

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2001 - 340341

(P2001 - 340341A)

(43)公開日 平成13年12月11日(2001.12.11)

(51) Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マコード* (参考)
A 6 1 B 8/08		A 6 1 B 8/08	4 C 3 0 1
G 0 6 T 1/00	290	G 0 6 T 1/00	5 B 0 5 7
15/00	300	15/00	5 B 0 8 0

審査請求 未請求 請求項の数 23 O L (全 13数)

(21)出願番号 特願2001 - 5655(P2001 - 5655)

(22)出願日 平成13年1月12日(2001.1.12)

(31)優先権主張番号 特願2000 - 96501(P2000 - 96501)

(32)優先日 平成12年3月31日(2000.3.31)

(33)優先権主張国 日本(JP)

(71)出願人 000230962

日本光電工業株式会社

東京都新宿区西落合1丁目31番4号

(72)発明者 富田 紀男

東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本光

電工業株式会社内

(72)発明者 長井 裕

東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本光

電工業株式会社内

(74)代理人 100099195

弁理士 宮越 典明 (外1名)

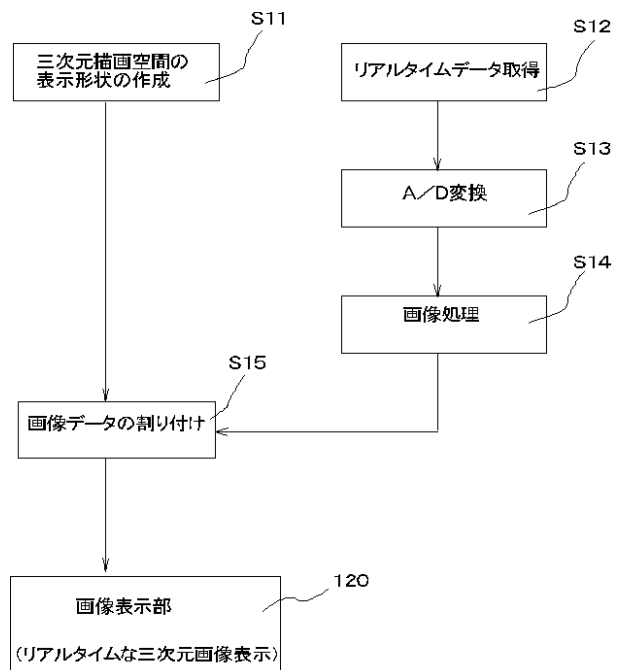
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 三次元画像表示方法及びその装置

(57)【要約】

【課題】 心臓等、拍動を伴うような循環器系の臓器等の経時的变化をリアルタイムに観察、計測する。

【解決手段】 使用する超音波画像診断装置の探触子に特有の超音波ビームによるスキャン形状に従い、仮想空間内に表示空間の作成を行う (S 1 1)。超音波画像診断装置により、リアルタイムに逐次スキャンを行い、これによって得られたデータを取り込む (S 1 2)。A / D (アナログ / デジタル) 変換手段により、所定のビット数のデジタルの電気信号に変換される (S 1 3)。S 1 3 で得られたデジタル信号を、その輝度情報を R G B の 3 原色と不透明度 との 4 配列のデータに割り付けるように変換する (S 1 4)。ステップ S 1 1 で作成した三次元の表示空間に対し、ステップ S 1 4 で得られた R G B の 3 原色と不透明度 との 4 配列のデータを割り付けることにより、三次元画像表示を得る (S 1 5)。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波を生体に対し三次元的に送波するシステムにおいて、超音波探触子の超音波ビームによるスキャン形状に従って、仮想空間内に前記スキャン形状と相似の形状の表示空間を作成し、

前記超音波探触子を使用して得られたスキャン情報を、前記表示空間内に仮想立体画像として表示することを特徴とする三次元画像表示方法。

【請求項2】 請求項1に記載の三次元画像表示方法において、前記超音波探触子を使用して逐次得られたスキャン情報によって表示された前記仮想立体画像を、表示装置の走査時間と同等の時間間隔で書き換えることを特徴とする三次元画像表示方法。

【請求項3】 請求項1または2に記載の三次元画像表示方法において、前記仮想立体画像における遠近を、特定の色彩の変化によって表現することを特徴とする三次元画像表示方法。

【請求項4】 請求項1または2に記載の三次元画像表示方法において、前記仮想立体画像における遠近を、特定の輝度の変化によって表現することを特徴とする三次元画像表示方法。

【請求項5】 請求項1～4のいずれかに記載の三次元画像表示方法において、前記立体画像の輝度を不透明度に対応させて透過表現することを特徴とする三次元画像表示方法。

【請求項6】 請求項1～5のいずれかに記載の三次元画像表示方法において、前記表示空間が略円錐であることを特徴とする三次元画像表示方法。

【請求項7】 請求項6に記載の三次元画像表示方法において、前記超音波探触子の位置を、前記略円錐の頂点部に相当する位置とすることを特徴とする三次元画像表示方法。

【請求項8】 請求項7に記載の三次元画像表示方法において、前記略円錐が前記超音波探触子の超音波ビームのスキャンする経路に対応した複数の小円錐からなることを特徴とする三次元画像表示方法。

【請求項9】 請求項1～7のいずれかに記載の三次元画像表示方法において、前記略円錐が、前記超音波探触子の超音波ビームにスキャンする経路に対応した複数の平面からなることを特徴とする三次元画像表示方法。

【請求項10】 請求項9に記載の三次元画像表示方法において、前記複数の平面を、常に視点方向を向くように形成することを特徴とする三次元画像表示方法。

【請求項11】 請求項9または10に記載の三次元画像表示方法において、前記複数の平面の各々を、複数のポリゴンの集合体として形成することを特徴とする三次元画像表示方法。

【請求項12】 請求項9または10に記載の三次元画像表示方法において、前記複数の平面の各々を、一枚の多角形面として形成することを特徴とする三次元画像表

示方法。

【請求項13】 請求項1～12のいずれかに記載の三次元画像表示方法において、前記輝度情報に対応した微小立体（ボクセル）をつみ上げて、前記表示空間内に仮想立体画像として表示することを特徴とする三次元画像表示方法。

【請求項14】 請求項1～13のいずれかに記載の三次元画像表示方法において、視点を変更したときに、変更した視点の位置に応じて遠近を自動的に設定することを特徴とする三次元画像表示方法。

【請求項15】 請求項14に記載の三次元画像表示方法において、視点を変更したときに、視点変更が自在な表示方法を用いることを特徴とする三次元画像表示方法。

【請求項16】 請求項8に記載の三次元画像表示方法において、前記輝度情報を前記略円錐の表面にデータを貼りつけるテクスチャマッピング法を用いて、前記表示空間内に仮想立体画像として表示することを特徴とする三次元画像表示方法。

【請求項17】 請求項9～12のいずれかに記載の三次元画像表示方法において、前記輝度情報を前記複数枚の平面にデータを貼りつけるテクスチャマッピング法を用いて、前記表示空間内に仮想立体画像として表示することを特徴とする三次元画像表示方法。

【請求項18】 請求項8に記載の三次元画像表示方法において、前記複数の小円錐の間を演算によって求められた補完データによって埋めることを特徴とする三次元画像表示方法。

【請求項19】 請求項9～12のいずれかに記載の三次元画像表示方法において、前記複数枚の平面の間を演算によって求められた補完データによって埋めることを特徴とする三次元画像表示方法。

【請求項20】 請求項13に記載の三次元画像表示方法において、前記微小立体の間を演算によって求められた補完データによって埋めることを特徴とする三次元画像表示方法。

【請求項21】 請求項1～20のいずれかに記載の三次元画像表示方法において、超音波画像診断装置に用いることを特徴とする三次元画像表示方法。

【請求項22】 超音波探触子と、該超音波探触子の超音波ビームによるスキャン形状に従って、仮想空間内に前記スキャン形状と相似の表示空間を表示する画像表示部と、前記超音波探触子を使用して得られたスキャン情報を前記表示空間内に仮想立体画像として表示させる画像処理部と、を有することを特徴とする三次元画像表示装置。

【請求項23】 請求項22に記載の三次元画像表示装置において、前記画像表示部上に表示する画像を、視点変更するための操作手段を有することを特徴とする三次元画像表示装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、三次元画像表示方法及びその装置に関し、特に、超音波画像診断装置において、拍動を伴うような循環器系の臓器等の経時的变化を、リアルタイムに表示できる三次元画像表示方法及びその装置である。

【0002】

【従来の技術】従来、超音波画像診断装置における画像表示方法において、対象とする生体の二次元断層像を描画する方法（いわゆるBモード表示）が主流となってきた。これは、超音波による扇状の走査を生体内に順次繰り返していき、得られた反射波の強度を明暗によって表現することにより、生体内の二次元断層像を得る方法である。このようなBモード表示は、観察しようとする生体組織の特定の切断面しか表示できないものであり、組織の立体的な構造を把握するには複数の切断面を時間をかけて観察する必要があった。特に心臓のような形状の複雑な物体に対しては、立体的な構造を把握するのは非常に困難であり、多くの検査経験を必要とする。このため最近では、二次元の画像を順次蓄積し、複雑な演算処理を加えることで、心臓のように形状の複雑な臓器を、奥行き感のある分かりやすい仮想立体画像で表示する三次元画像表示方法も実用化されつつある。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上述のような従来の三次元描画方法は、複雑な演算処理を行う時間が必要となるため、リアルタイムに逐次取得されたデータをリアルタイムに追従して表示することが困難である。これは複雑な演算処理に要する時間のため、せいぜい毎秒8回程程度しか、画面上の表示データを書き換えることができず、臨床上に必要な表示に比べて、間欠的な表示しかできず、微妙な動きの表示ができない。このように、従来の三次元描画方法は、心臓等、拍動を伴うような循環器系の臓器の早い動き、かつ、微妙な動きをリアルタイムに追従して観察、計測することができないという問題点を抱えている。また、上記のように立体的な画像の早い動き、かつ、微妙な動きをリアルタイムに追従して観察しながら、同時に、この画像を観察者が自由に視点方向または位置を変えて観察することも困難であった。

【0004】本発明は、前記従来の技術の問題点に鑑みなされたものであって、心臓等、拍動を伴うような循環器系の臓器等の経時的变化をリアルタイムに観察、計測することができる三次元画像表示方法を提供することを目的とする。

【0005】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するために、請求項1記載の三次元画像表示方法は、超音波を生体に対し三次元的に送波するシステムにおいて、超音波

探触子の超音波ビームによるスキャン形状に従って、仮想空間内に前記スキャン形状と相似の形状の表示空間を作成し、前記超音波探触子を使用して得られたスキャン情報を、前記表示空間内に仮想立体画像として表示することにより、超音波ビームによるスキャン形状と、表示形状とが相似形であるので、スキャン情報の演算処理、画像処理が簡易になる。

【0006】請求項2記載の三次元画像表示方法は、前記超音波探触子を使用して逐次得られたスキャン情報によって表示された前記仮想立体画像を、表示装置の走査時間と同等の時間で書き換えることによって、表示画像の動きに正確に追従できる。

【0007】請求項3記載の三次元画像表示方法は、前記仮想立体画像における遠近を、特定の色彩の変化によって表現することによって、奥行き方向に色付けし、視覚的な深みの表現を付加する。

【0008】請求項4記載の三次元画像表示方法は、前記仮想立体画像における遠近を、特定の輝度の変化によって表現することによって、奥行き方向に輝度の変化を付け、視覚的な深みの表現を付加する。

【0009】請求項5記載の三次元画像表示方法は、前記立体画像の輝度値を不透明度に対応させて透過表現することによって、輝度値の低い手前の表示物体がその奥に存在する輝度値の高い表示物体を隠してしまうことなく、かつ、遠近の表現をすることができる。

【0010】請求項6記載の三次元画像表示方法は、前記表示空間が略円錐であることによって、超音波探触子における超音波ビームの放射形状と表示空間とが相似形になる。

【0011】請求項7記載の三次元画像表示方法は、前記超音波探触子の位置を、前記略円錐の頂点部に相当する位置とすることによって、超音波探触子における超音波ビームの放射形状位置と表示空間の略円錐の頂点部とを一致させることができる。

【0012】請求項8記載の三次元画像表示方法は、前記略円錐が前記超音波探触子の超音波ビームのスキャンする経路に対応した複数の小円錐からなることによって、超音波探触子の各放射形状（スキャン経路）と、これらに対応する各小円錐の形状を一致させることができる。

【0013】請求項9に記載の三次元画像表示方法は、前記略円錐が前記超音波探触子の超音波ビームのスキャンする経路に対応した複数枚の平面からなることによって、超音波探触子の各放射形状（スキャン経路）と、これらに対応する平面の形状を一致させることができる。

【0014】請求項10に記載の三次元画像表示方法は、前記複数枚の各平面が全て、視点を変更したときに、視点の位置の方向を向く様に面を形成することで、どの方向から見ても視覚的な深みの表現を維持することができる。

【0015】請求項11に記載の三次元画像表示方法は、前記複数枚の各平面を形成する際に、各平面を更に小さな多角形面（ポリゴン）の集合体として形成することで、更に複雑な形状を表現することができる。

【0016】請求項12に記載の三次元画像表示方法は、前記複数枚の各平面を形成する際に、各平面を一枚の大きな多角形面（ポリゴン）とすることで、その表面に前記輝度情報を元にしたデータを貼り付ける（テクスチャマッピング）することができる。

【0017】請求項13に記載の三次元画像表示方法は、前記輝度情報に対応した微小立体（ボクセル）を積み上げて、前記表示空間内に仮想立体画像として表示することによって、各ボクセルに対し、RGBの3原色の輝度と、不透明度とを調整し、略円錐をこのボクセルの集合体として作成できる。

【0018】請求項14に記載の三次元画像表示方法は、視点を変更した時に、視点の位置からの遠近を自動的に設定することによって、実際の物体を観察する視点からの遠近と、表示画面上の物体の遠近の表現とを、視点を変えても自動的に一致させることができる。

【0019】請求項15に記載の三次元画像表示方法は、視点変更が自在な表示方法を用いることによって、視点を変えてあらゆる角度から見ているかのように、表示物体を表示装置に表示できる。

【0020】請求項16に記載の三次元画像表示方法は、前記略円錐を構成する各小円錐の表面に、前記輝度情報のデータを貼りつけるテクスチャマッピング法を用いて、前記表示空間内に仮想立体画像として表示することによって、複数本の小円錐の表面にそれぞれ、RGBの3原色の輝度と、不透明度とによるデータを貼り付けることができる。

【0021】請求項17に記載の三次元画像表示方法は、前記略円錐を構成する複数枚の各平面の表面に、前記輝度情報のデータを貼りつけるテクスチャマッピング法を用いて、前記表示空間内に仮想立体画像として表示することによって、複数本の小円錐の表面にそれぞれ、RGBの3原色の輝度と、不透明度とによるデータを貼り付けることができる。

【0022】請求項18に記載の三次元画像表示方法は、前記複数の小円錐の間を演算によって求められた補間データによって埋めることによって、表示物体の画像をより空間的解像度の高いものにすることができる。

【0023】請求項19に記載の三次元画像表示方法は、前記複数枚の平面の間を演算によって求められた補間データによって埋めることによって、表示物体の画像をより空間的解像度の高いものにすることができる。

【0024】請求項20に記載の三次元画像表示方法は、前記各ボクセルの間を演算によって求められた補間データによって埋めることによって、表示物体の画像をより空間的解像度の高いものにすることができる。

【0025】請求項21に記載の三次元画像表示方法は、超音波画像診断装置にもちいることによって、心臓等、拍動を伴うような循環器系の臓器の速い動き、かつ、微妙な動きをリアルタイムに追従して観察、計測することができる。

【0026】請求項22に記載の三次元画像表示装置は、超音波探触子と、超音波探触子の各超音波ビームによるスキャン形状に従って、仮想空間内に前記スキャン形状と相似の表示空間を表示する画像表示部と、前記超音波探触子を使用して得られたスキャン情報を前記表示空間内に仮想立体画像として表示させる画像処理部と、を有するので、超音波ビームによるスキャン形状と、表示空間とが相似形であるので、画像表示を簡易にできる。

【0027】請求項23に記載の三次元画像表示装置は、前記画像表示部上に表示する画像を、視点変更するための操作手段を有するので、この操作手段の操作によって、視点を変えてあらゆる角度から見ているかのように、表示物体を表示できる。

【0028】

【発明の実施の形態】以下に、本発明の三次元画像表示方法の実施形態の例を挙げ、図面を参照しながら詳細に説明する。

【0029】（第1の実施形態）図1に本実施形態に係る三次元画像表示方法の処理ステップ（S11～S15）の流れを説明する図である。図2は、処理ステップS11、S15を説明する模式図である。図3は、小円錐を放射状に配置した表示画面を示す図である。図4は、処理ステップS12～S14を説明する模式図である。これらの図を用いて、本実施形態に係る三次元画像表示方法を以下、詳細に説明する。

【0030】（ステップS11：表示空間の作成）図1のステップS11において、三次元の表示空間の作成を行う。使用する超音波画像診断装置（図示せず）の探触子105に特有の超音波ビームによるスキャン形状に従い、仮想空間内に表示形状の作成を行う。まず、図2の（a）に示すような円錐状の表示空間101を作成する。具体的には、この円錐状の表示空間内101に、図3に示すように、複数本の小円錐101aを放射状に配置した状態である。これは、超音波画像診断装置の探触子105から出力される超音波ビーム1本毎に1本の小円錐101aを割り当てているものである。好ましくは、超音波画像診断装置から得られた情報を元に補間データを作成し、上記小円錐101aの間に補間データを使用した形状を作成する。そして、奥に存在する物体を手前にある物体により隠してしまわないように、各小円錐101aは、所定の不透明度を持たせて、透過表現を行っている。この不透明度とは、値が大きいほど不透明となるものである。

【0031】（ステップS12：逐次データ取得）超音

波画像診断装置により、リアルタイムに逐次スキャンを行い、これによって得られたデータを取り込む。具体的には、図4に示すように生体104に対し、超音波画像診断装置の複数(N個)の振動子を有する探触子105を使用し、リアルタイムに逐次スキャンを行う。この探触子105の各振動子からそれぞれ超音波ビーム(ビーム1~ビームN)が発せられ、戻ってきた反射波は再び各振動子により音響信号から電気信号に変換され、逐次データ取得S12が行われる。さらにこのとき、反射波の強度を縦軸に、時間を横軸にとったアナログの電気信号106に変換される。

【0032】(ステップS13:A/D変換)前述のアナログの電気信号106は、画像処理部108内のA/D(アナログ/デジタル)変換回路により、所定のビット数のデジタルの電気信号に変換される。図4に示すように、例えば8ビットのデジタル信号の場合、 $2^8 = 256$ 階調の符号化ができる。また、このA/D変換では、下記数1に示す個数Aのデータを、少なくとも毎秒15~30回取り込むことにより、リアルタイム表示が実現できる。

【0033】

【数1】

$$A = T \times F \times N$$

T: 超音波ビーム1本あたりの走査時間
F: データサンプリング周波数
N: 超音波ビームの本数

【0034】(ステップS14:輝度値情報の変換)前述のステップS13で得られたデジタル信号は、図4に示すように、その輝度情報をRGBの3原色と不透明度との4配列のデータに割り付けるように変換される(総データ個数は4A個となる)。RGB3原色の配色データは、例えば、三次元画像の奥が濃い色となるような値に変換されたものである。不透明度のデータは、例えば、手前に存在する物体の不透明度を奥に存在する物体の不透明度より低くして、奥に存在する物体を隠してしまわないような値に変換されたものである。

【0035】(ステップS15:画像データの割り付け)ステップS11で作成した三次元の表示空間(図2の円錐)101に対し、ステップS14で得られたRGBの3原色と不透明度との4配列のデータを割り付けることにより、画像表示部120に、図2の(b)に示すような表示物体102を表示することができる。これにより、本実施形態に係る三次元画像表示方法が完成する。この割り付け方法は、ボクセル(微小立体)を使用する方法と、テクスチャマッピング法を利用する方法がある。ボクセルを使用する方法とは、立体的な画素とも言えるボクセルをつみ上げて行き、そのボクセルの輝度等を直接調整する方法である。本実施形態においては、各ボクセルに対し、RGBの3原色の輝度と、不透明度とを調整し、図3の複数本の小円錐101aをこのボクセルをつみ上げて作成する。また、各ボクセル間を演

算によって求められた補完データによって埋めることもできる。一方、テクスチャマッピング法を利用する方法は、円柱、円錐のような形状を用意し、その表面にデータを貼り付けるようにして、“マッピング”する方法であり、本実施形態においては、図3の複数本の小円錐101aの表面にそれぞれ、RGBの3原色の輝度と、不透明度とによるデータを貼り付ける。

【0036】上記処理ステップS11~S15を実行して作成した三次元画像は、CRT等の画像表示部にリアルタイムに表示することができるものである。そして、上述の各処理ステップは、一般的な三次元グラフィックで用いられるような複雑な画像処理、演算処理が必要ないため、その表示画面を毎秒15~30回程度、新しいデータに書き換えて表示することができる。これは表示装置の走査時間と同等の時間で書き換えることができるのである。これにより、拍動を伴うような循環器系の臓器等の経時的変化を、逐次リアルタイムに、立体感、透過性のある三次元画像表示を得ることができる。

【0037】(第2の実施形態)図5は、本実施形態に係る三次元画像表示方法の処理ステップ(S21~S26)の流れを説明する図である。図6は、処理ステップS21、S22、S26を説明する模式図である。以下、図に従って、詳細に説明する。

【0038】(ステップS21:表示空間の作成)前述の第1の実施形態のステップS11と同一の方法で作成する。

【0039】(ステップS22:視点方向の自由度付加)上記ステップS21で作成した三次元描画空間の円錐状の表示空間101をマウス、キーボード等、各種入力機器からなる操作手段(図示せず)による信号から、視点位置の決定をし、視点方向の自由度付加する。上記操作手段の入力信号により、図6の(b)に示すように、3軸(X軸、Y軸、Z軸)ある円錐状の表示空間101のうち、任意の軸周りに視点を移動させる。複数の軸についての操作を重ねることで、あらゆる方向からの任意の視点を確保できる。さらに、対象物を見る際には、対象物を回す方法と、対象物を見る視点を移動する方法とがある。

【0040】(ステップS23:逐次データ取得)図4に示した前述の第1の実施形態のステップS12と同一の方法で作成する。

【0041】(ステップS24:A/D変換)図4に示した前述の第1の実施形態のステップS13と同一の方法で作成する。

【0042】(ステップS25:輝度値情報の変換)図4に示した前述の第1の実施形態のステップS14と同一の方法で作成する。

【0043】(ステップS26:画像データの割り付け)前述の第1の実施形態のステップS15と同一の方法で作成し、図6の(c)に示すように、本実施形態に

係る三次元画像表示方法が完成する。

【0044】上記処理ステップS21～S26を実行して作成した三次元画像は、CRT等の画像表示部にリアルタイムに表示し、かつあらゆる方向からの任意の視点を確保できるものである。そして、上述の各処理ステップは、一般的な三次元グラフィックスで用いられるような複雑な画像処理、演算処理が必要ないため、その表示画面を毎秒15～30回程度、新しいデータに書き換えて表示することができる。これは表示装置の走査時間と同等の時間で書き換えることができるものである。これにより、拍動を伴うような循環器系の臓器等の経時的変化を、逐次リアルタイムに、立体感、透過性のある三次元画像表示を得ることができる。

【0045】(第3の実施形態)図7は、本実施形態に係る三次元画像表示方法の処理ステップ(S21～S26)の流れを説明する図である。図8は、処理ステップS31、S32、S33、S36を説明する模式図である。図に従って、以下、詳細に説明する。

【0046】(ステップS31:表示空間の作成)前述の第1の実施形態のステップS11と同一の方法で作成する。

【0047】(ステップS32:視点方向の自由度付加)前述の第2の実施形態のステップS22と同一の方法で作成する。

【0048】(ステップS33:色づけによる視覚的深みの付加)上記ステップS32で作成した視点方向の自由度が付加された円錐状の表示空間101を、決定された視点位置を元に、小円錐101aまたはボクセルを奥行き方向に色付けし、視覚的な深みの表現を付加する。視点から一番遠い小円錐101aまたはボクセルから、一番近い小円錐101aまたはボクセルまで、段階的に異なる色で描画し、視点からの奥行き感を付加する。

【0049】(ステップS34:逐次データ取得)図4に示した前述の第1の実施形態のステップS12と同一の方法で作成する。

【0050】(ステップS35:A/D変換)図4に示した前述の第1の実施形態のステップS13と同一の方法で作成する。

【0051】(ステップS36:輝度値情報の変換)図4に示した前述の第1の実施形態のステップS14と同一の方法で作成する。

【0052】(ステップS37:画像データの割り付け)前述の第1の実施形態のステップS15と同一の方法で作成し、図6の(c)に示すように、本実施形態に係る三次元画像表示方法が完成する。

【0053】上記処理ステップS31～S37を実行して作成した三次元画像は、CRT等の画像部にリアルタイムに表示し、かつあらゆる方向からの任意の視点を確保でき、さらに、奥行き方向に色付けし、視覚的な深みの表現を付加するものである。そして、上述の各処理ス

テップは、一般的な三次元グラフィックスで用いられるような複雑な画像処理、演算処理が必要ないため、その表示画面を毎秒15～30回程度、新しいデータに書き換えて表示することができる。これは表示装置の走査時間と同等の時間で書き換えることができるものである。これにより、拍動を伴うような循環器系の臓器等の経時的変化を、逐次リアルタイムに、立体感、透過性のある三次元画像表示を得ることができる。なお、超音波を生体に対し三次元的に送波する方式としては、固定された超音波探触子から電子的に三次元的に送波する方式や、二次元的に送波する超音波探触子を機械的に動作させ操作する方式などがある。

【0054】(第4の実施形態)図9は、本実施形態に係る三次元画像表示方法の処理ステップ(S41～S45)の流れを説明する図である。図10は、処理ステップS41、S45を説明する模式図である。図11は、ポリゴンの形成方法を説明する図である。図4、図9～図13に従って、以下、詳細に説明する。

【0055】(ステップS41:表示空間の作成)図9のステップS41において、三次元の表示空間の作成を行う。使用する超音波画像診断装置(図示せず)の探触子105に特有の超音波ビームによるスキャン形状に従い、仮想空間内に表示形状の作成を行う。まず、図10の(a)に示すような円錐状の表示空間141を作成する。円錐状の表示空間141内では切断面142のように、超音波ビームは任意の方向から見た場合、各超音波ビームが近接した他の超音波ビームと列をなすように整列してスキャンしている。この列をなす複数本の超音波ビームを使用して、列ごとに平面を形成する。例えば、1列に5本の超音波ビームA～Eがある場合、図10の(b)に示すように、超音波ビームA-B、B-C、C-D、D-Eの間の平面を連続させた1枚の多角形の平面143を形成する。または、図11に示すように、超音波ビームAのi番目データ点、超音波ビームBのi番目のデータ点、超音波ビームAのi+1番目データ点の3点からポリゴン144aを形成し、さらに、超音波ビームBのi番目のデータ点、超音波ビームAのi+1番目データ点、超音波ビームBのi+1番目データ点の3点からポリゴン144bを形成する。これを図10の(b)に示した超音波ビームの1番目のデータ点から、最終データ点までの間で繰り返す。さらに、同様にして、超音波ビームB-C、C-D、D-Eの間においても繰り返して行うことにより、ポリゴンの集合体として図10の(b)に示すような、1枚の平面143を形成する。図10の(a)に示したように、略円錐状の表示空間141内で、ある一方向から見て整列する超音波ビームは複数存在する。このため、各列毎に上記の方法で平面143が形成されるので、これら平面143が視点方向から重なり合った状態として、表示される。

【0056】(ステップS42:逐次データ取得)図4

に示した前述の第1の実施形態のステップS12と同一の方法で作成する。

(ステップS43: A/D変換) 図4に示した前述の第1の実施形態のステップS13と同一の方法で作成する。

(ステップS44: 輝度値情報の変換) 図4に示した前述の第1の実施形態のステップS14と同一の方法で作成する。

(ステップS45: 画像データの割り付け、視点方向の自由度付加、視覚的深みの付加) ステップS44で得られたデータは、ステップS41で作成された表示空間141内の複数の平面143に割り付けられる(図10の(b)参照)。このデータ割り付けの方法は、第1~3の実施の形態と同様に、テクスチャマッピング法を利用する方法の他に、ポリゴンの集合体で形成された平面に対しては、以下の方法を用いることができる。

【0057】超音波ビームの各ポリゴンの頂点として存在する各データ点は、定時間間隔で得られた輝度値をデータとして保有している。このため、図11において、ポリゴン144aは、超音波ビームAのi番目データ点の輝度値、超音波ビームBのi番目のデータ点の輝度値、超音波ビームAのi+1番目データ点の輝度値の輝度値を元にポリゴンの面を埋め尽くすよう補間情報を作成し、所定の輝度と透明度をもって表示する。同様に、ポリゴンの集合体で形成された平面における他のポリゴンも画像データの割り付けを行う。

【0058】上述の複数の平面において、平面毎に色づけの表現を行うことで、奥行き表現を付加することができる。または、平面毎に輝度値の調整を行うことで、奥行き表現を付加することができる。

【0059】さらに、本実施の形態においては、以下のようにして、複数の平面を、常に視点方向を向くように形成することができ、また、視点方向を変えても奥行き表現を維持することができる。図10の(a)の切断面に示したような超音波ビームの整列の仕方は、視点方向を変えることによって、何通りも存在する。例えば、超音波ビームのマトリクスを六角形とした場合には、図12に示すように6方向からみて列が確認できる。図12において、Aの方向に視点をおく場合は、全ての超音波ビームをaの方向の列として並べて、この列の隣合う超音波ビーム間で、ステップS41の方法でポリゴンや平面を形成する。同様に、視点がBの方向では、b方向、視点Cの方向ではc方向、視点Dの方向ではd方向、視点Eの方向ではe方向、視点Fの方向ではf方向でポリゴンや平面を形成する。これらの平面に対し、上述の画像データの割り付けを行うことにより、視点方向を変えても、常に複数の平面が視点方向から重なり合っ見えるように表示でき、奥行き表現を維持することができる。なお、六角形以外の多角形でも同様にして、複数の平面を、常に視点方向を向くように形成すること

ができる。

【0060】なお、本実施の形態においても、第2の実施の形態で示したステップS22と同様にして、視点方向の自由度付加を行うこともできる。

【0061】以上のようにして、本実施の形態は、前述の第1~3の実施の形態と同様に、拍動を伴うような循環器系の臓器等の経時的变化を、逐次リアルタイムに、立体感、透過性のある三次元画像表示を得ることができる。このようにして得られた三次元画像表示の一例を、図13に示す。なお、この図13の三次元画像表示は、カラー表示であるが、本明細書に掲載するにあたり、色調を白黒のドット密度に変換しているものである。

【0062】

【発明の効果】以上詳述したとおり、請求項1記載の三次元画像表示方法によれば、超音波を生体に対し三次元的に送波するシステムにおいて、超音波探触子の超音波ビームによるスキャン形状に従って、仮想空間内にスキャン形状と相似の形状の表示空間を作成し、超音波探触子を使用して得られたスキャン情報を、表示空間内に仮想立体画像として表示することによって、超音波ビームによるスキャン形状と、表示形状とが相似形であるので、スキャン情報の演算処理、画像処理が簡易にできるものである。

【0063】請求項2記載の三次元画像表示方法によれば、超音波探触子を使用して逐次得られたスキャン情報によって表示された仮想立体画像を、表示装置の走査時間と同等の時間で書き換えることによって、表示画像の動きに正確に追従できるものである。

【0064】請求項3記載の三次元画像表示方法によれば、仮想立体画像における遠近を、特定の色彩の変化によって表現することによって、奥行き方向に色付けし、視覚的な深みの表現を付加することができるので、色の違いにより遠近感が際だって観察し易い表示ができる。

【0065】請求項4記載の三次元画像表示方法によれば、仮想立体画像における遠近を、輝度の変化によって表現することによって、奥行き方向に輝度の変化を付け、視覚的な深みの表現を付加することができ、白黒の表示装置等でも遠近感のある表示ができる。

【0066】請求項5記載の三次元画像表示方法によれば、立体画像の輝度値を不透明度に対応させて透過表現することによって、輝度値の低い手前の略円錐がその奥に存在する輝度値の高い略円錐を隠してしまうことができなく、かつ、遠近の表現をすることができる。

【0067】請求項6~8記載の三次元画像表示方法によれば、表示空間が略円錐であることで、超音波探触子における超音波ビームの放射形状と表示空間とが相似形にでき(請求項6)、超音波探触子の位置を、前記略円錐の頂点部に相当する位置とすることによって、超音波探触子における超音波ビームの放射形状位置と表示空間の略円錐の頂点部とを一致させることができ(請求項

7)、略円錐が前記超音波探触子の超音波ビームのスキヤンする経路に対応した複数の小円錐からなることによって、超音波探触子が各放射形状(スキヤン経路)と、これらに対応する各小円錐の形状とを一致させることができ(請求項8)る。これらにより、超音波ビームによるスキヤン形状と、表示空間とが相似形であるので、スキヤン情報の複雑な演算処理、画像処理が必要ない三次元画像表示方法が提供できるものである。

【0068】請求項9に記載の三次元画像表示方法によれば、前記略円錐が前記超音波探触子の超音波ビームのスキヤンする経路に対応した複数枚の平面からなること
10 によって、超音波探触子の各放射形状(スキヤン経路)と、これらに対応する平面の形状を一致させることができる。

【0069】請求項10に記載の三次元画像表示方法によれば、前記複数枚の各平面が全て、視点を変更したときに、視点の位置の方向を向く様に面を形成することで、どの方向から見ても視覚的な深みの表現を維持することができる。

【0070】請求項11に記載の三次元画像表示方法によれば、前記複数枚の各平面を形成する際に、各平面を更に小さな多角形面(ポリゴン)の集合体として形成することで、更に複雑な形状を表現することができる。

【0071】請求項12に記載の三次元画像表示方法によれば、前記複数枚の各平面を形成する際に、各平面を一枚の大きな多角形面(ポリゴン)とすることで、その表面に前記輝度情報を元にしたデータを貼り付ける(テクスチャマッピング)することができる。

【0072】請求項13に記載の三次元画像表示方法によれば、前記輝度情報に対応した微小立体(ボクセル)
30 を積み上げて、前記表示空間内に仮想立体画像として表示することによって、各ボクセルに対し、RGBの3原色の輝度と、不透明度とを調整し、略円錐をこのボクセルの集合体として作成できる。

【0073】請求項14に記載の三次元画像表示方法によれば、視点を変更した時に、視点の位置からの遠近を自動的に設定することによって、実際の物体を観察する視点からの遠近と、表示画面上の物体の遠近の表現とを、視点を変えても自動的に一致させることができる。

【0074】請求項15に記載の三次元画像表示方法によれば、視点変更が自在な表示方法を用いることによ
40 って、視点を変えてあらゆる角度から見ているかのよう
に、表示物体を表示装置に表示できる。

【0075】請求項16に記載の三次元画像表示方法によれば、前記略円錐を構成する各小円錐の表面に、前記輝度情報のデータを貼りつけるテクスチャマッピング法を用いて、前記表示空間内に仮想立体画像として表示することによって、複数本の小円錐の表面にそれぞれ、RGBの3原色の輝度と、不透明度とによるデータを貼り付けることができる。

【0076】請求項17に記載の三次元画像表示方法によれば、前記略円錐を構成する複数枚の各平面の表面に、前記輝度情報のデータを貼りつけるテクスチャマッピング法を用いて、前記表示空間内に仮想立体画像として表示することによって、複数本の小円錐の表面にそれぞれ、RGBの3原色の輝度と、不透明度とによるデータを貼り付けることができる。

【0077】請求項18に記載の三次元画像表示方法によれば、前記複数枚の小円錐の間を演算によって求められた補間データによって埋めることによって、表示物体の画像をより空間的解像度の高いものにすることができる。

【0078】請求項19に記載の三次元画像表示方法によれば、前記複数枚の平面の間を演算によって求められた補間データによって埋めることによって、表示物体の画像をより空間的解像度の高いものにすることができる。

【0079】請求項20に記載の三次元画像表示方法によれば、前記各ボクセルの間を演算によって求められた補間データによって埋めることによって、表示物体の画像をより空間的解像度の高いものにすることができる。

【0080】請求項21に記載の三次元画像表示方法によれば、超音波画像診断装置にも用いることによって、心臓等、拍動を伴うような循環器系の臓器の速い動き、かつ、微妙な動きをリアルタイムに追従して観察、計測することができる。

【0081】請求項22に記載の三次元画像表示装置によれば、超音波探触子と、超音波探触子の各超音波ビームによるスキヤン形状に従って、仮想空間内に前記スキヤン形状と相似の表示空間を表示する画像表示部と、前記超音波探触子を使用して得られたスキヤン情報を前記表示空間内に仮想立体画像として表示させる画像処理部と、を有するので、超音波ビームによるスキヤン形状と、表示空間とが相似形であるので、画像表示を簡易にできる三次元画像表示装置を提供できる。

【0082】請求項23に記載の三次元画像表示装置によれば、前記画像表示部上に表示する画像を、視点変更するための操作手段を有するので、この操作手段の操作によって、視点を変えてあらゆる角度から見ているかのよう
50 により、表示物体を表示できる三次元画像表示装置を提供できる。

【0083】以上のように、本発明の三次元画像表示方法によれば、超音波探触子から逐次得られた輝度情報からリアルタイムな臓器の三次元的、かつ、透過的な描写が可能になる。これにより、心臓等、拍動を伴うような循環器系の臓器の早い動き、かつ、微妙な動きをリアルタイムに追従して観察、計測することができ、同時に、この画像を観察者が望むように自由に視点方向または位置を変えて観察することができる三次元画像表示方法およびその表示装置を提供できるものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】第1の実施形態に係る三次元画像表示方法の処理ステップ(S11~S15)の流れを説明する図である。

【図2】処理ステップS11、S15を説明する模式図である。

【図3】小円錐を放射状に配置した表示画面を示す図である。

【図4】処理ステップS12~S14を説明する模式図である。

【図5】第2の実施形態に係る三次元画像表示方法の処理ステップ(S21~S26)の流れを説明する図である。

【図6】処理ステップS21、S22、S26を説明する模式図である。

【図7】第3の実施形態に係る三次元画像表示方法の処理ステップ(S31~S37)の流れを説明する図である。

【図8】処理ステップS31、S32、S33、S36を説明する模式図である。

【図9】処理ステップS41~S45の流れを説明する図である。

【図10】処理ステップS41、S45を説明する模式*

*図である。

【図11】第4の実施の形態におけるポリゴンの形成方法を説明する図である。

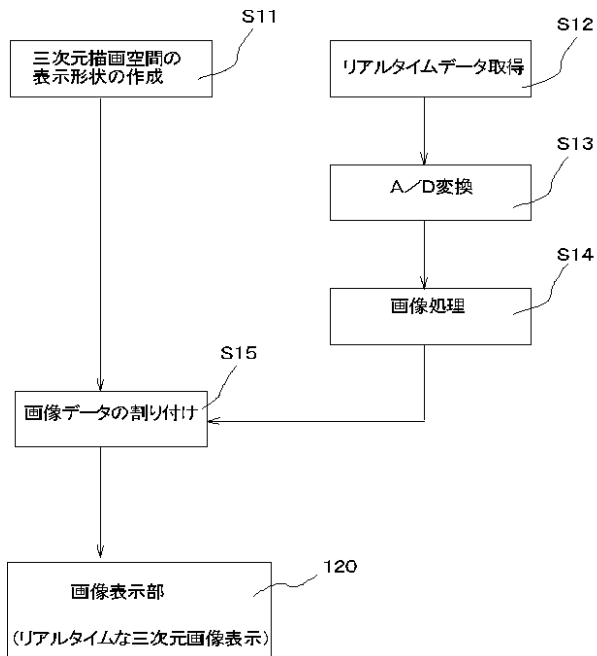
【図12】第4の実施の形態における平面の形成方向を説明する図である。

【図13】第4の実施の形態における三次元画像表示例である。

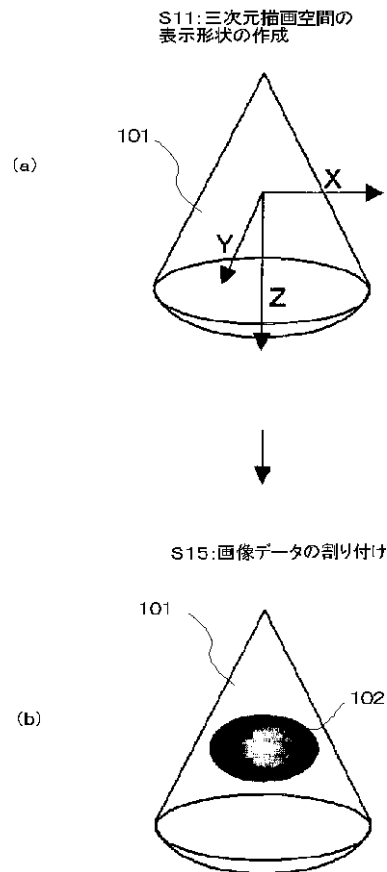
【符号の説明】

- 101a 小円錐
- 101 表示空間
- 102 表示物体
- 104 生体
- 105 探触子
- 106 電気信号
- 108 画像処理部
- 120 画像表示部
- 141 表示空間
- 142 表示空間の切断面
- 143 平面
- S11~S15 第1の実施形態の処理ステップ
- S21~S26 第2の実施形態の処理ステップ
- S31~S37 第3の実施形態の処理ステップ
- S41~S45 第4の実施形態の処理ステップ

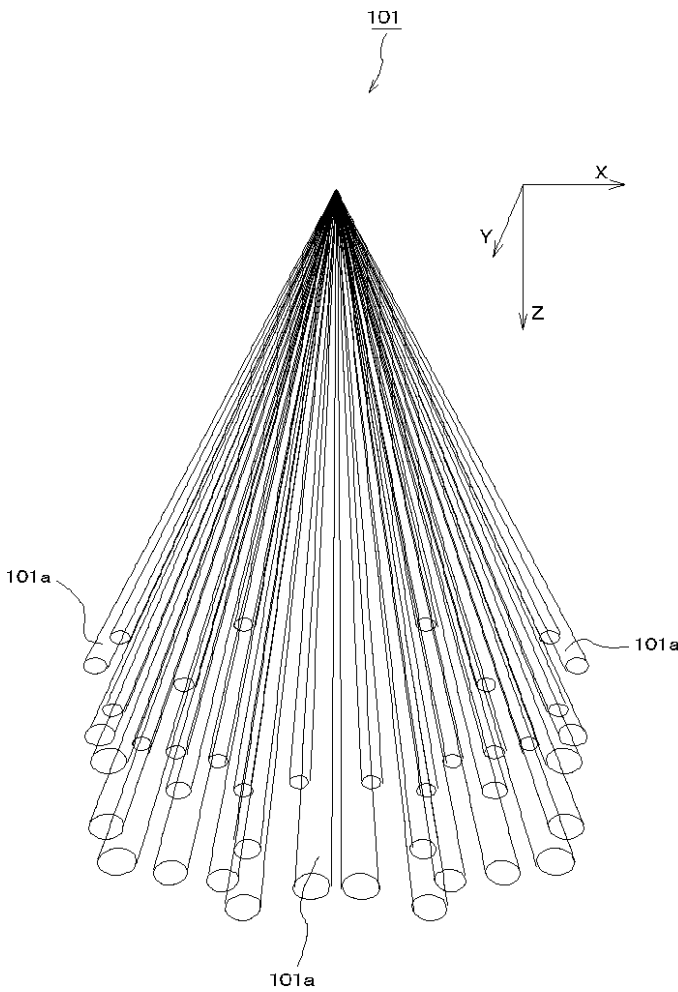
【図1】



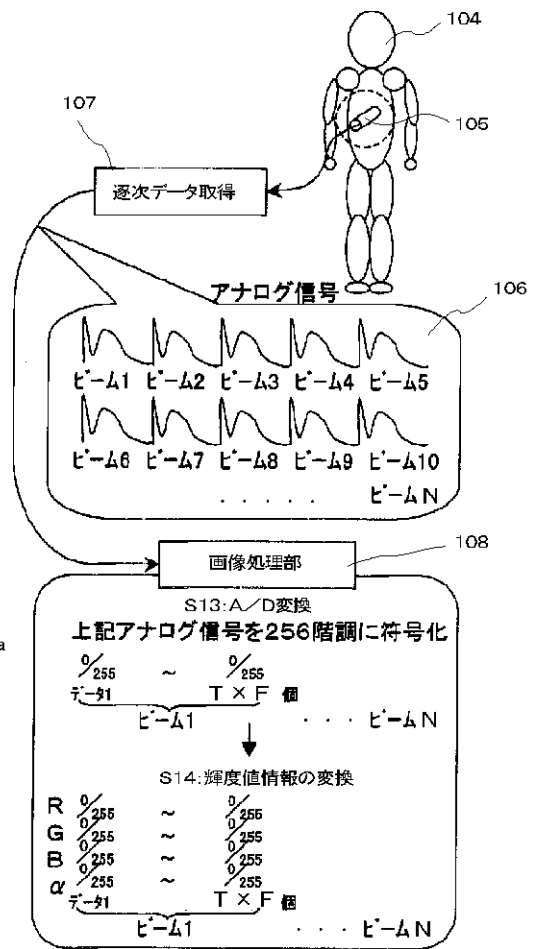
【図2】



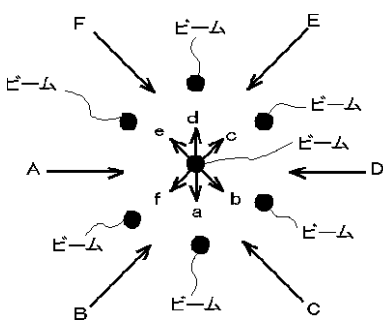
【図3】



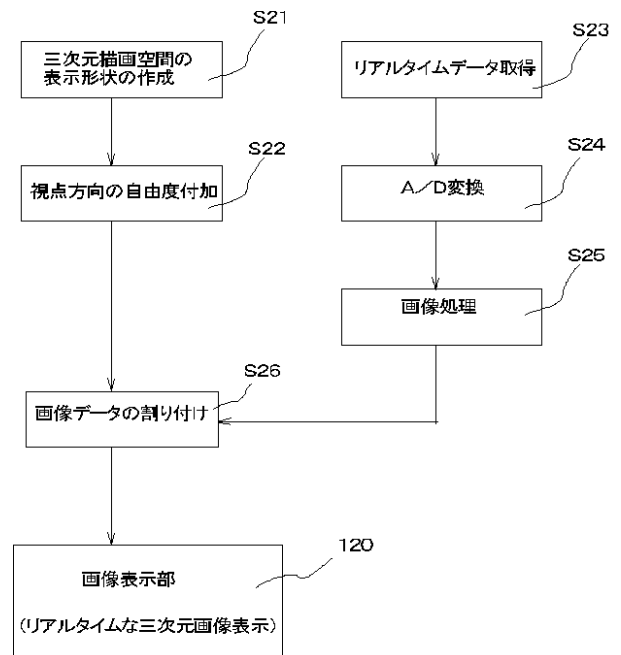
【図4】



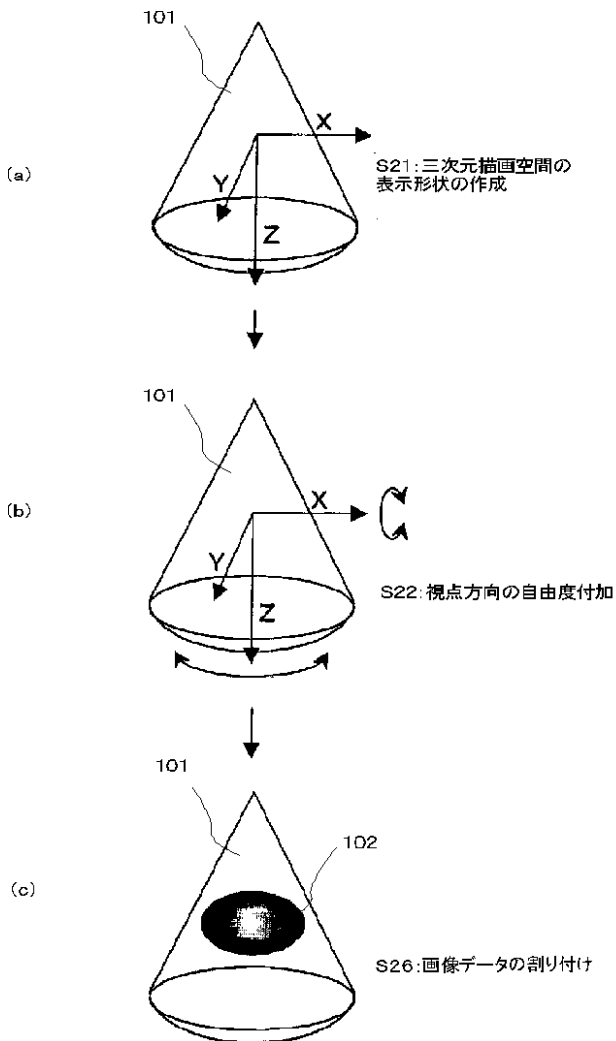
【図12】



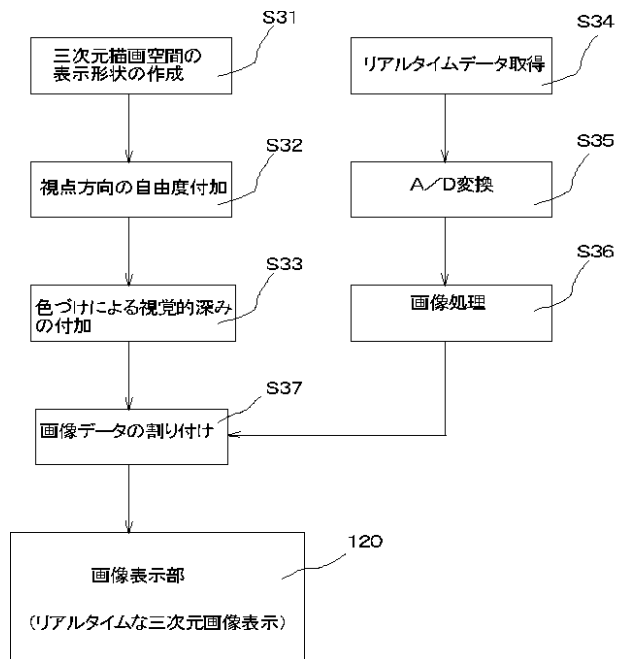
【図5】



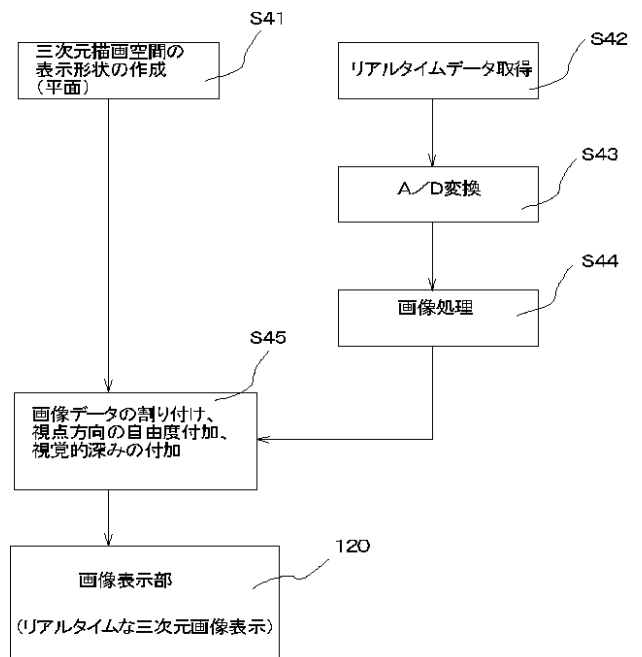
【図6】



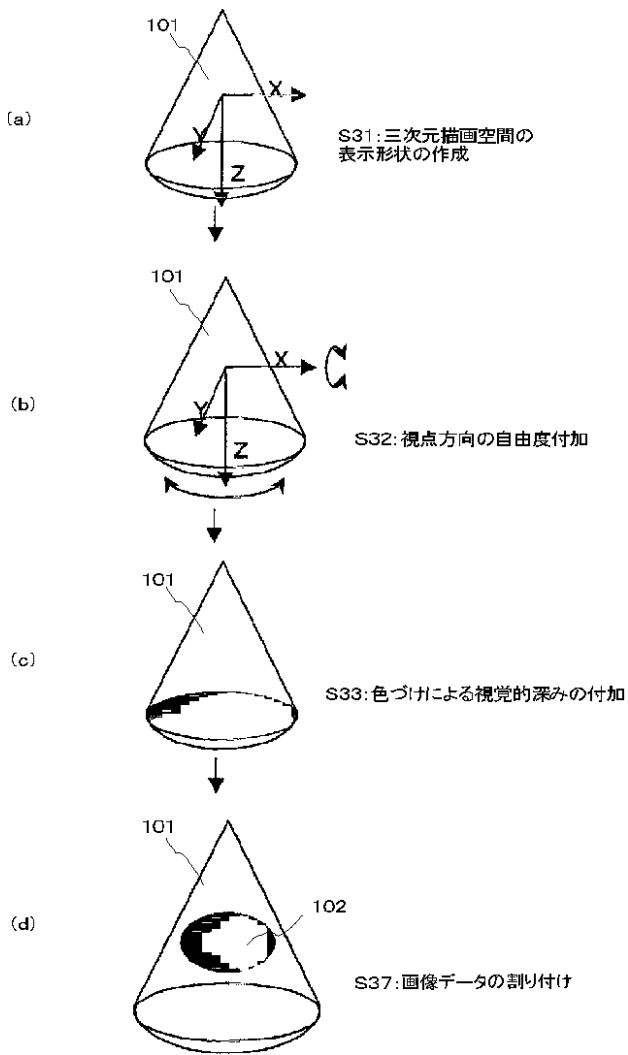
【図7】



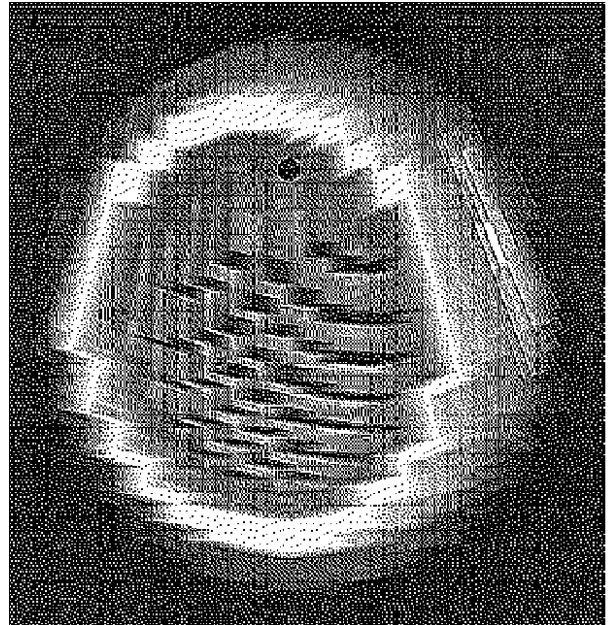
【図9】



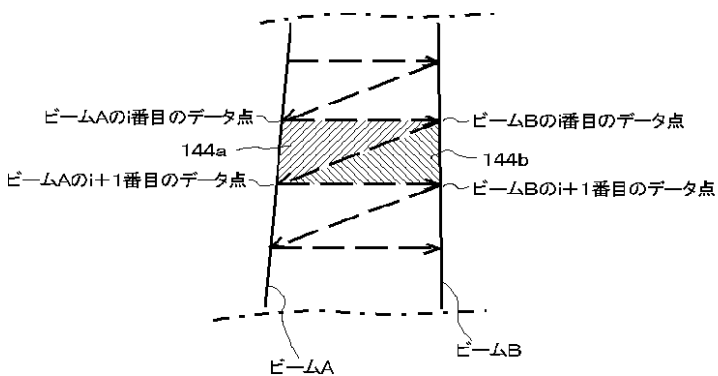
【図8】



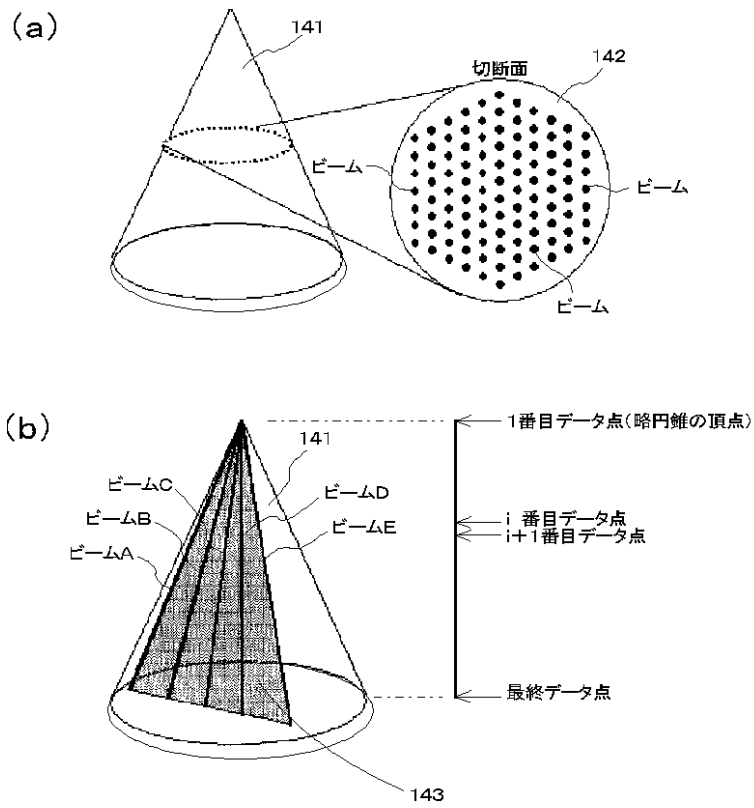
【図13】



【図11】



【図10】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C301 AA02 BB13 DD07 DD30 EE10
 GB02 JB03 JC01 JC14 KK02
 KK03 KK16 KK17
 5B057 AA07 BA05 BA29 CA01 CB01
 CB13 CD06 CE03 CE16 CH01
 DA16 DB03 DB06
 5B080 AA13 AA17 BA03 FA15 GA22

专利名称(译)	三维图像显示方法和装置		
公开(公告)号	JP2001340341A	公开(公告)日	2001-12-11
申请号	JP2001005655	申请日	2001-01-12
[标]申请(专利权)人(译)	日本光电工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	日本光电工业株式会社		
[标]发明人	富田紀男 長井裕		
发明人	富田 紀男 長井 裕		
IPC分类号	A61B8/08 G06T1/00 G06T15/04 G06T15/00		
FI分类号	A61B8/08 G06T1/00.290.D G06T15/00.300 G06T15/04 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB13 4C301/DD07 4C301/DD30 4C301/EE10 4C301/GB02 4C301/JB03 4C301/JC01 4C301/JC14 4C301/KK02 4C301/KK03 4C301/KK16 4C301/KK17 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA29 5B057/CA01 5B057/CB01 5B057/CB13 5B057/CD06 5B057/CE03 5B057/CE16 5B057/CH01 5B057/DA16 5B057/DB03 5B057/DB06 5B080/AA13 5B080/AA17 5B080/BA03 5B080/FA15 5B080/GA22 4C601/BB03 4C601/DD05 4C601/DD15 4C601/DD26 4C601/DD27 4C601/DD30 4C601/EE07 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/JB19 4C601/JC01 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/JC31 4C601/KK02 4C601/KK03 4C601/KK21 4C601/KK22		
优先权	2000096501 2000-03-31 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：实时观察和测量伴随脉动的循环系统器官（例如心脏）的时间变化。 解决方案：通过使用的超声图像诊断设备的探头特有的超声波束，根据扫描形状在虚拟空间中创建显示空间（S11）。 超声波图像诊断设备顺序地实时扫描并捕获由此获得的数据（S12）。 A/D（模拟/数字）转换装置将信号转换为具有预定位数的数字电信号（S13）。 转换在S13中获得的数字信号，以便将其亮度信息分配给RGB和不透明度 α 的三个基色的四个阵列的数据（S14）。 通过将将在步骤S14中获得的数据分配给在步骤S11中创建的三维显示空间，来获得三维图像显示（S15）。

