

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-318910

(P2004-318910A)

(43) 公開日 平成16年11月11日(2004.11.11)

(51) Int.Cl.⁷

G06T 15/00

A61B 8/12

G06T 1/00

F I

G06T 15/00 200

A61B 8/12

G06T 1/00 290D

テーマコード (参考)

4C601

5B057

5B080

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2004-176233 (P2004-176233)
 (22) 出願日 平成16年6月14日 (2004.6.14)
 (62) 分割の表示 特願2000-44907 (P2000-44907)
 の分割
 原出願日 平成12年2月22日 (2000.2.22)
 (31) 優先権主張番号 09/444009
 (32) 優先日 平成11年11月19日 (1999.11.19)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 特願平11-333999
 (32) 優先日 平成11年11月25日 (1999.11.25)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 菊池 逸人
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパス株式会社内
 (72) 発明者 リッチ ディーデー
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 95
 010 キャピトラ スウィート ナンバ
 ー212 ベイ アベニュー 820 イ
 ンデック システムズ, インク. 内

最終頁に続く

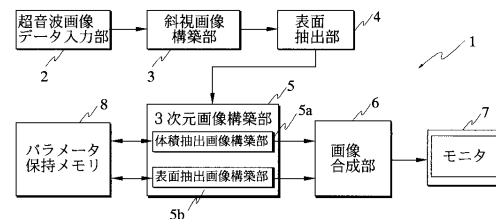
(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置

(57) 【要約】

【課題】 3次元画像において表面抽出と体積抽出を組み合わせ、透過度をそれぞれ独立に設定可能とし、表面上の細かい凹凸の情報と同時に、内部の臓器等の情報を容易に見る。

【解決手段】 超音波画像処理装置1は、体腔内に挿入され超音波を送受信する超音波プローブ（図示せず）からの超音波画像データの入力処理を行う超音波画像入力部2と、斜視画像を構築する斜視画像構築部3と、斜視画像内での体腔内壁表面（組織部と管腔部の境界）を抽出する表面抽出部4と、体積抽出及び表面抽出による3次元画像を構築する3次元画像構築部5と、前記3次元画像構築部4によって生成された3次元画像を読み体積抽出及び表面抽出による3次元画像を合成する画像合成部6と、画像合成部6で合成・生成された3次元画像等を表示するモニタ7よりなる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内の超音波データを取得する超音波データ取得手段と、
前記超音波データから組織断面像を張り合わせて構築した斜視画像を生成する斜視画像生成手段と、

前記斜視画像の断面及び前記体腔内の内壁を抽出し 3 次元画像を構築する 3 次元画像構築手段と、

を備える超音波画像処理装置であって、

被観察部位に係る所定の 3 次元画像を体積抽出により構築する体積抽出手段と、同被観察部位に係る所定の 3 次元画像を表面抽出により構築する表面抽出手段と、を備え、

10

前記体積抽出手段及び前記表面抽出手段により構築される 3 次元画像に基づいて所望の 3 次元画像を得ることを特徴とする超音波画像処理装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は超音波データを処理し 3 次元画像を構築する超音波画像処理装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波プローブにより体腔内を超音波走査して、その周辺の断層像を得る超音波診断装置が広く用いられるようになっている。

20

【0003】

従来の超音波プローブではリニア像、ラジアル像がそれぞれ独立にしか得られなかったが、近年、例えば特開昭 62 - 219076 号公報あるいは特開昭 62 - 194310 号公報に示されるように、被検体にできている腫瘍等の大きさを把握できるようにするために、3 次元的に走査するものも提案されている。

【0004】

このように 3 次元的に走査するものでは腫瘍等の大きさを面積で求めることができると共に、その体積を計測することも可能となる。

一方、一般のパーソナルコンピュータ（以下、パソコン）の近年の高性能化により、パソコンにおいても複雑な画像処理が可能となっている。

30

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

しかしながら、上記特開昭 62 - 219076 号公報では、3 次元画像において、表面抽出（Surface Rendering）と体積抽出（Volume Rendering）の透過度が独立して設定できないため、表面の細かい凹凸の情報と同時に内部の臓器等の情報が容易に見られないという問題がある。

【0006】

また、上記特開昭 62 - 194310 号公報では、断面像では臓器の区別等が容易になるが、3 次元画像においては表面の細かい凹凸情報と同時に、内部における臓器等の情報を容易に見られないという問題がある。

40

【0007】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、3 次元画像において表面抽出と体積抽出を組み合わせ、透過度をそれぞれ独立に設定可能とし、表面上の細かい凹凸の情報と同時に、内部の臓器等の情報を容易に見ることのできる超音波画像処理装置を提供することを目的としている。

【0008】

また、この発明の他の目的は、3 次元画像に色づけを行うことにより、グレースケールだけでは判断の困難であった表面上の細かい凹凸や、内部における臓器等の判別を容易にすることのできる超音波画像処理装置を提供することである。

50

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の超音波画像処理装置は、体腔内の超音波データを取得する超音波データ取得手段と、前記超音波データから組織断面像を張り合わせて構築した斜視画像を生成する斜視画像生成手段と、前記斜視画像の断面及び前記体腔内の内壁を抽出し3次元画像を構築する3次元画像構築手段と、を備える超音波画像処理装置であって、被観察部位に係る所定の3次元画像を体積抽出により構築する体積抽出手段と、同被観察部位に係る所定の3次元画像を表面抽出により構築する表面抽出手段と、を備え、前記体積抽出手段及び前記表面抽出手段により構築される3次元画像に基づいて所望の3次元画像を得ることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、3次元画像において表面抽出と体積抽出を組み合わせ、透過度をそれぞれ独立に設定可能とし、表面上の細かい凹凸の情報と同時に、内部の臓器等の情報を容易に見ることができるという効果がある。

【0011】

また、本発明の超音波画像処理装置では、3次元画像に色づけを行うことにより、グレースケールだけでは判断の困難であった表面上の細かい凹凸や、内部における臓器等の判別を容易にすることができるという効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

20

【0012】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0013】

第1の実施の形態：

図1ないし図19は第1の実施の形態に係わり、図1は超音波画像処理装置の構成を示す構成図、図2は図1の超音波画像処理装置の処理の流れを示すフローチャート、図3は図2のフローチャートにおける検索ダイアログを説明する説明図、図4は図2のフローチャートにおける読み出しダイアログを説明する説明図、図5は図2のフローチャートにおけるラジアル画像を説明する説明図、図6は図2のフローチャートにおけるDPR画像を説明する説明図、図7は図2のフローチャートにおける画像の回転処理を説明する説明図、図8は図2のフローチャートにおける画像の回転処理の変形例を説明する説明図、図9は図2のフローチャートにおけるモード選択ダイアログを説明する説明図、図10は図2のフローチャートにおけるラジアル画像、長手軸断面画像及び組織断面像が断面に張り付けられた斜視画像の同時表示を示す図、図11は図2のフローチャートにおけるラジアル画像、長手軸断面画像及び組織断面像が断面に張り付けられ体腔内壁部分に表面抽出された画像を張り付けた3次元構築画像の同時表示を示す図、図12は図2のフローチャートにおけるアニメート画像表示処理の流れを示すフローチャート、図13は図10の斜視画像を説明する説明図、図14は図11の3次元構築画像を説明する説明図、図15は図14の3次元構築画像における体腔内壁表面の抽出を説明する説明図、図16は図14の3次元構築画像における体腔内壁表面の抽出処理の流れを示す第1のフローチャート、図17は図14の3次元構築画像における体腔内壁表面の抽出処理の流れを示す第2のフローチャート、図18は図14の3次元構築画像の画像変形を説明する第1の説明図、図19は図14の3次元構築画像の画像変形を説明する第2の説明図である。

30

40

【0014】

(構成)

図1に示すように、本発明の第1の実施の形態の超音波画像処理装置1は、体腔内に挿入され超音波を送受信する超音波プローブ(図示せず)からの超音波画像データの入力処理を行う超音波画像入力部2と、斜視(Obllique)画像を構築する斜視画像構築部3と、斜視画像内での体腔内壁表面(組織部と管腔部の境界)を抽出する表面抽出部4と、体積抽出(Volume Rendering)及び表面抽出(Surface Re

50

ndering)による3次元画像を構築する3次元画像構築部5と、前記3次元画像構築部4によって生成された3次元画像を読み体積抽出及び表面抽出による3次元画像を合成する画像合成部6と、画像合成部6で合成・生成された3次元画像等を表示するモニター7よりなる。

【0015】

また、3次元画像構築部5は、体積抽出により3次元画像を構築する体積抽出画像構築部5aと、表面抽出により3次元画像を構築する表面抽出画像構築部5bにより構成され、両者の表示角度、切断面の位置・角度等のパラメータはパラメータ保持メモリ8により保持されるようになっている。なお、図示はしないが、3次元画像構築部5は構築した3次元画像データを記憶するメモリを有しており、画像合成部6は3次元画像構築部5のメモリに記憶された3次元画像データを読み3次元画像を合成するようになっている。

【0016】

(作用)

このように構成された超音波画像処理装置1について説明する。

【0017】

超音波画像処理装置1では、超音波画像入力部2により入力された複数の超音波断面画像データは、斜視画像構築部3により斜視画像が構築され、さらに表面抽出部4により表面(組織部と管腔部の境界)が抽出される。そして、3次元画像構築部5の体積抽出画像構築部5aにより体積抽出の3次元画像が構築され、表面抽出画像構築部5bにより表面抽出の3次元画像が構築される。また、表示角度座標、切断面の位置・角度座標等のパラメータは共通のパラメータ保持メモリ8により保持・更新され、表面抽出画像構築部5aと体積抽出画像構築部5bで常に同一のパラメータを持つことができる。また、画像合成部6により表面抽出画像または体積抽出画像が読み出され、モニター7に表示される。

【0018】

また、画像合成部6では、表面抽出と体積抽出の割合を変化させることにより切換の効果も含んでいる。

【0019】

詳細には、超音波画像処理装置1の電源がオンされると、所定の初期処理の後、図2に示すように、ステップS1で画像合成部6が図3に示すような検索ダイアログ(Retrieve Dialog)10をモニター7に表示する。この検索ダイアログ10は、ファイル名による検索を行うファイル検索タグ11と、患者ID、患者名、誕生日、検査時年齢及び性別等の患者情報による検索を行う患者情報検索タグ12と、フリーズ日、フリーズ日時、病院名、表示レンジ、ストローク、ピッチ、周波数、ゲイン、コントラスト及び画質レベル等の検査情報による検索を行う検査情報検索タグ13とを有しており、種々の情報で画像を検索することが可能となっている。

【0020】

この検索ダイアログ10で検索が行われると、ステップS2(図2参照)で画像合成部6が図4に示すような読み出しダイアログ(Load Dialog)14をモニター7に表示する。この読み出しダイアログ14は、画像ファイル表示エリア15、患者情報表示エリア16及びプレビュー画像表示エリア17とからなり、画像ファイル表示エリア15に表示される複数の3次元画像のデータファイルから所望のデータファイルを選択すると、選択したデータファイルに関する患者情報が患者情報表示エリア16に表示されると共に、プレビュー画像表示エリア17に選択したデータファイルのプレビュー画像が表示される。

【0021】

そして、この読み出しダイアログ14で所望のデータファイルのロードが指示されると、ステップS3(図2参照)で所望のデータファイルのロードを開始し、画像合成部6が図5に示すようなラジアル画像21をモニター7に表示する。なお、ロード中はラジアル画像21上には、読み出し状況を示すプログレスバー22が表示される。

【0022】

10

20

30

40

50

データファイルのロードが終了すると、ステップ S 4 (図 2 参照) で画像合成部 6 が図 6 に示すようなラジアル画像 2 3 a とリニア画像 2 3 b を同時に表示した DPR (Dual Plane Reconstruction) 画像 2 3 をモニタ 7 に表示する。

【0023】

つぎに、画像合成部 6 では、ステップ S 5 (図 2 参照) で画像の回転処理を行う。ステップ S 5 での画像の回転処理は、具体的には、図 7 に示すように、DPR 画像 2 3 のリニア画像 2 3 b で位置設定ライン 2 4 をリニアに移動させ、その移動に伴って位置設定ライン 2 4 が指定する位置のラジアル画像 2 3 a を順次連続的に変化させることで、ラジアル画像 2 3 a 上で関心領域 2 5 を見つける。その後、ラジアル画像 2 3 a で角度設定ライン 2 6 をラジアル画像 2 3 a を中心に回転させ、関心領域 2 5 に角度設定ライン 2 6 を重ねることにより、関心領域 2 5 がリニア画像 2 3 b 上に表示させる。これらの処理により関心領域 2 5 が DPR 画像 2 3 のラジアル画像 2 3 a 及びリニア画像 2 3 b の両方に表示されることになる。

【0024】

そして、ラジアル画像 2 3 a と角度設定ライン 2 6 を同時に回転させ、関心領域 2 5 を 6 時方向に移動させると共に、角度設定ライン 2 6 を初期角度に戻すことができ、Image の回転処理を斜視画像 (図 10 参照) や 3 次元構築画像 (図 11 参照) に反映させることができる。

【0025】

なお、ステップ S 5 での画像の回転処理の変形例としては、図 8 に示すように、DPR 画像 2 3 のリニア画像 2 3 b で位置設定ライン 2 4 をリニアに移動させ、その移動に伴って位置設定ライン 2 4 が指定する位置のラジアル画像 2 3 a を順次連続的に変化させることで、ラジアル画像 2 3 a 上で関心領域 2 5 を見つけた後、角度設定ライン 2 6 は固定しラジアル画像 2 3 a を回転させ、関心領域 2 5 に角度設定ライン 2 6 を重ねることにより、関心領域 2 5 がリニア画像 2 3 b 上に表示させることも可能である。

【0026】

ステップ S 5 の処理が終わると、ステップ S 6 でラジアル画像、長手軸断面画像 (Longitudinal 画像: リニア画像を縦表示した画像と横表示した画像とからなる断面像) 及び組織断面像 (Texture と呼ばれる) が断面に張り付けられた斜視画像からなるモード 1 の同時表示モードと、ラジアル画像、長手軸断面画像及び組織断面像が断面に張り付けられ体腔内壁部分に表面抽出された画像を張り付けた 3 次元構築画像からなるモード 2 の同時表示モードとを、図 9 に示すモード選択ダイアログ 30 を用いて選択する。

【0027】

また、前記 3 次元構築画像における表面抽出は、体積抽出または表面抽出と体積抽出の組み合わせへの置き換えが可能である。

【0028】

モード選択ダイアログ 30 で「斜視」(Oblique) が選択されると、ステップ S 7 で画像合成部 6 がモード 1 の図 10 に示すようなラジアル画像、長手軸断面画像及び組織断面像が断面に張り付けられた斜視画像をモニタ 7 に表示して、ステップ S 6 に戻り処理を繰り返す。

【0029】

モード選択ダイアログ 30 で「抽出」(Rendering) が選択されると、ステップ S 8 で画像合成部 6 がモード 2 の図 11 に示すようなラジアル画像、長手軸断面画像及び組織断面像が断面に張り付けられ体腔内壁部分に表面抽出された画像を張り付けた 3 次元構築画像をモニタ 7 に表示する。

【0030】

また、前記 3 次元構築画像における表面抽出は、体積抽出または表面抽出と体積抽出の組み合わせへの置き換えが可能である。

【0031】

そして、ステップ S 9 で 3 次元構築画像のアニメート画像表示処理を行い、ステップ S 6 に戻り処理を繰り返す。

【 0 0 3 2 】

ステップ S 9 での 3 次元構築画像のアニメート画像表示処理は、複数の連続した回転させた 3 次元構築画像を時系列的に読み出し順次表示させることになるが、この複数の連続した回転させた 3 次元構築画像は、以下のようにして算出されて 3 次元画像構築部 5 のメモリに記憶される。

【 0 0 3 3 】

すなわち、図 1 2 に示すように、ステップ S 2 1 で斜視画像構築 3 での斜視画像を表示し、ステップ S 2 2 で斜視画像の表示断面と視野角を変更し、ステップ S 2 3 で 3 次元構築画像表示の要求を待ち、3 次元構築画像表示の要求があるとステップ S 2 4 で 3 次元構築画像を作成すると共に、ステップ S 2 2 での表示断面と視野角のパラメータに基づきアニメート画像用のパラメータを設定する。そして、ステップ S 2 5 でアニメート画像用のパラメータに基づき、視野角を順次移動させた複数の 3 次元構築画像からなるアニメート画像を作成し 3 次元画像構築部 5 のメモリに記憶し、ステップ S 2 6 でアニメート画像を時系列的に読み出し順次表示する。

【 0 0 3 4 】

つぎに、図 1 0 に示した組織断面像が断面に張り付けられた斜視画像及び図 1 1 に示した組織断面像が断面に張り付けら体腔内壁部分に表面抽出された画像を張り付けた 3 次元構築画像について説明する。

【 0 0 3 5 】

図 1 3 に示すように、組織断面像が断面に張り付けられた斜視画像 4 1 とは、斜視画像構築 3 で構築された斜視画像の各断面 (a 面、 b 面、 c 面、 d 面、 e 面、 f 面) に体積抽出画像構築部 5 a により得られたデータに基づく体腔内組織の層構造を示す組織断面像 4 2 を張り付けた画像であり、斜視画像構築 3 で構築される。

【 0 0 3 6 】

また、図 1 4 に示すように、組織断面像が断面に張り付けら体腔内壁部分に表面抽出された画像を張り付けた 3 次元構築画像 4 3 とは、斜視画像構築 3 で構築された斜視画像の各断面 (a 面、 b 面、 c 面、 d 面、 e 面、 f 面) に体積抽出画像構築部 5 a により得られたデータに基づく体腔内組織の層構造を示す組織断面像 4 2 を張り付けと共に、体腔内壁部分を抽出し、抽出した体腔内壁部分に表面抽出された画像 4 4 を張り付けた画像である。

【 0 0 3 7 】

体腔内壁部分の抽出は、以下のように行われる。まず、図 1 5 に示すように、斜視画像を積層された複数の面 $I_1, I_2, \dots, I_n$ に分割する。そして、図 1 6 に示すように、ステップ S 3 1 で面 I_n に小領域を設定する。次にステップ S 3 2 で視線通過面 (View Plane) の位置 (V_x, V_y) を $V_x = 0, V_y = 0$ に設定する。そして、ステップ S 3 3 で視線通過面の位置 V_x, V_y から面 I_n の小領域に光線を進行させ、ベクトル r_0 を得る (図 1 5 参照)。ここで、光線とは視点を無限遠に遠ざけた際の視点からの光線であって、視線通過面上では平行光線となっている。

【 0 0 3 8 】

次にステップ S 3 4 で面 I_n の小領域からさらに光線を進行させ、後述する所定処理により体腔内壁を検出する。

【 0 0 3 9 】

ステップ S 3 5 で $V_x = V_x + 1$ とし、ステップ S 3 6 で V_x が視線通過面外かどうか判断し、 V_x が視線通過面 e 内ならばステップ S 3 3 に戻り処理を繰り返し、 V_x が視線通過面外ならばステップ S 3 7 で $V_x = 0, V_y = V_y + 1$ とし、ステップ S 3 8 で V_y が視線通過面外かどうか判断し、 V_y が視線通過面内ならばステップ S 3 3 に戻り処理を繰り返し、 V_y が視線通過面外ならば処理を終了する。これにより視線通過面上のすべての位置で光線による斜視画像における走査が行われる。

10

20

30

40

50

【0040】

上記ステップS34における所定処理について説明する。まず、ベクトル r_0 は、上述したように、視線通過面の位置(V_x 、 V_y)から面 I_n の小領域に光線を進行させた際の、位置(V_x 、 V_y)から光線が到達した面 I_n の小領域までのベクトルを示す。

【0041】

次に、視線通過面の位置(V_x 、 V_y)から面 I_n の小領域に光線を進行させ、さらに、面 I_n の小領域から光線を次の層の面 I_{n-1} に到達させた際の、位置(V_x 、 V_y)から光線が到達した面 I_{n-1} の小領域までのベクトルを、ベクトル r_c と定義する(図15参照)。すなわち、ベクトル r_c はベクトル r_0 の起点(位置(V_x 、 V_y))から始まり、順次長さを延ばし、位置(V_x 、 V_y)から光線が到達した面 I_1 の小領域までのベクトルに変化するベクトルである。 10

【0042】

ステップS34の所定処理では、このベクトル r_0 及びベクトル r_c を用いて、図17に示すように、ステップS51で $r_c = r_0$ とし、ステップS52でこのときの r_c での関数 $\phi(r_c)$ を算出し $\phi(r_c) > 0$ かどうか判定する。この関数 $\phi(r_c)$ は、積層データ集合における近隣点から値0または1の単一の数への関数であって、 r_c におけるデータが3次元画像構築に寄与しているを判定するための限定関数である。つまり、ステップS52では r_c におけるデータが、 $\phi(r_c) = 0$ ならば3次元画像構築に寄与せず、 $\phi(r_c) = 1 (> 0)$ ならば3次元画像構築に寄与していると判定する。例えば $\phi(r_c)$ は、 r_c において光線沿いに前の10個の位置までのデータの強度が所定のしきい値以下であれば0とするような関数である。 20

【0043】

そして、 $\phi(r_c) = 0$ で r_c におけるデータが3次元画像構築に寄与していないと判定されると、ステップS53で r_c を次の層の面 I_k に移動させ、ステップS54で r_c が複数の面 $I_1, I_2, \dots, I_n$ からなるデータセットの境界内にあるかどうか判定し、 r_c がデータセットの境界内にある場合にはステップS52に戻り処理を繰り返す、 r_c がデータセットの境界外となると、ステップS55で関数 $\Pi(r_c)$ を3次元構築画像における表示値として使い処理を終了する。

【0044】

ここで、関数 $\Pi(r_c)$ は、体積抽出により得られたデータを与える。 30

【0045】

ステップS52で $\phi(r_c) = 1 (> 0)$ ならば3次元画像構築に寄与していると判定すると、ステップS56でベクトル r_0 の長さ $|r_0|$ とベクトル r_c の長さ $|r_c|$ との差 $||r_0 - r_c||$ が所定値 ε 未満かどうか判定し、差 $||r_0 - r_c||$ が所定値 ε 未満ならばステップS55に進み、差 $||r_0 - r_c||$ が所定値 ε 以上ならば、ステップS57で関数 $\Gamma(r_c)$ を3次元構築画像における表示値として使い処理を終了する。

【0046】

ここで、関数 $\Gamma(r_c)$ は、表面抽出により得られたデータを与える。例えば関数 $\Gamma(r_c)$ は、 r_c の終点の6個の近隣点での6近隣点勾配照明陰影関数とすることができる。

【0047】

このように処理することにより、体腔内壁部分には表面抽出によるデータを張り付け、体積抽出により得られたデータを張り付けた3次元構築画像を得ることができるので、診断等を飛躍的に向上させることができる。また、 $\phi(r_c)$ を用いると共に、ベクトル r_0 の長さ $|r_0|$ とベクトル r_c の長さ $|r_c|$ との差 $||r_0 - r_c||$ を判定することにより体腔内壁を抽出しているので、上記3次元構築画像を高速に演算することができる。 40

【0048】

このように構築された3次元構築画像43は、図14に示したように、体腔内壁表面は表面抽出された画像44で表示され、内部には体積抽出による内部情報が保持され、断面には組織断面像42により表示されている。

【0049】

図 18 に示すように、3 次元構築画像 43 の各断面 (a 面、b 面、c 面、d 面、e 面、f 面) は、それぞれの矢印方向に進退可能であって、a 面を例に説明すると、図 19 に示すように、図示しないマウス等のポインティングデバイスを使用して、初期状態の 3 次元構築画像 43 から表面抽出された画像 44 と組織断面像 42 とからなる内部に体積抽出による内部情報が保持した凸断面を縮めた 3 次元構築画像 43a に変換できる。

【0050】

また、初期状態の 3 次元構築画像 43 から表面抽出された画像 44 と組織断面像 42 とからなる内部に体積抽出による内部情報が保持した凸断面を伸した 3 次元構築画像 43b に変換できる。

【0051】

さらに、初期状態の 3 次元構築画像 43 から凸断面において表面抽出された画像 44 はそのまま組織断面像 42 のみ縮めた内部に体積抽出による内部情報が保持した 3 次元構築画像 43c に変換できる。

【0052】

さらにまた、初期状態の 3 次元構築画像 43 から内部に体積抽出による内部情報が保持した組織断面像 42 はそのまま表面抽出された画像 44 のみ奥方向に伸ばした 3 次元構築画像 43d に変換できる。

【0053】

(効果)

このように本実施の形態によれば、体積抽出のメリットである内部情報の保持と、表面抽出のメリットである表面上の細かい凹凸情報が見えることと、断面は組織断面像 42 により分解能が向上するという効果が得られる。

【0054】

また、変換画像である 3 次元構築画像 43a、3 次元構築画像 43b の様に切断面の変更が自由にできると共に、3 次元構築画像 43c の様に表面抽出された画像 44 により表面の状態を保持したまま体積抽出により内部情報を見ることができ、3 次元構築画像 43d の様に体積抽出により内部の状態を保持したまま表面抽出された画像 44 により細かい表面の凹凸情報等が見られるという効果がある。

【0055】

第 2 の実施の形態：

図 20 ないし図 22 は第 2 の実施の形態に係わり、図 20 は超音波画像処理装置の構成を示す構成図、図 21 は図 20 の超音波画像処理装置の作用を説明する第 1 の説明図、図 22 は図 20 の超音波画像処理装置の作用を説明する第 2 の説明図である。

【0056】

(構成)

第 2 の実施の形態は、第 1 の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0057】

図 20 に示すように、本実施の形態では、3 次元画像構築部 5 と画像合成部 6 との間に、体積抽出の透過度を設定する体積抽出透過度設定部 51a と表面抽出透過度設定部 51b とからなる透過度設定部 51 が設けられており、透過度設定部 51 により体積抽出と表面抽出において別々の透過度が設定できるようになっている。その他の構成は第 1 の実施の形態と同じである。

【0058】

(作用)

本実施の形態では、透過度設定部 51 において体積抽出透過度設定部 51a では体積抽出の透過度が設定され、表面抽出透過度設定部 51b では表面抽出の透過度が設定され、画像合成部 6 により表面抽出画像または体積抽出画像が読み出され、モニタ 7 に表示される。

【0059】

10

20

30

40

50

モニターには図 2 1 に示す様に、体腔内壁表面は表面抽出で表示され、内部は体積抽出により内部情報が保持され、断面には組織断面像が貼り付けられている。また、表面抽出と体積抽出の透過度を設定することにより体積抽出内部の関心領域 5 2 の存在が外部から確認できる。

【 0 0 6 0 】

上記を真横から見たのが図 2 2 であり、視点 5 3 から見て体積抽出された画像 5 4 の中の関心領域 5 2 は、表面抽出された画像 4 4 の透過度設定、体積抽出された画像 5 4 の透過度設定により、外部より存在が確認できる。その他の作用は第 1 の実施の形態と同じである。

【 0 0 6 1 】

10

(効果)

このように本実施の形態によれば、第 1 の実施の形態の効果に加え、体腔内壁表面は表面抽出された画像 4 4 により細かい表面の凹凸情報等まで観察できると同時に、内部すなわち体積抽出された画像 5 4 は体積抽出により内部情報が保持され、そして表面抽出された画像 4 4 と体積抽出された画像 5 4 の透過度が独立して設定できることにより、3 次元画像内部の関心領域 5 2 が体腔内壁表面と同時に観察できるという効果がある。

【 0 0 6 2 】

第 3 の実施の形態：

図 2 3 及び図 2 4 は第 3 の実施の形態に係わり、図 2 3 は超音波画像処理装置の構成を示す構成図、図 2 4 は図 2 3 の超音波画像処理装置の作用を説明する説明図である。

20

【 0 0 6 3 】

(構成)

第 3 の実施の形態は、第 1 の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【 0 0 6 4 】

図 2 3 に示すように、本実施の形態では、3 次元画像構築部 5 と画像合成部 6 との間に、表面抽出の大きさと表示位置を変更する表面抽出大きさ (位置) 変更モジュール 6 1 a を備えた大きさ (位置) 変更モジュール 6 1 が設けられている。その他の構成は第 1 の実施の形態と同じである。

【 0 0 6 5 】

30

(作用)

本実施の形態では、図示しないマウス等のポインティングデバイスの操作により、図 2 4 に示すように、初期状態の 3 次元構築画像 4 3 から、表面抽出された画像 4 4 を部分的に縮小した範囲で貼り付けた 3 次元構築画像 4 3 e に変換できる。

【 0 0 6 6 】

また、3 次元構築画像 4 3 e から、表面抽出された画像 4 4 を部分的により縮小した範囲で貼り付けた 3 次元構築画像 4 3 f に変換できる。

【 0 0 6 7 】

また、図示しないマウス等ポインティングデバイスの操作により、例えば 3 次元構築画像 4 3 f の部分的により縮小した範囲の表面抽出された画像 4 4 を奥の方に移動させた 3 次元構築画像 4 3 g に変換でき、同様に例えば 3 次元構築画像 4 3 f の部分的により縮小した範囲の表面抽出された画像 4 4 を手前の方に移動させた 3 次元構築画像 4 3 h に変換できる。その他の作用は第 1 の実施の形態と同じである。

40

【 0 0 6 8 】

(効果)

このように本実施の形態によれば、第 1 の実施の形態の効果に加え、表面抽出された画像 4 4 の大きさ及びまたは位置を変更することにより、表面抽出による細かい表面の凹凸情報等まで観察できると同時に、体積抽出により内部を同時に観察できるという効果がある。

【 0 0 6 9 】

50

第 4 の実施の形態：

図 2 5 ないし図 2 7 は第 4 の実施の形態に係わり、図 2 5 は超音波画像処理装置の構成を示す構成図、図 2 6 は図 2 5 の超音波画像処理装置の作用を説明する第 1 の説明図、図 2 7 は図 2 5 の超音波画像処理装置の作用を説明する第 2 の説明図である。

【 0 0 7 0 】

(構成)

第 4 の実施の形態は、第 1 の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【 0 0 7 1 】

図 2 5 に示すように、本実施の形態では、3 次元画像構築部 5 と画像合成部 6 との間に、表面抽出に色づけ処理を行う表面抽出色づけモジュール 7 1 a を備えた色づけモジュール 7 1 が設けられている。その他の構成は第 1 の実施の形態と同じである。

【 0 0 7 2 】

(作用)

本実施の形態では、図示しないマウス等のポインティングデバイスの操作により、図 2 6 に示すように、色パレット 7 5 を使用して表面抽出された画像 4 4 をはじめとする 3 次元構築画像 4 3 に色づけ処理を行う。

【 0 0 7 3 】

また、図 2 7 を参照して、図示しないマウス等のポインティングデバイスを使用して、内視鏡画像 7 6 の色データを使用して表面抽出された画像 4 4 をはじめとする 3 次元構築画像 4 3 に色づけ処理を行う。その他の作用は第 1 の実施の形態と同じである。

【 0 0 7 4 】

(効果)

このように本実施の形態によれば、第 1 の実施の形態の効果に加え、3 次元構築画像 4 3 に色づけ処理を行うことにより、グレースケールでは困難であった臓器、腫瘍等の判別が容易になり、さらに色データとして内視鏡画像のデータ（超音波検査を行う際、使用した内視鏡の画像データ）を使用することにより、より現実味のある画像が提供できるという効果がある。

【 0 0 7 5 】

[付記]

(付記項 1) 体腔内の超音波データを取得する超音波データ取得手段と、

前記超音波データから組織断面像（テクスチャ）を張り合わせて構築した斜視画像を生成する斜視画像生成手段と、

前記斜視画像の断面及び前記体腔内の内壁を抽出し 3 次元画像を構築する 3 次元画像構築手段と

を備えたことを特徴とする超音波画像処理装置。

【 0 0 7 6 】

(付記項 2) 前記 3 次元画像構築手段は、前記断面の位置及び視野角を任意に変更して前記 3 次元画像を構築する

ことを特徴とする付記項 1 に記載の超音波画像処理装置。

【 0 0 7 7 】

(付記項 3) 前記 3 次元画像構築手段は、

体積抽出により 3 次元画像を構築する体積抽出手段と、

表面抽出により 3 次元画像を構築する表面抽出手段と、

前記体積抽出による 3 次元画像と前記表面抽出による 3 次元画像とを切り替え表示及びまたは同時表示を行う表示手段と

を備えたことを特徴とする付記項 1 に記載の超音波画像処理装置。

【 0 0 7 8 】

(付記項 4) 前記体積抽出手段及び前記表面抽出手段は、それぞれ独立に前記 3 次元画像の等価度を設定可能である

10

20

30

40

50

ことを特徴とする付記項 3 に記載の超音波画像処理装置。

【0079】

(付記項 5) 前記表面抽出手段は、前記表面抽出による 3 次元画像の大きさ位置を設定可能である

ことを特徴とする付記項 3 に記載の超音波画像処理装置。

【0080】

(付記項 6) 前記表面抽出手段は、前記 3 次元画像に色パレットあるいは医療画像により色づけ可能である

ことを特徴とする付記項 3 に記載の超音波画像処理装置。

【0081】

(付記項 7) 前記体積抽出による 3 次元画像と前記表面抽出による 3 次元画像とを合成して表示する合成手段と

を備えたことを特徴とする付記項 1 に記載の超音波画像処理装置。

【0082】

(付記項 8) 前記体積抽出手段及び前記表面抽出手段は、それぞれ独立に前記 3 次元画像の透過度を設定可能である

ことを特徴とする付記項 7 に記載の超音波画像処理装置。

【0083】

(付記項 9) 前記表面抽出手段は、前記表面抽出による 3 次元画像の大きさ位置を設定可能である

ことを特徴とする付記項 7 に記載の超音波画像処理装置。

【0084】

(付記項 10) 前記表面抽出手段は、前記 3 次元画像に色パレットあるいは医療画像により色づけ可能である

ことを特徴とする付記項 7 に記載の超音波画像処理装置。

【図面の簡単な説明】

【0085】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態に係る超音波画像処理装置の構成を示す構成図

【図 2】図 1 の超音波画像処理装置の処理の流れを示すフローチャート

【図 3】図 2 のフローチャートにおける検索ダイアログを説明する説明図

【図 4】図 2 のフローチャートにおける読み出しダイアログを説明する説明図

【図 5】図 2 のフローチャートにおけるラジアル画像を説明する説明図

【図 6】図 2 のフローチャートにおける D P R 画像を説明する説明図

【図 7】図 2 のフローチャートにおける画像の回転処理を説明する説明図

【図 8】図 2 のフローチャートにおける画像の回転処理の変形例を説明する説明図

【図 9】図 2 のフローチャートにおけるモード選択ダイアログを説明する説明図

【図 10】図 2 のフローチャートにおけるラジアル画像、長手軸断面画像及び組織断面画像が断面に張り付けられた斜視画像の同時表示を示す図

【図 11】図 2 のフローチャートにおけるラジアル画像、長手軸断面画像及び組織断面画像が断面に張り付けられ体腔内壁部分に表面抽出された画像を張り付けた 3 次元構築画像の同時表示を示す図

【図 12】図 2 のフローチャートにおけるアニメート画像表示処理の流れを示すフローチャート

【図 13】図 10 の斜視画像を説明する説明図

【図 14】図 11 の 3 次元構築画像を説明する説明図

【図 15】図 14 の 3 次元構築画像における体腔内壁表面の抽出を説明する説明図

【図 16】図 14 の 3 次元構築画像における体腔内壁表面の抽出処理の流れを示す第 1 のフローチャート

【図 17】図 14 の 3 次元構築画像における体腔内壁表面の抽出処理の流れを示す第 2 のフローチャート

10

20

30

40

50

- 【図 18】図 14 の 3 次元構築画像の画像変形を説明する第 1 の説明図
 【図 19】図 14 の 3 次元構築画像の画像変形を説明する第 2 の説明図
 【図 20】本発明の第 2 の実施の形態に係る超音波画像処理装置の構成を示す構成図
 【図 21】図 20 の超音波画像処理装置の作用を説明する第 1 の説明図
 【図 22】図 20 の超音波画像処理装置の作用を説明する第 2 の説明図
 【図 23】本発明の第 3 の実施の形態に係る超音波画像処理装置の構成を示す構成図
 【図 24】図 23 の超音波画像処理装置の作用を説明する説明図
 【図 25】本発明の第 4 の実施の形態に係る超音波画像処理装置の構成を示す構成図
 【図 26】図 25 の超音波画像処理装置の作用を説明する第 1 の説明図
 【図 27】図 25 の超音波画像処理装置の作用を説明する第 2 の説明図

10

【符号の説明】

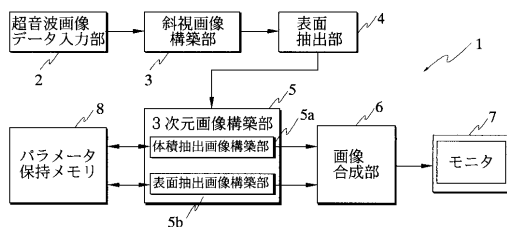
【0086】

- 1 ... 超音波画像処理装置
 2 ... 超音波画像入力部
 3 ... 斜視画像構築部
 4 ... 表面抽出部
 5 ... 3 次元画像構築部
 5 a ... 体積抽出画像構築部
 5 b ... 表面抽出画像構築部
 6 ... 画像合成部
 7 ... モニタ
 8 ... パラメータ保持メモリ

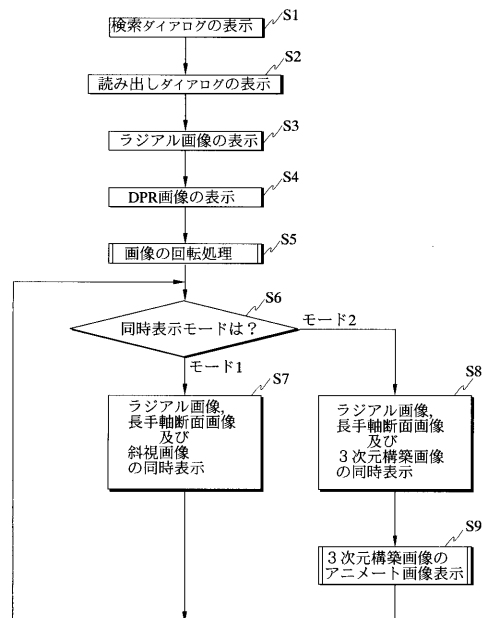
20

代理人 弁理士 伊藤 進

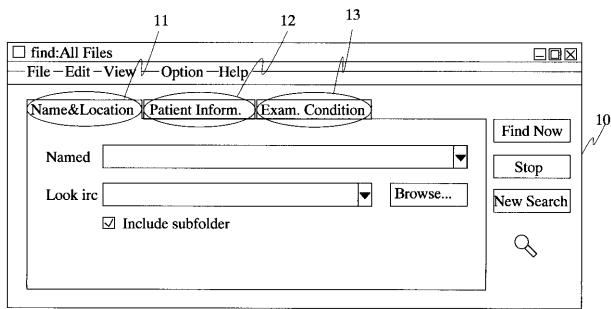
【図 1】



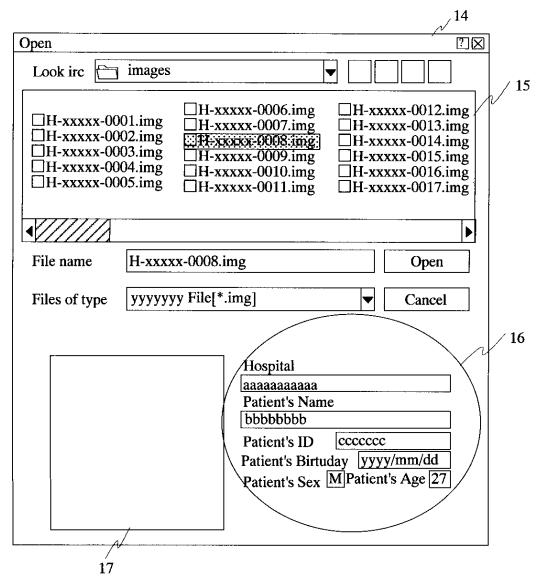
【図 2】



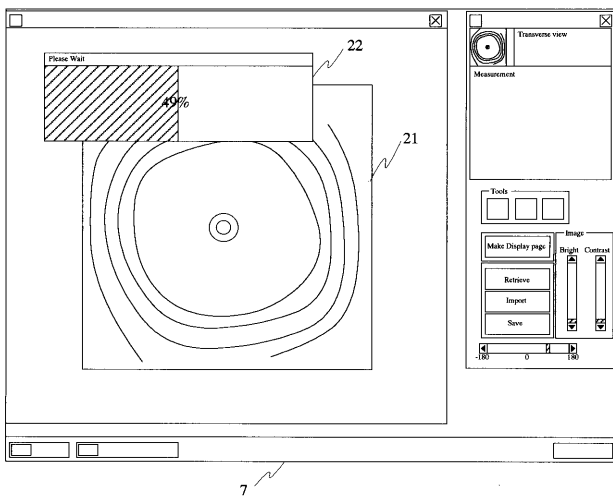
【 図 3 】



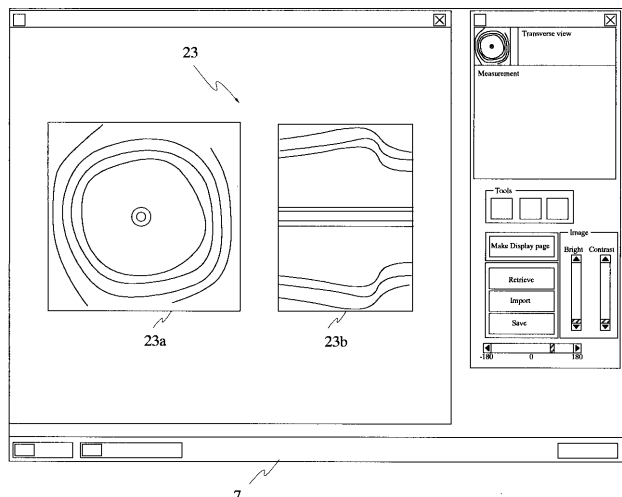
【 図 4 】



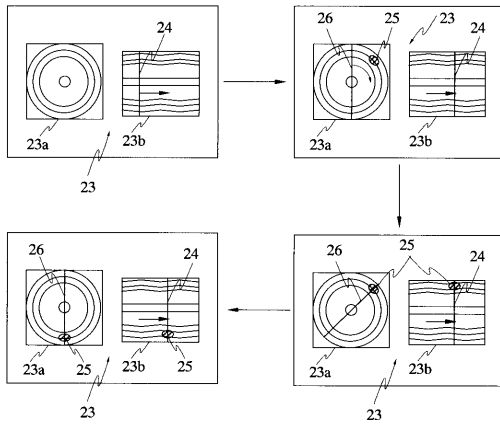
【 図 5 】



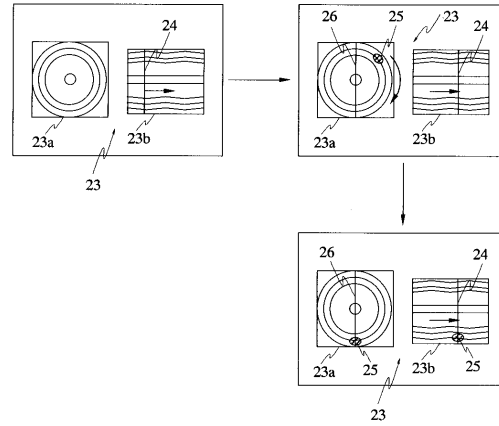
【 図 6 】



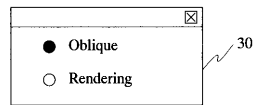
【図 7】



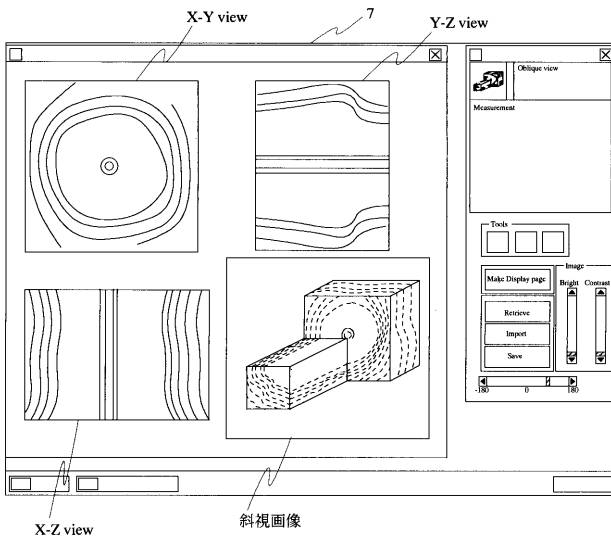
【図 8】



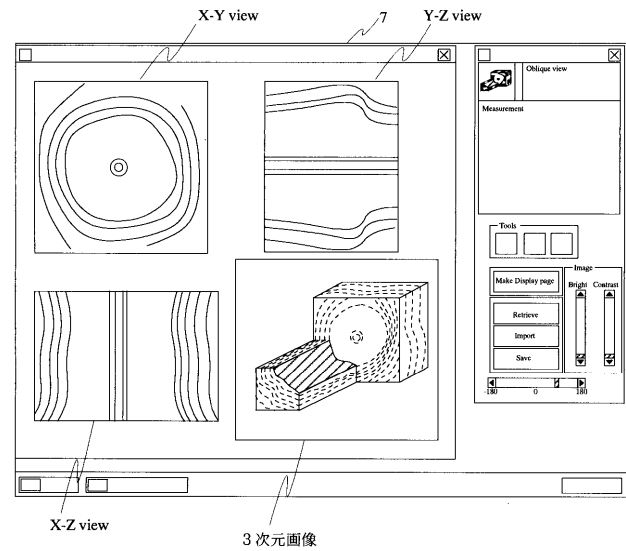
【図 9】



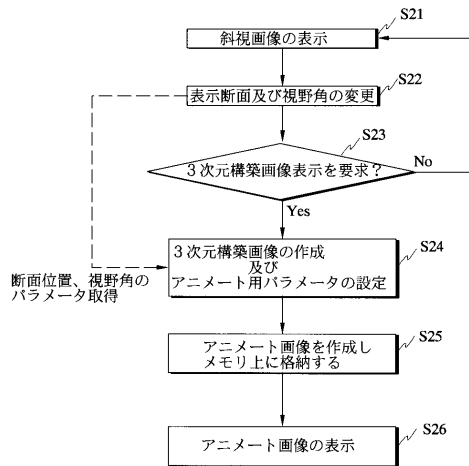
【図 10】



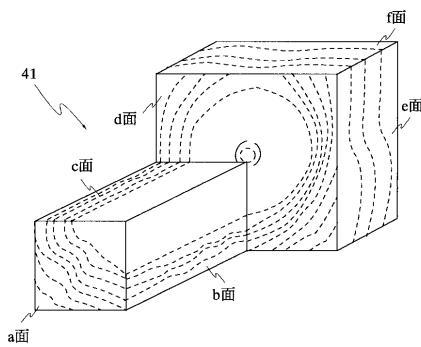
【図 11】



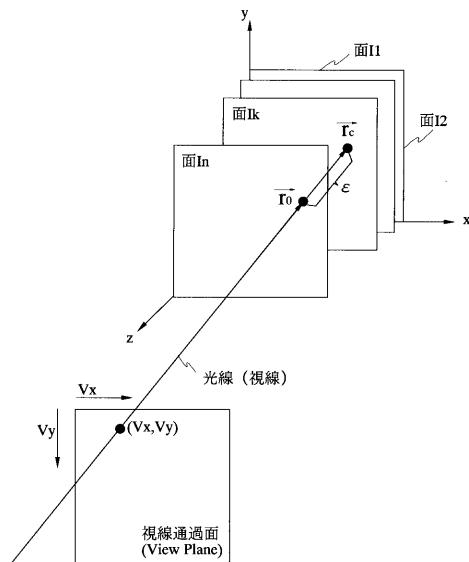
【図 1 2】



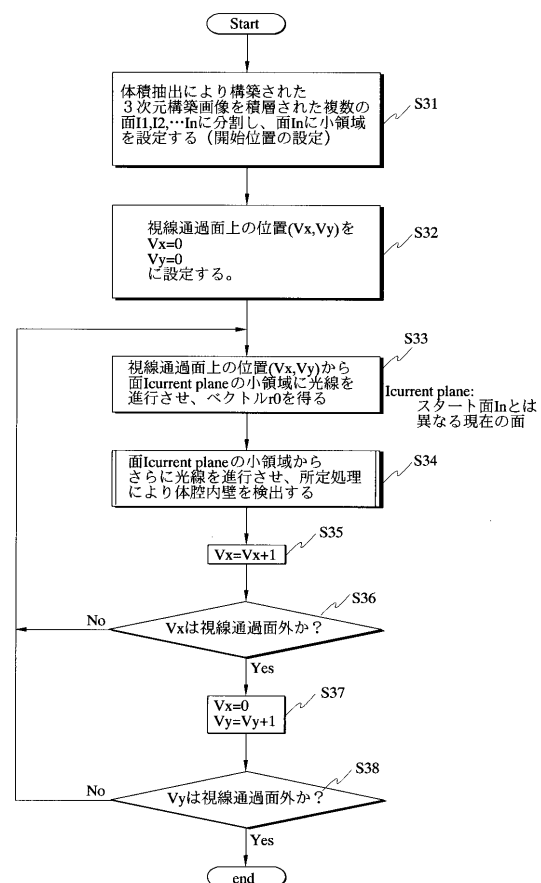
【図 1 3】



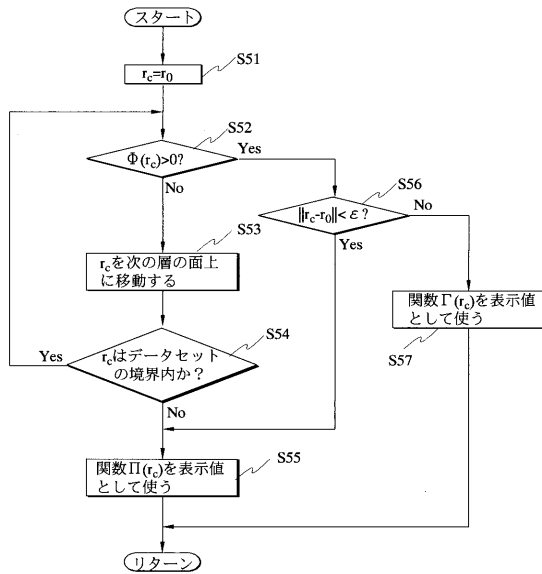
【図 1 5】



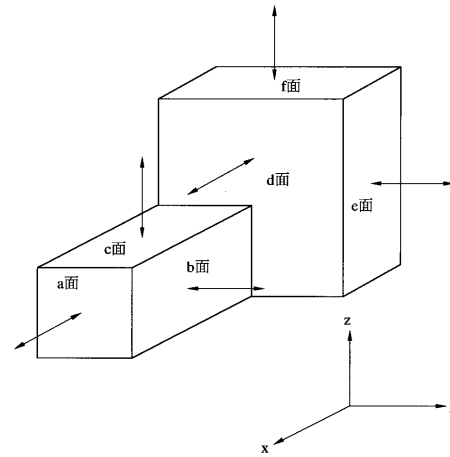
【図 1 6】



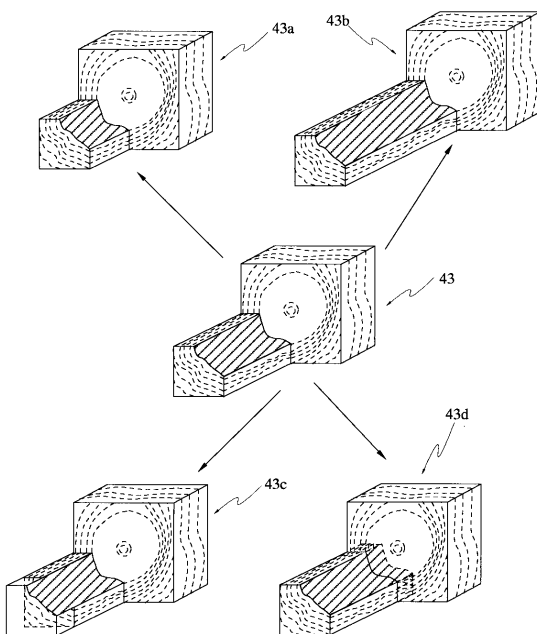
【図 17】



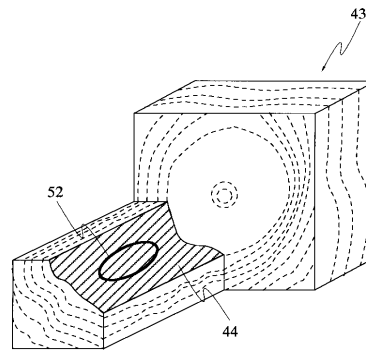
【図 18】



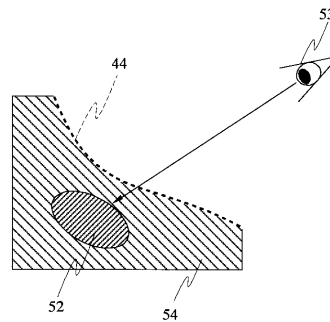
【図 19】



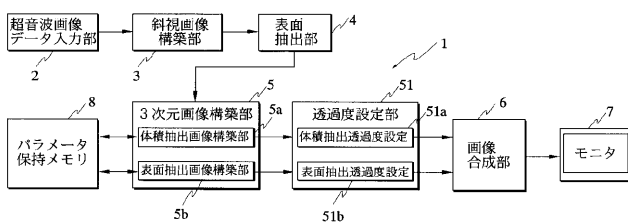
【図 21】



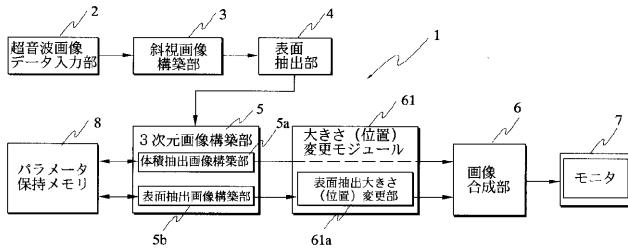
【図 22】



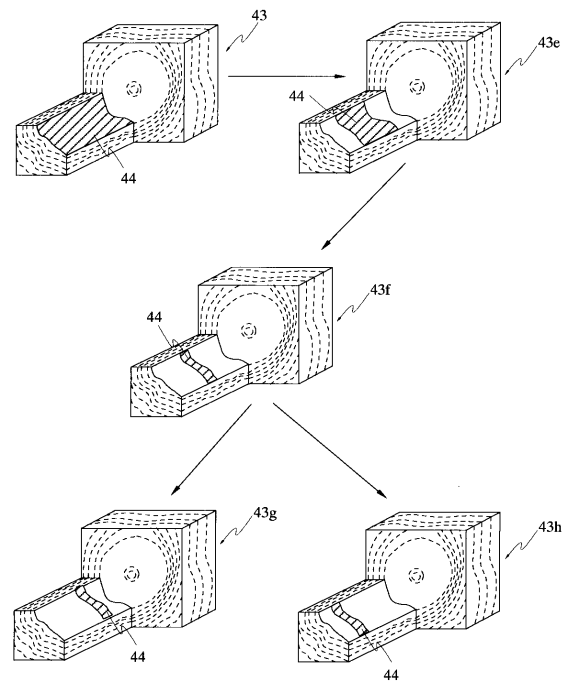
【図 20】



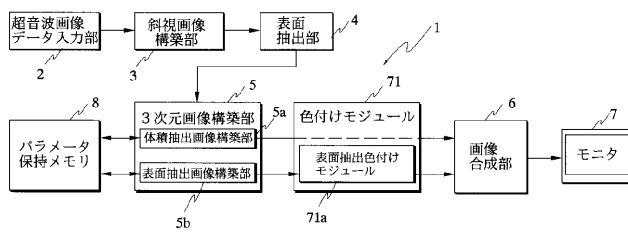
【図 2 3】



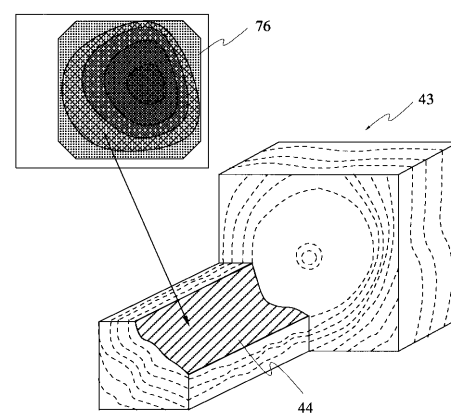
【図 2 4】



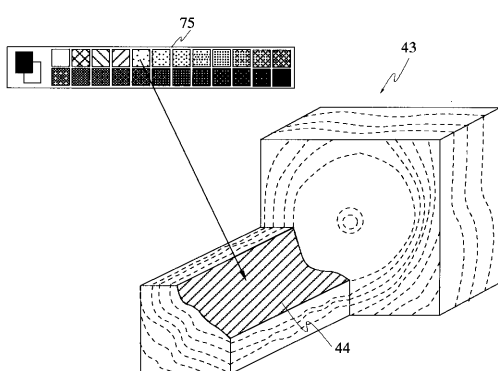
【図 2 5】



【図 2 7】



【図 2 6】



フロントページの続き

(72)発明者 ホン ザホ

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 5 0 1 0 キャピトラ スウィート ナンバー 2 1 2 ベ
イ アベニュー 8 2 0 インデック システムズ, インク. 内

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB21 BB24 EE09 FE01 JC22 JC27 JC28 JC29 JC33
KK02 KK03 KK12 KK22 KK25 KK44
5B057 AA07 BA05 CA12 CB13 CD14 CH01 DC02
5B080 AA17

专利名称(译)	超声波图像处理装置		
公开(公告)号	JP2004318910A	公开(公告)日	2004-11-11
申请号	JP2004176233	申请日	2004-06-14
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	菊池逸人 リッチディデー ホンザホ		
发明人	菊池 逸人 リッチ ディデー ホン ザホ		
IPC分类号	A61B8/12 G06T1/00 G06T15/08 G06T15/00		
FI分类号	G06T15/00.200 A61B8/12 G06T1/00.290.D A61B8/14 G06T15/08 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB21 4C601/BB24 4C601/EE09 4C601/FE01 4C601/JC22 4C601/JC27 4C601/JC28 4C601/JC29 4C601/JC33 4C601/KK02 4C601/KK03 4C601/KK12 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/KK44 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA12 5B057/CB13 5B057/CD14 5B057/CH01 5B057/DC02 5B080/AA17		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	09/444009 1999-11-19 US 1999333999 1999-11-25 JP		
其他公开文献	JP2004318910A6		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在三维图像中结合表面提取和体积提取的信息并独立设置透明度，并容易看到内部器官等的信息以及表面上细微不规则的信息。超声波图像处理装置1包括超声波图像输入单元2，该超声波图像输入单元2执行来自插入到体腔中并发送和接收超声波的超声波探头（未示出）的超声波图像数据的输入处理。构造图像的透视图像构造单元3，表面提取单元4，表面提取单元4提取透视图像中的体腔的内壁表面（组织部分和内腔部分之间的边界），并通过体积提取和表面提取构造三维图像。三维图像构建单元5，图像合成单元6，该图像合成单元6读取三维图像构建单元4生成的三维图像，并通过体积提取和表面提取以及图像合成单元6的合成和生成来合成三维图像。监视器7显示三维图像等。[选型图]图1

