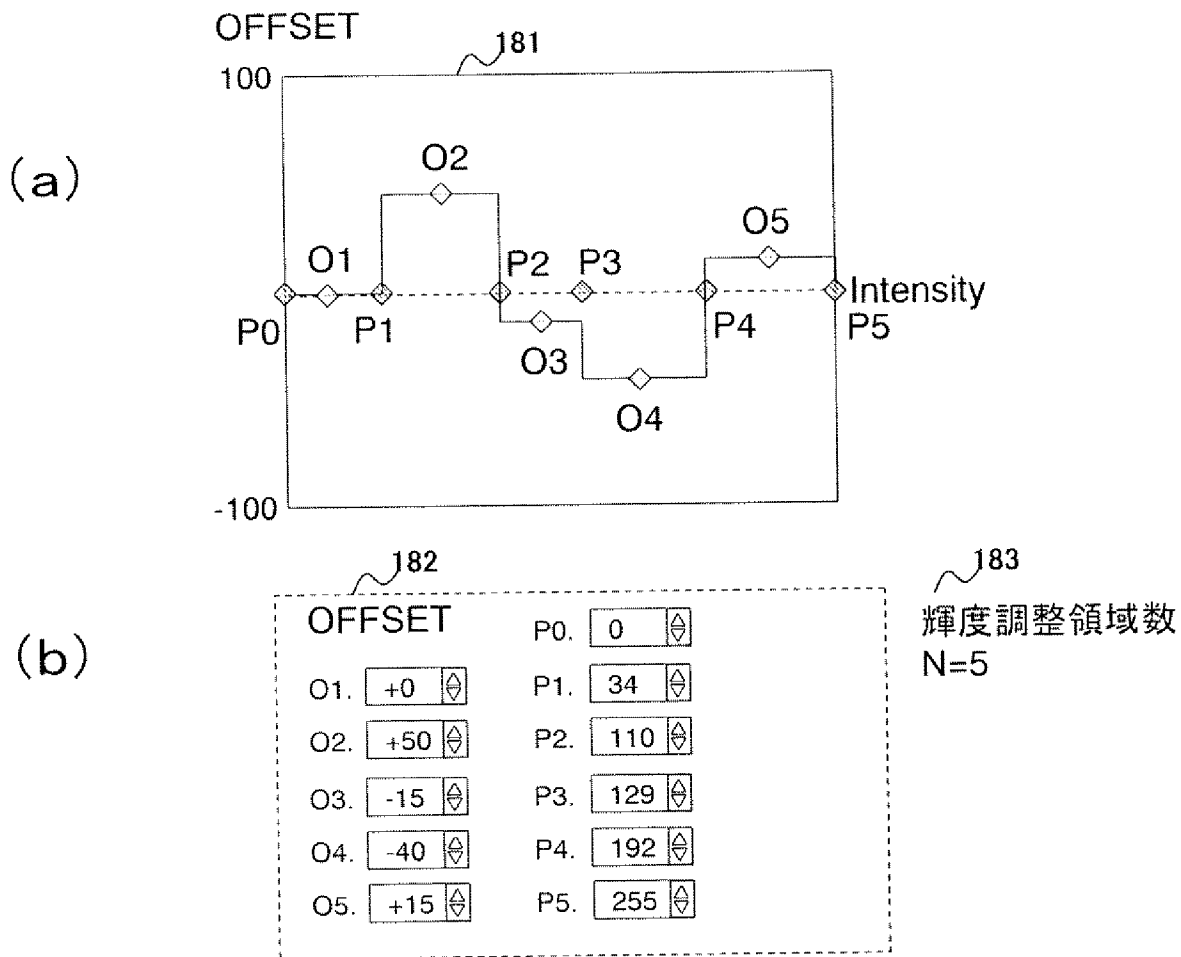
[図16]



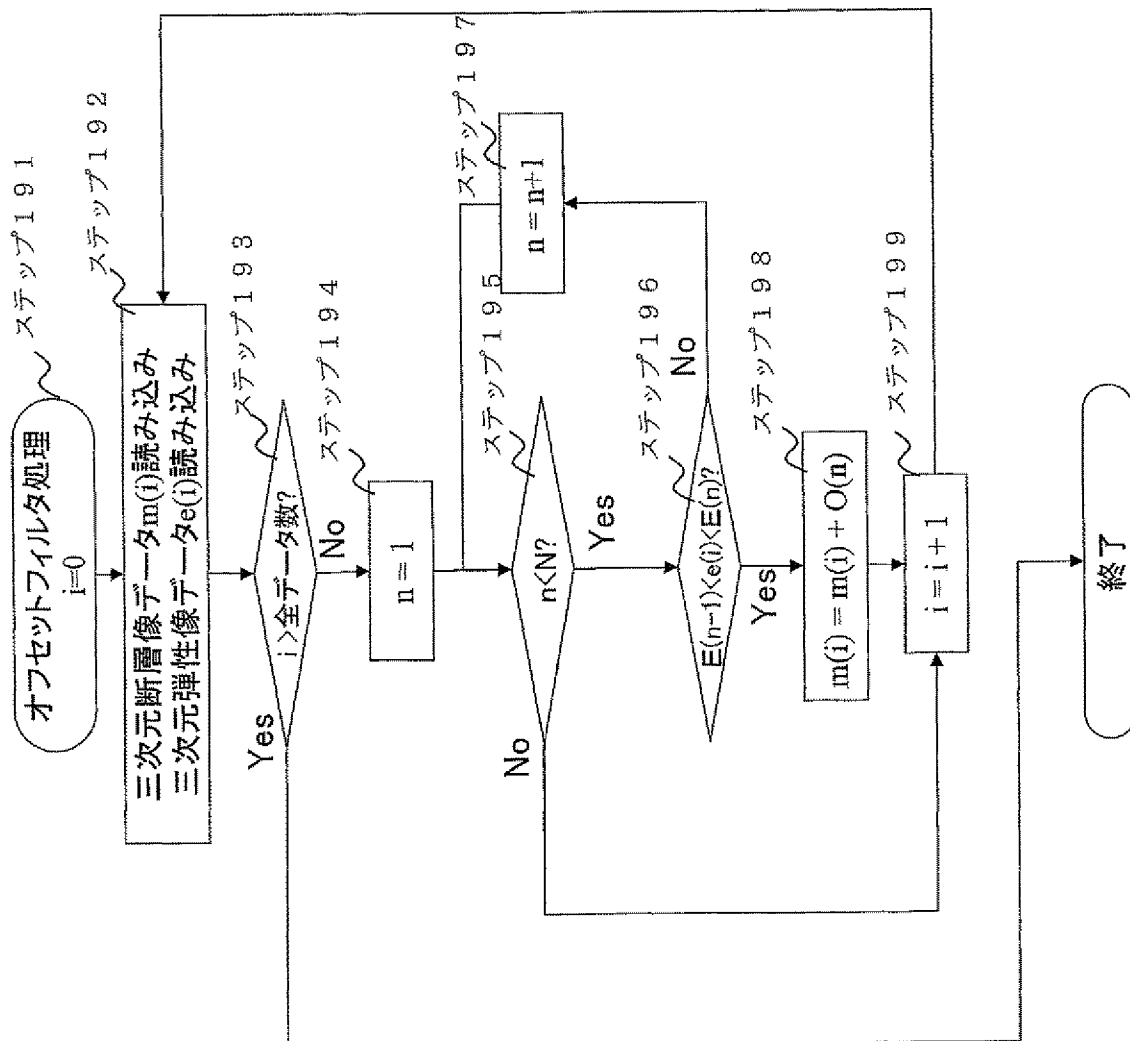
[図17]



[図18]

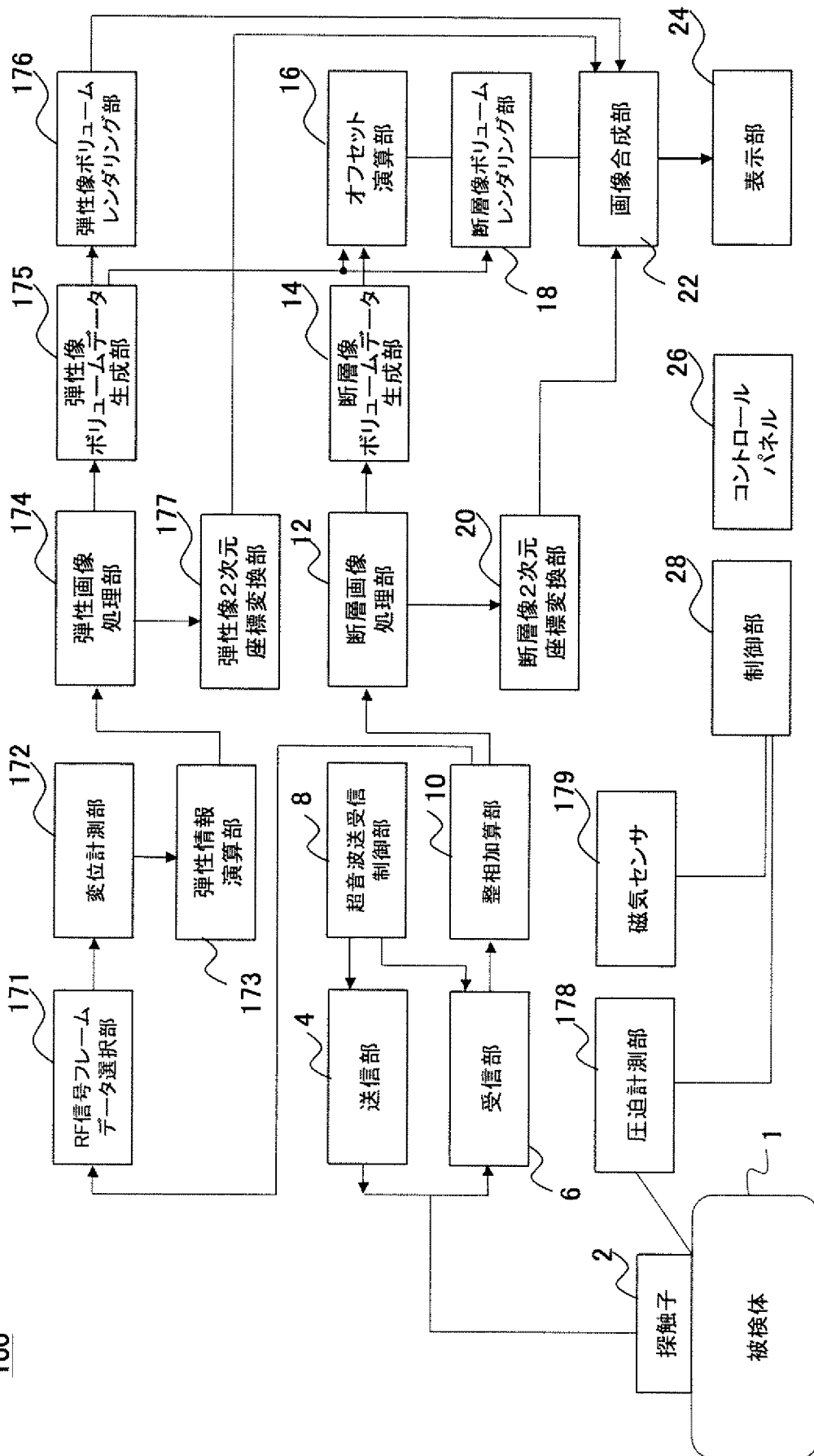


[図19]

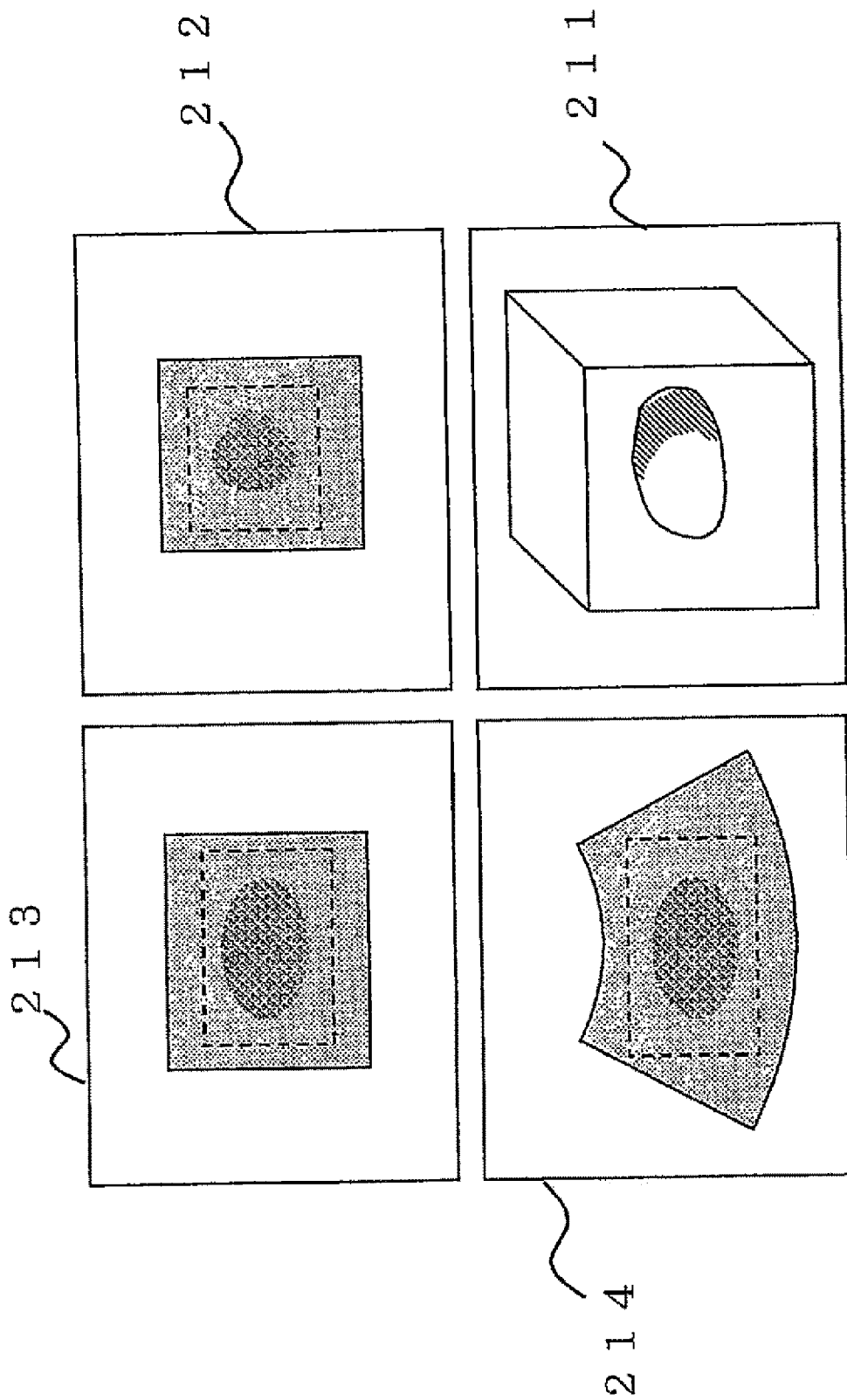


[図20]

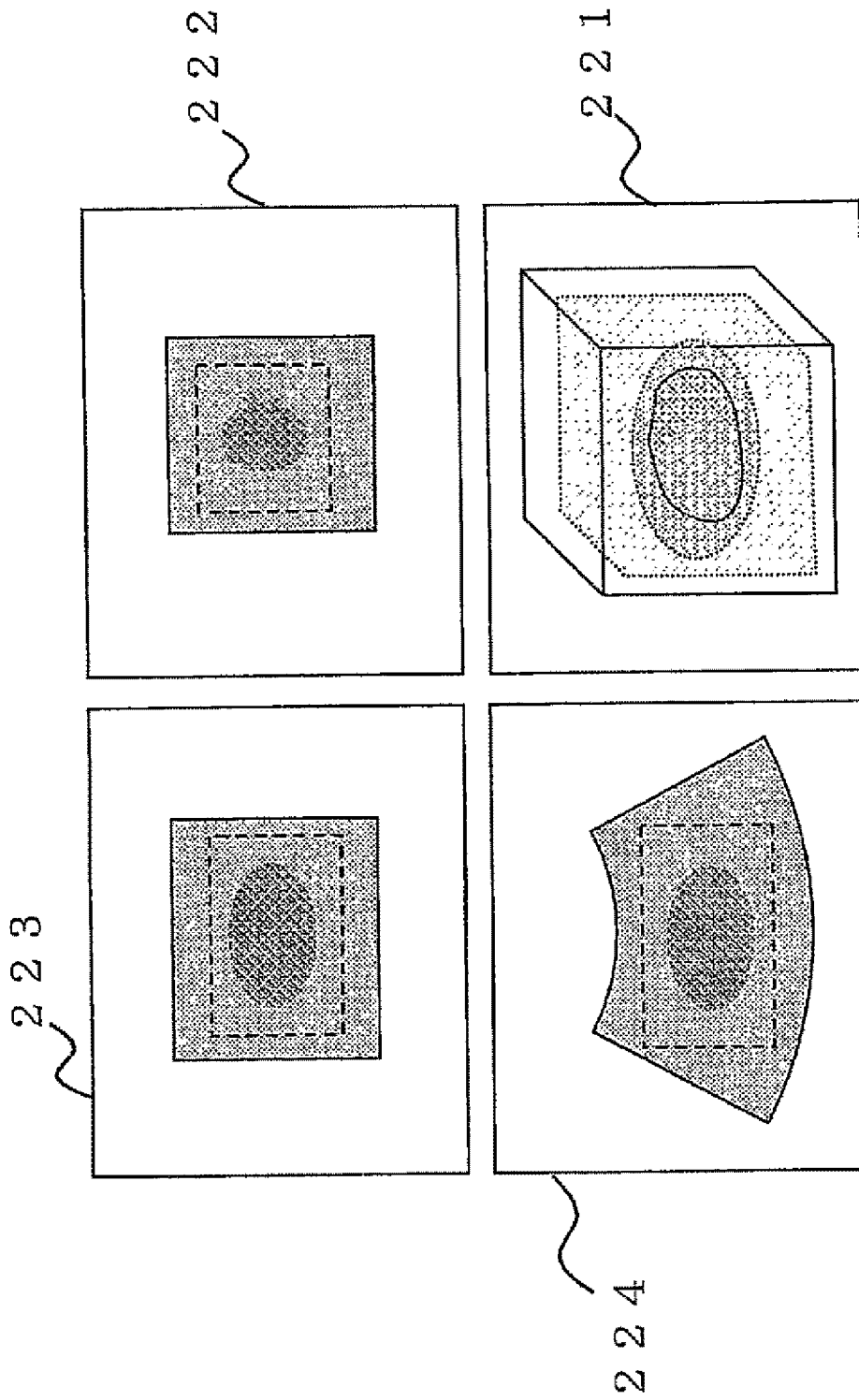
100



[図21]

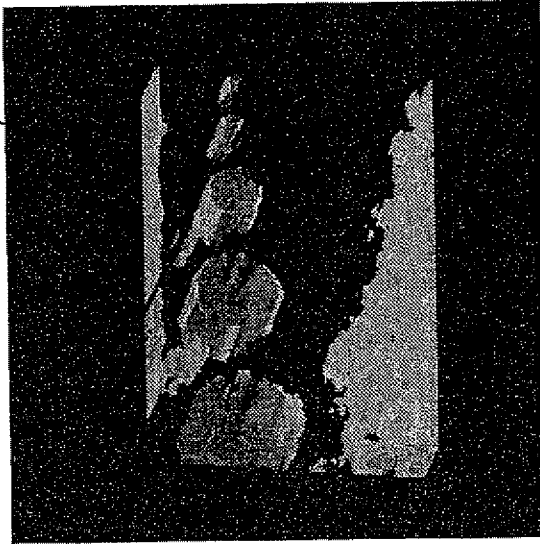


[図22]



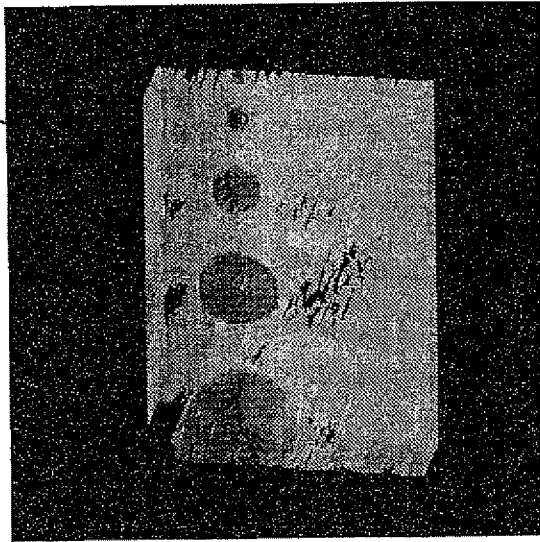
[図23]

233



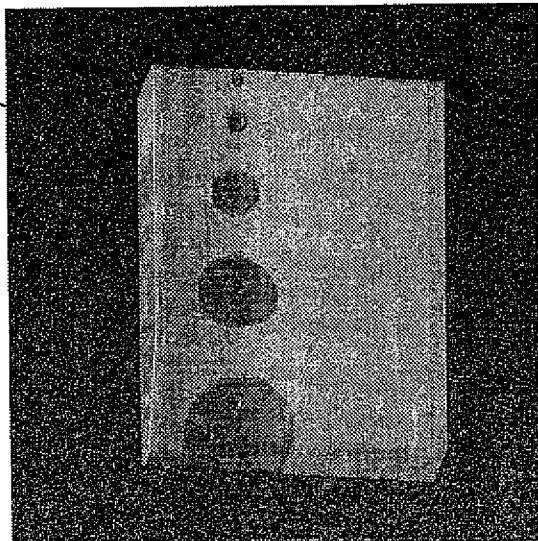
(c)

232



(b)

231



(a)

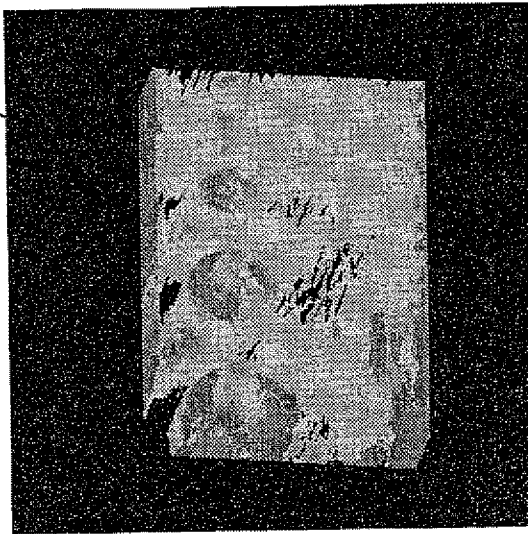
[図24]

243



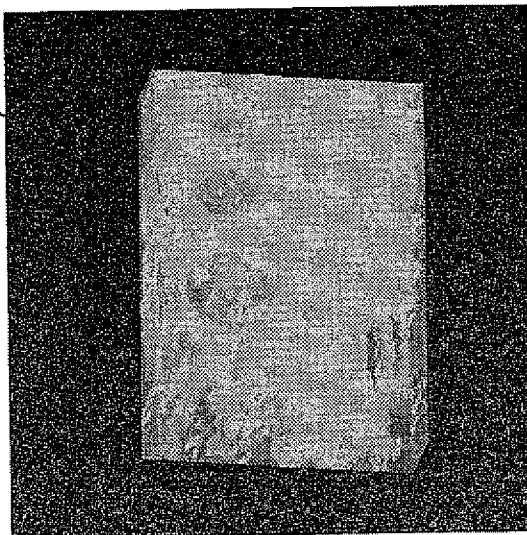
(c)

242



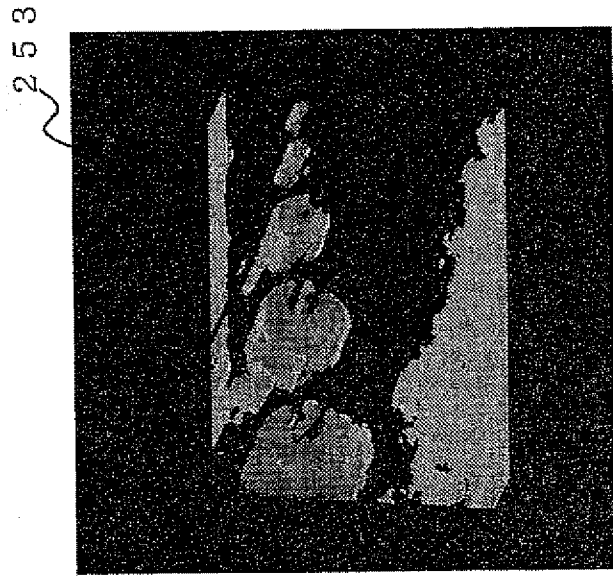
(b)

241

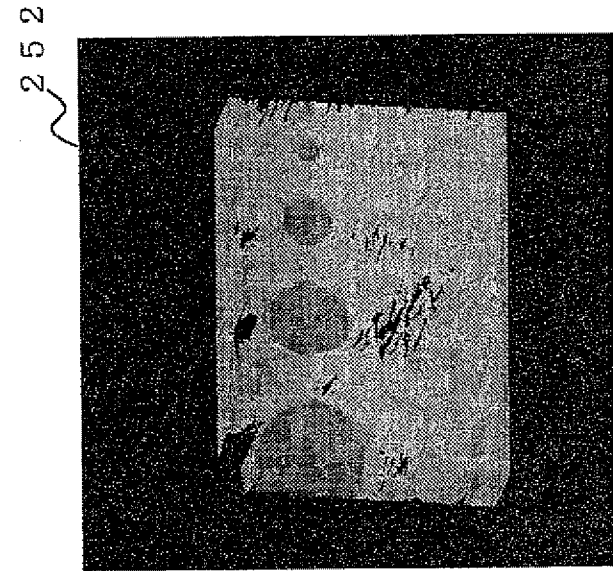


(a)

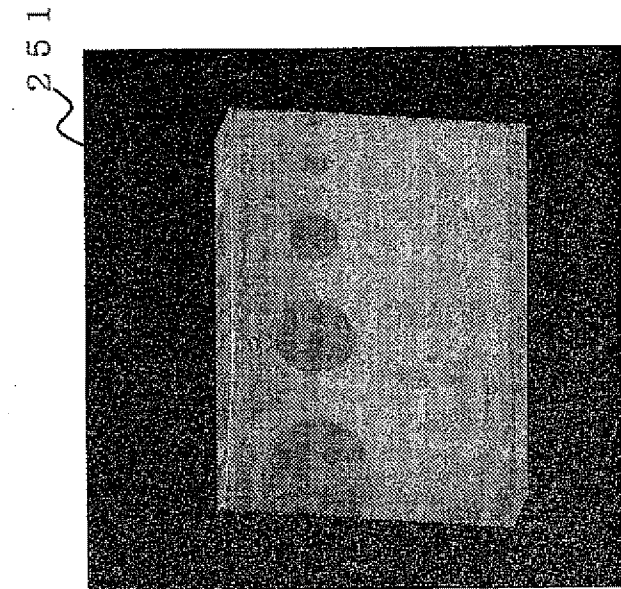
[図25]



(c)

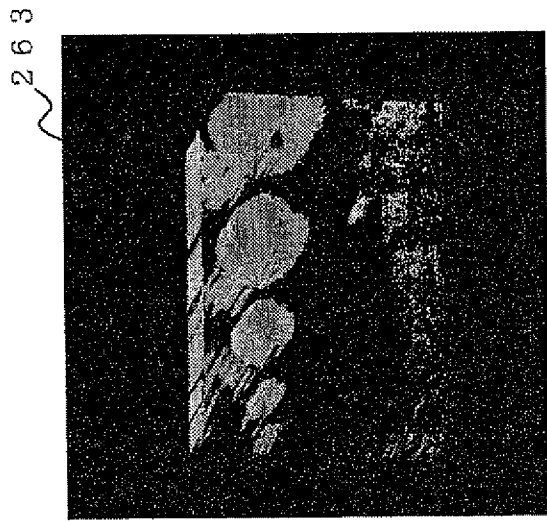


(b)

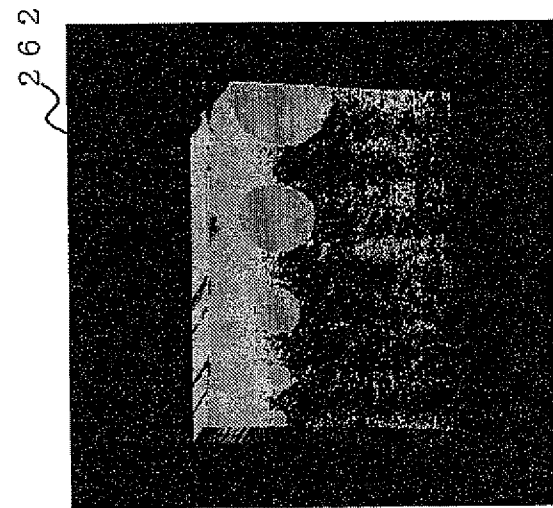


(a)

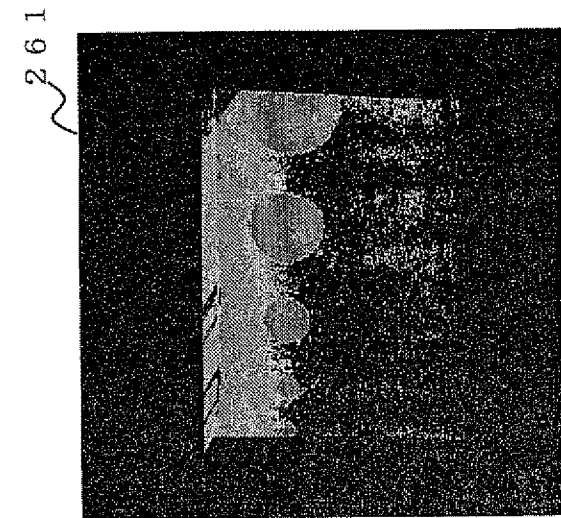
[図26]



(c)

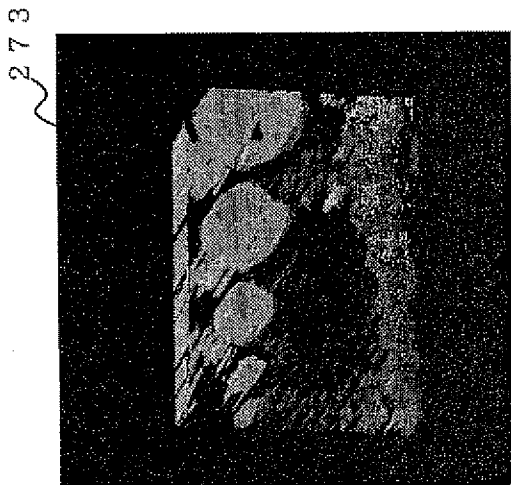


(b)

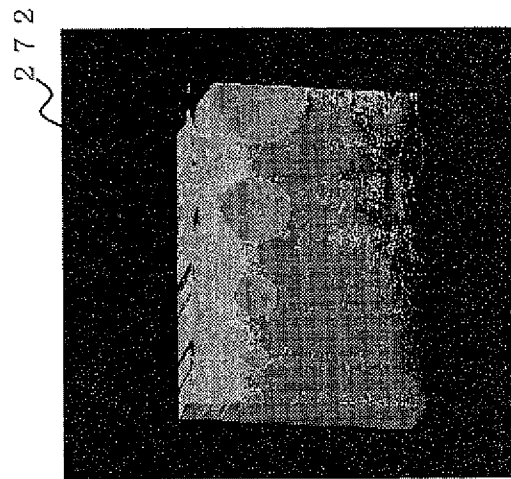


(a)

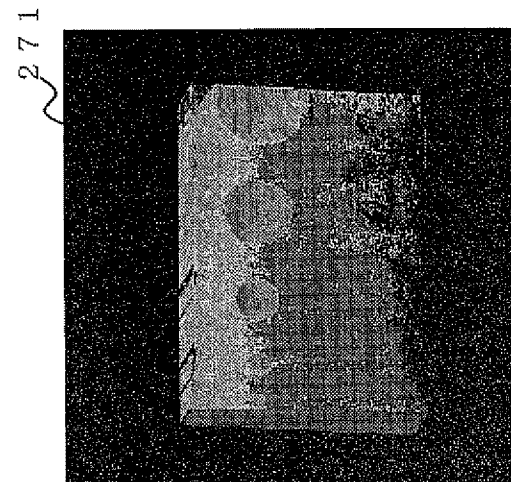
[ 27]



(c)



(b)



(a)

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2010/059502

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**

A61B8/00 (2006.01) i

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)

A61B8/00

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2008-259605 A (Hitachi Medical Corp.), 30 October 2008 (30.10.2008), paragraphs [0012] to [0015], [0044], [0048], [0055] (Family: none)	1, 2, 5, 7-14 3, 4, 6
Y	JP 2006-288495 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp.), 26 October 2006 (26.10.2006), paragraph [0025] & US 2006/0229513 A1	1, 2, 5, 7-14
A	JP 2007-54504 A (Hitachi Medical Corp.), 08 March 2007 (08.03.2007), paragraphs [0018] to [0020] (Family: none)	1-14

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

\* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“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)

“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

“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

“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

“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

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
04 August, 2010 (04.08.10)

Date of mailing of the international search report  
17 August, 2010 (17.08.10)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i

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. A61B8/00

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	1971-2010年
日本国実用新案登録公報	1996-2010年
日本国登録実用新案公報	1994-2010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)

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 請求項の番号
Y A	JP 2008-259605 A (株式会社日立メディコ) 2008. 10. 30, 段落 12-15, 44, 48, 55 (ファミリーなし)	1, 2, 5, 7-14 3, 4, 6
Y	JP 2006-288495 A (株式会社東芝、東芝メディカルシステムズ株式 会社) 2006. 10. 26, 段落 25 & US 2006/0229513 A1	1, 2, 5, 7-14
A	JP 2007-54504 A (株式会社日立メディコ) 2007. 03. 08, 段落 18-20 (ファミリーなし)	1-14

C欄の続きにも文献が列挙されている。

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、一般的な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

の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

04. 08. 2010

国際調査報告の発送日

17. 08. 2010

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)  
 郵便番号100-8915  
 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

富永 昌彦

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

4461