

(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2010-142  
(P2010-142A)

(43) 公開日 平成22年1月7日(2010.1.7)

(51) Int.Cl.  
A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I  
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)  
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2008-159536 (P2008-159536)	(71) 出願人	502196050 国立成育医療センター総長 東京都世田谷区大蔵2丁目10-1
(22) 出願日	平成20年6月18日 (2008.6.18)	(71) 出願人	390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号
		(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
		(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
		(72) 発明者	千葉 敏雄 東京都世田谷区大蔵2丁目10-1 国立 成育医療センター内

最終頁に続く

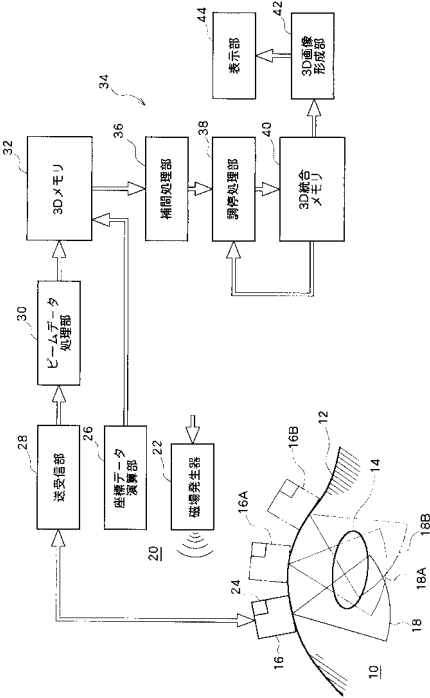
(54) 【発明の名称】 超音波ボリュームデータ処理装置

(57) 【要約】

【課題】三次元超音波診断において、大きな組織全体の三次元画像を形成できるようにする。

【解決手段】3Dプローブ16が体表面12上の複数の位置に当接され、これによって複数のローカルボリュームデータ18, 18A, 18Bが取得される。統合処理部34は、複数のローカルボリュームデータを統合することにより統合ボリュームデータを構築する。その際には、補間処理及び調停処理が適用される。複数のローカルボリュームデータの統合にあたってはグローバル座標系と各ローカル座標系との間の関係を示す情報が利用される。そのために測位システム20が設けられている。

【選択図】図6



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

複数のローカルボリュームデータに基づいて統合ボリュームデータを生成する手段であって、前記各ローカルボリュームデータを規定するローカル座標系と前記統合ボリュームデータを規定するグローバル座標系との間の関係を表す関係情報に基づいて、前記複数のローカルボリュームデータを統合する処理を実行することにより、前記統合ボリュームデータを生成する統合手段と、

前記統合ボリュームデータに基づいて三次元画像を形成する画像形成手段と、  
を含むことを特徴とする超音波ボリュームデータ処理装置。

**【請求項 2】**

請求項 1 記載の装置において、  
前記複数のローカルボリュームデータを順番に取得するプローブと、  
前記各ローカルボリュームデータを取得する際に前記プローブについての座標情報を取得する手段と、

を含み、

前記複数のローカルボリュームデータは、相互に部分的に重複した関係にあり、且つ、相互に時間的に異なる関係にあり、

前記関係情報は、前記座標情報であり又は前記座標情報に基づいて生成される、ことを特徴とする超音波ボリュームデータ処理装置。

**【請求項 3】**

請求項 1 又は 2 記載の装置において、

前記統合手段は、前記複数のローカルボリュームデータに対する補間処理により、前記グローバル座標系にマッピングする補間データ群を生成する補間処理部を有し、

前記統合ボリュームデータは前記補間データ群により構成される、ことを特徴とする超音波ボリュームデータ処理装置。

**【請求項 4】**

請求項 3 記載の装置において、

前記統合手段は、更に、前記グローバル座標系における同一アドレスに複数の補間データが与えられて競合状態が生じた場合に調停処理を実行する調停処理部を有する、ことを特徴とする超音波ボリュームデータ処理装置。

**【請求項 5】**

請求項 4 記載の装置において、

前記調停処理部は、前記競合状態にある複数の補間データに対して平均処理を適用する、ことを特徴とする超音波ボリュームデータ処理装置。

**【請求項 6】**

請求項 4 記載の装置において、

前記調停処理部は、前記複数のローカルボリュームデータの取得順序に応じて、前記競合状態にある複数の補間データに対して重み付け平均処理を適用する、ことを特徴とする超音波ボリュームデータ処理装置。

**【請求項 7】**

請求項 4 記載の装置において、

前記調停処理部は、前記競合状態にある複数の補間データの中から、最新のローカルボリュームデータから生成された最新の補間データを選択する、ことを特徴とする超音波ボリュームデータ処理装置。

**【請求項 8】**

請求項 3 記載の装置において、

前記補間処理部は、前記複数のローカルボリュームデータの取得順序で前記各ローカルボリュームデータに対して個別的に補間処理を適用し、これにより、2 番目以降の各ローカルボリュームデータが取得される都度、前記統合ボリュームデータが更新され、

前記画像形成手段は、前記統合ボリュームデータの更新に応じて前記三次元画像を更新

10

20

30

40

50

する、ことを特徴とする超音波ボリュームデータ処理装置。

【請求項 9】

請求項 3 記載の装置において、

前記補間処理部は、前記複数のローカルボリュームデータの取得が完結した後に前記補間処理を実行し、

前記補間処理部は、前記複数のローカルボリュームデータに跨って存在する参照データセットに基づいて前記グローバル座標系における注目座標に与える補間データを生成する機能を有する、ことを特徴とする超音波ボリュームデータ処理装置。

【請求項 10】

請求項 1 記載の装置において、

前記統合ボリュームデータは、1つのローカルボリュームデータ内に入りきらないサイズをもった大型組織を包含するサイズを有し、

前記三次元画像は前記大型組織を表す画像である、ことを特徴とする超音波ボリュームデータ処理装置。

【請求項 11】

請求項 10 記載の装置において、

前記大型組織は、胎児又は胎盤である、ことを特徴とする超音波ボリュームデータ処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波ボリュームデータ処理装置に関し、特に三次元画像処理技術に関する。

【背景技術】

【0002】

本発明は、平成 17 年度厚生労働科学研究費補助金による研究成果である（研究課題名：ハイリスク胎児の子宮内手術におけるナノインテリジェント技術デバイスの開発研究）。

【0003】

近時、医療の分野において、三次元超音波診断が普及しつつある。三次元超音波診断では、生体内の三次元空間に対して超音波が送受波され、これにより得られたボリュームデータに基づいて三次元超音波画像が形成される。ボリュームデータを取得するために従来から幾つかの方法が提案されている。

【0004】

第 1 の方法は、1D アレイ振動子とそれを機械的に走査する機構とを備えたプローブを利用する方法である。第 2 の方法は、2D アレイ振動子を備えたプローブを利用する方法である。第 1 及び第 2 の方法では、形成される三次元空間が比較的小さいため、大きな組織（例えば妊娠後期における胎盤や胎児）の全体を 1 つの三次元画像として表現することは困難である。その代替案として、プローブ内に大きな振動子及び大きな走査機構を設け、これにより大きな三次元計測空間を形成することが考えられる。しかし、その場合には、プローブが大型化し重量化し、操作性が著しく低下してしまう。同時に、患者に対して違和感あるいは圧迫感を与えてしまう。

【0005】

第 3 の方法として、1D アレイ振動を備えたプローブを体表上において手動で走査するものがある。この場合、プローブの位置及び姿勢（つまり、各ビーム走査面の座標情報）は、エンコーダ、磁気センサ、光学的センサ等の測位システムにより計測される。しかし、手動走査方式の場合には、ボリュームデータを構成するビーム走査面の配列が崩れやすいし、また、ボリュームデータを構成する際にビーム走査面を高速で移動させることが困難である。

【0006】

【特許文献 1】特開 2007 - 37781 号公報

10

20

30

40

50

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0007】

以上から、医療の分野において、よりの確な診断のために、あるいは、より正確な組織の計測のために、ビーム走査面の電子的走査又は機械的走査を用いつつ、大きな組織の三次元超音波画像を形成できる、新しい方法が切望されている。なお、上記特許文献1には、MR装置、CT装置、US装置等においてそれぞれ取得された複数のデータをグローバル座標系に従って保存する技術が記載されている。しかし、各データは保存後も互いに独立しており、それらは統合されていない。

## 【0008】

本発明の目的は、大きな組織の三次元画像を形成することにある。あるいは、本発明の目的は、ビーム走査面を電子的走査又は機械的走査する小型のプロープを利用しつつ、大きな三次元画像化空間を形成できるようにすることにある。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0009】

本発明は、複数のローカルボリュームデータに基づいて統合ボリュームデータを生成する手段であって、前記各ローカルボリュームデータを規定するローカル座標系と前記統合ボリュームデータを規定するグローバル座標系との間の関係を表す関係情報に基づいて、前記複数のローカルボリュームデータを統合する処理を実行することにより、前記統合ボリュームデータを生成する統合手段と、前記統合ボリュームデータに基づいて三次元画像を形成する画像形成手段と、を含むことを特徴とする超音波ボリュームデータ処理装置に関するものである。

## 【0010】

上記構成によれば、複数のローカルボリュームデータを、それぞれに対応付けられた関係情報を利用して統合し、これによって統合ボリュームデータを構築できる。つまり、1回の取り込みではカバーできない大きさをもった三次元範囲を表す大型ボリュームデータを取得できる。よって、今まで特定組織の一部分しか三次元画像に表示できなかった場合でも、上記手法を利用することにより、特定組織の全体を三次元画像として表示することが可能である。勿論、そのような特定組織について三次元形状の計測（例えば体積演算）を行うことも可能となる。上記の手法は、プロープを移動させながら、同時に、複数のフレームデータを取得する従来方法とは異なり、各ローカルボリュームデータの取得時においては、基本的に、プロープを静止状態におけるので、1つのローカルボリュームデータを構成する走査面の配列の崩れという問題が生じ難い。また、この手法によれば、走査面の電子走査又は機械走査により、1つのボリュームデータを高速に取得できるという利点も得られる。しかも、広範囲にわたる統合ボリュームデータを構築できるので、今まで形成することが困難であった三次元画像を提供でき、また、今まで計測することが困難であった組織計測を実現できる。

## 【0011】

ローカルボリュームデータは、2Dアレイ振動子を備えた3Dプロープ、又は、1Dアレイ振動子とその機械走査を行う機構とを備えた3Dプロープを用いて取得することが可能である。関係情報は、グローバル座標系とローカル座標系との関係を定義するものであり、それはプロープの座標情報そのものであってもよいし、その座標情報を変換等することによって生成される情報であってもよい。統合処理は、個々のローカルボリュームデータの取得と同時進行で行うこともできるし、複数のローカルボリュームデータの取得が完了した以降に行うこともできる。前者に関し、段階的に成長する統合ボリュームデータに基づいて段階的に成長する三次元画像を表示するようにすれば、次にどの部位に対して超音波の送受波を行えばよいのかの判断が容易となる。また、そのような構成によれば、画質不足の部分に対して新しいローカルボリュームデータをあてがって、その部分の画質を向上させる等の操作が容易となる。超音波ボリュームデータ処理装置は、超音波診断装置により構成されてもよいし、汎用コンピュータにより構成されてもよい。ローカルボリ

10

20

30

40

50

ームデータは望ましくは組織画像形成用のデータであるが、それが血流画像形成用のドブラデータであってもよい。

【0012】

望ましくは、前記複数のローカルボリュームデータを順番に取得するプローブと、前記各ローカルボリュームデータを取得する際に前記プローブについての座標情報を取得する手段と、を含み、前記複数のローカルボリュームデータは、相互に部分的に重複した関係にあり、且つ、相互に時間的に異なる関係にあり、前記関係情報は、前記座標情報であり又は前記座標情報に基づいて生成される。上記構成によれば、プローブが可搬型の送受波器として構成され、ユーザー操作によって生体表面へのプローブの当接位置や当接姿勢を任意に変更可能である。関係情報によって統合ボリュームデータが構成されるので、ローカルボリュームデータの位置や姿勢を厳密に定める必要はない。本発明は、複数のローカルボリュームデータが相互に離間又は隣接した状態であっても適用できるものであるが、複数のローカルボリュームデータ間において部分的なオーバーラップが生じるように各三次元送受波空間（各ローカル座標系）を定めるのが望ましい。但し、上記構成は、スキャナあるいはロボットによって支持されるプローブを利用する場合においても適用することが可能である。なお、例えば2つのローカルボリュームデータが完全に重複していても、関係情報を利用して統合処理が行われるので、格別の支障が生じるものではない。そのような重複した取り込みは寧ろ画質向上に寄与するものである。対象となる組織は静的な組織であるのが望ましく、そのような組織であれば、統合ボリュームデータを構成する際における時相ずれの問題を解消又は軽減できる。もっとも、心電信号等の同期信号に基づいて特定時相で複数のローカルボリュームデータを取得し、それらを統合することも可能である。

10

20

【0013】

望ましくは、前記統合手段は、前記複数のローカルボリュームデータに対する補間処理により、前記グローバル座標系にマッピングする補間データ群を生成する補間処理部を有し、前記統合ボリュームデータは前記補間データ群により構成される。グローバル座標系とローカル座標系との間においては、一般に、データ配列に相違があるので、その相違に対応するために補間処理を適用するのが望ましい。補間処理としては三次元補間処理を適用するのが望ましいが、二次元補間処理等の他の補間処理を適用するようにしてもよいし、近傍値の選択及び代入という簡便な補間処理を適用するようにしてもよい。

30

【0014】

望ましくは、前記統合手段は、更に、前記グローバル座標系における同一アドレスに複数の補間データが与えられて競合状態が生じた場合に調停処理を実行する調停処理部を有する。複数のローカルボリュームデータ間に重複部分があるため、その重複部分において一般に上記調停処理が必要となる。望ましくは、前記調停処理部は、前記競合状態にある複数の補間データに対して平均処理を適用する。望ましくは、前記調停処理部は、前記複数のボリュームデータの取得順序に応じて、前記競合状態にある複数の補間データに対して重み付け平均処理を適用する。望ましくは、前記調停処理部は、前記競合状態にある複数の補間データの中から、最新のボリュームデータから生成された最新の補間データを選択する。

40

【0015】

望ましくは、前記補間処理部は、前記複数のローカルボリュームデータの取得順序で前記各ローカルボリュームデータに対して個別的に補間処理を適用し、これにより、2番目以降の各ローカルボリュームデータが取得される都度、前記統合ボリュームデータが更新され、前記画像形成手段は、前記統合ボリュームデータの更新に応じて前記三次元画像を更新する。この構成によれば、ローカルボリュームデータに取得に伴って統合ボリュームデータがリフレッシュされ、また三次元画像もリフレッシュされるので、過去の送受波結果を直ちに評価できる、次の送受波位置を定めやすい、等の利点を得られる。

【0016】

望ましくは、前記補間処理部は、前記複数のローカルボリュームデータの取得が完結し

50

た後に前記補間処理を実行し、前記補間処理部は、前記複数のローカルボリュームデータに跨って存在する参照データセットに基づいて前記グローバル座標系における注目座標に与える補間データを生成する機能を有する。

#### 【0017】

望ましくは、前記統合ボリュームデータは、1つのローカルボリュームデータ内に入りきらないサイズをもった大型組織を包含するサイズを有し、前記三次元画像は前記大型組織を表す画像である。望ましくは、前記大型組織は、胎児又は胎盤である。特に妊娠後期における胎児又は胎盤を1つのボリュームデータに収めるのは従来困難であったが、上記構成によれば、そのような組織を1つの統合ボリュームデータ内に包含できることから、今まで提供できなかった三次元画像及び全体計測データの提供を行えるという利点が得られる。

10

#### 【発明の効果】

#### 【0018】

本発明によれば、大きな組織の三次元超音波画像を形成できる。あるいは、ビーム走査面を電子的走査又は機械的走査する一般的なプローブを利用しつつも、大きな三次元計測空間を形成できる。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0019】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

#### 【0020】

本願実施形態においては、3Dプローブを生体表面上の任意の位置に位置決めし、その状態で二次元ビーム走査を実行して得られる三次元データを“ローカルボリュームデータ”と称することにする。それは“ローカル座標系”によって規定されるものである。生体に対する3Dプローブの位置を変更しつつ、各位置において二次元ビーム走査を繰り返せば、その都度、ローカルボリュームデータが得られる。それらのローカルボリュームデータは互いに異なるローカル座標系によって規定されるものであり、一般には、相互に時間的に相違し且つ部分的にオーバーラップしている関係にある。また、複数のローカルボリュームデータを統合して得られる大きな三次元データを“統合ボリュームデータ”と称することにする。それは“グローバル座標系”によって規定されるものである。

20

#### 【0021】

図1を用いて、上記で説明したグローバル座標系とローカル座標系との関係を説明する。図1において、符号100はグローバル座標系により規定される空間（統合ボリュームデータ空間）を示しており、符号102はローカル座標系により規定される空間（ローカルボリュームデータ空間）を示している。また、符号104は超音波ビームの二次元走査によって構成される二次元の走査面を表している。

30

#### 【0022】

グローバル座標系は絶対座標系であり、図1においては、当該グローバル座標系は、互いに直交するX軸、Y軸、Z軸で定義される直交座標系である。その空間内の注目点の座標は $(X_i, Y_j, Z_k)$ で表され、その注目点の輝度値（ボクセル値）は $D(X_i, Y_j, Z_k)$ で表される。ただし、 $1 \leq i, j, k \leq N$ である。ここで、Nはグローバル座標系の1辺の長さを表す。一方、ローカル座標系は、絶対座標系に対して相対的に運動する相対座標系であり、図1において、ローカル座標系は、x軸、y軸、z軸で定義される直交座標系である。また、ローカル座標系は以下のように極座標系として捉えることもできる。

40

#### 【0023】

x軸、y軸、z軸が交わる点Oを、ローカル座標系の原点とし、同時にそれを $r$ 、 $\theta$ 、 $\phi$ で定義される極座標の原点とした場合、ローカルボリュームデータ内の注目点（注目ボクセル）は、ある走査面104上の点であり、その走査面104はxy平面をx軸回りに角度 $\theta$ 回転させた面である。当該注目点は、その走査面104上の中心軸であるy'軸から角度 $\phi$ だけ偏向した方位における、原点Oから距離 $r$ だけ離れた点である。つまり、当該注目点の座標は $(r, \theta, \phi)$ として表され、その輝度は $D(r, \theta, \phi)$ で表される。

50

## 【 0 0 2 4 】

グローバル座標系とローカル座標系との関係は、本実施形態では、グローバル座標系に対する、ローカル座標系の原点Oの属性として特定される。すなわち、その原点Oは、グローバル座標系において、 $O(X_1, Y_1, Z_1, \alpha_1, \beta_1, \gamma_1)$ と定義される。ここで、前半の $X_1, Y_1, Z_1$ は原点Oの座標値を表し、後半の $\alpha_1, \beta_1, \gamma_1$ は、ローカル座標系についてのX軸、Y軸、Z軸回りの回転角度を表すものである。2つの座標系の関係を表す情報としては各種のものが考えられる。ちなみに、ビームデータは超音波ビーム（受信ビーム）1本分に相当し、原点Oから深さ方向に並ぶ複数のエコーデータ（ボクセル値の列）により構成される。走査面に相当するフレームデータは複数のビームデータにより構成され、ローカルボリュームデータは複数のフレームデータにより構成される。

10

## 【 0 0 2 5 】

統合ボリュームデータは、複数のローカルボリュームデータを統合することにより構築されるものである。具体的には、グローバル座標系を構成する各座標点の値が、1又は複数のローカルボリュームデータに基づいて生成される。複数のローカルボリュームデータをグローバル座標系に反映させる方法としては、幾つかの方法が考えられる。第1の方法は、グローバル座標系の各座標点を順次選択し、その選択された座標点にマッピングするデータを、1又は複数のローカルボリュームデータから順次生成する方法である。第2の方法は、各ローカルボリュームデータを構成する各データを順次選択し、その選択されたデータをグローバル座標系に順次マッピングする方法である。いずれの場合でも、グローバルボリュームデータの構築時に、各ローカル座標系とグローバル座標系との間の関係（座標系関係情報）が利用される。グローバル座標系上の各座標点に与えるデータを決定する際には、望ましくは三次元補間処理が適用され、それに代替するものとして、例えば、近傍座標値の選択処理があげられる。座標系関係情報は、座標変換のためのデータ列又は関数式として構成し得る。

20

## 【 0 0 2 6 】

以下に、図2に示す工程図を用いて、上記第1の方法について詳細な説明を行う。以下の例では、1つのボリュームデータ内から選択された参照データセットに基づいて1つの補間データが生成されているが、勿論、複数のボリュームデータに跨って存在する参照データセットに基づいて1つの補間データが生成されてもよい。また、複数の補間データに対して更に補間処理を適用して多重補間データを生成するようにしてもよい。

30

## 【 0 0 2 7 】

さて、S101では、グローバル座標系において、いずれか1つの座標点（注目点）が指定される。この座標点の指定順序は予め定められている。S102では、対象となっているローカル座標系において、S101で指定された座標点に対応する対応点（本実施形態では極座標点）が演算される。次に、S103で、その対応点が、対象となっているローカルボリュームデータ内に（つまり有効範囲内に）属するのかが判断される。S103の判断結果がNOであれば処理がS109へ移行する。一方、S103の判断結果がYESであれば、S104において、対応点の近傍に存在する8個の座標点（8個の参照点）上の8個のデータ（8個の参照データ）が特定される。ここで、対応点がローカル座標系上のいずれかの座標点に一致すれば、補間処理を省略してもよい。あるいは、最も近い座標点のデータをそのまま対応点の補間データとして利用することもできる。S108では、対応点について重みパラメータ $w_1, w_2, w_3$ が特定される。これについては後に説明する。S106では、重みパラメータ $w_1, w_2, w_3$ を利用しつつ、8個の参照データからなる参照データセットに基づいて、対応点の値が演算される。これは公知のトライリニア法であり、その手法の具体的内容については後に説明する。

40

## 【 0 0 2 8 】

S107では、グローバル座標系上における、S101で指定された座標点に既にデータが格納されているのかが判断され、その判断結果がNOであれば、処理がS109へ移行する。S107の判断結果がYESであればS108で調停処理が実行される。例えば、既に格納されているデータを、上記S106で演算された新しいデータに置き換える処理

50

が実行される。S 1 0 7 の処理を省略し、常に上書きを行うようにしてもよい。調停処理において、単純加算平均、重み付け加算平均等を行えば、複数の補間データを考慮した補間値を求めることができる。S 1 0 9 では、グローバル座標系におけるすべての座標点について上記処理が完了したのか否かが判断され、処理が未了の座標点があれば、S 1 0 1 以降の各工程が再び実行される。

#### 【 0 0 2 9 】

本実施形態では、S 1 0 8 において調停処理が実行されており、つまり、グローバル座標系における同一座標点に複数の補間データが競合して与えられた場合に、それらの補間データに基づいて実際に格納するデータが決定されている。調停処理において、時間軸上で後に取得されたローカルボリュームデータから生成される補間データを優先的に選択すれば、最新の情報を統合ボリュームデータに反映させることができるという利点を得られる。その一方、それらの補間データから平均値を求めれば、複数の補間データが考慮されたデータを生成できるので、S / N 比を向上できるという利点がある。その場合に、ローカルデータ取得順序に応じて複数の補間データの重み付け平均処理を適用すれば、最新データを優先させつつも過去のデータにより大きな重みを与えてそれを考慮できるという利点を得られる。

#### 【 0 0 3 0 】

上記 S 1 0 3 における具体的な判定方法について説明する。回目のローカルボリュームデータ取得時に、ローカル座標系の原点座標  $O(X, Y, Z)$  及び  $x$  軸,  $y$  軸,  $z$  軸が特定される。ここで、 $r_{MAX}$  は、 $r_{MAX}$  で定義され、 $r_{MAX}$  は超音波診断装置あるいはボリュームデータ処理装置の記憶容量によって制限される最大値である。ローカル座標系は一般に 3 D プローブを基準として定義される運動座標系であり、その原点座標は例えば送受波原点である。グローバル座標系とローカル座標系との間を定義する関係情報は、3 D プローブの位置 ( 及び姿勢 ) を検出することにより容易に取得できる。その場合には三次元磁気計測、三次元光学計測、等の手法を利用すればよい。グローバル座標系における各座標点は次の (1) 式によりローカル座標系上の対応点に変換される。但し、 $(T)$  は後に説明する  $R^{-1}$  に相当する。

#### 【 0 0 3 1 】

##### 【 数 1 】

$$\begin{pmatrix} r \\ \theta \\ \varphi \\ 1 \end{pmatrix} = (T) \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (1)$$

#### 【 0 0 3 2 】

この変換によって得られた対応点の極座標は  $(r_i, \theta_j, \varphi_k)$  で表される。ここでは、 $r_i, \theta_j, \varphi_k$  を具体化するためにそれらに添字  $i, j, k$  を与えた。この時、 $0 < r_i \leq r_{MAX}$  かつ  $0 < \theta_j \leq \theta_{MAX}$  かつ  $0 < \varphi_k \leq \varphi_{MAX}$  が満たされるならば、対応点はローカルボリュームデータ内につまり有効範囲内に存在すると判断できる。ここで、 $r_{MAX}$  の範囲は走査面上のビーム走査範囲を示しており、 $\theta_{MAX}$  の範囲は走査面の揺動角度範囲を示している。但し、適用される電子走査方式又は機械走査方式に応じてボリュームデータの形状及び範囲は変動するので、座標系の定義も変わりうる。

#### 【 0 0 3 3 】

上記 S 1 0 6 における 8 点の参照点は具体的には以下のように特定される。すなわち、図 3 に示すように、上記の (1) 式による変換で得られた対応点を基準として、対応点よりも原点側に存在する直前の 4 つの参照点が特定される。図 3 においては、それらが MRN1-MRN4 で表されている。同様に、対応点よりも奥側に存在する直後の 4 つの参照点が特定される。図 3 においては、それらが MRN5-MRN8 で表されている。上記 S 1 0 6 においては、図 3 に示す関係を前提として、以下の (2) 式に従って重みパラメータである比率  $w_i$  が特定され、同様に、以下の (3) 式に従って重みパラメータである比率  $w_j$  が特定され、更に以下



の(4)式に従って重みパラメータである比率 が特定される。

【 0 0 3 4 】

【 数 2 】

$$\alpha = \frac{\theta - \theta_j}{\theta_{j+1} - \theta_j} \quad (2)$$

$$\beta = \frac{\varphi - \varphi_k}{\varphi_{k+1} - \varphi_k} \quad (3)$$

$$\gamma = \frac{r - r_i}{r_{i+1} - r_i} \quad (4)$$

10

【 0 0 3 5 】

そして、M1,M2,MM1の各点の値は、重み付けパラメータ , を利用して以下の(5)-(7)式から求められ、更に、M3,M4,MM2の各点の値も、重み付けパラメータ , を利用して以下の(8)-(10)式から求められる。最終的に、対応点に相当する補間値(補間データ)Dが以下の(11)式から演算される。

【 0 0 3 6 】

【 数 3 】

$$M1(\alpha) = (1 - \alpha)MRN1(r_i, \theta_j, \varphi_k) + \alpha MRN2(r_i, \theta_{j+1}, \varphi_k) \quad (5)$$

$$M2(\alpha) = (1 - \alpha)MRN3(r_i, \theta_j, \varphi_{k+1}) + \alpha MRN4(r_i, \theta_{j+1}, \varphi_{k+1}) \quad (6)$$

$$MM1(\beta) = (1 - \beta)M1(\alpha) + \beta M2(\alpha) \quad (7)$$

$$M3(\alpha) = (1 - \alpha)MRN5(r_{i+1}, \theta_j, \varphi_k) + \alpha MRN6(r_{i+1}, \theta_{j+1}, \varphi_k) \quad (8)$$

$$M4(\alpha) = (1 - \alpha)MRN7(r_{i+1}, \theta_j, \varphi_{k+1}) + \alpha MRN8(r_{i+1}, \theta_{j+1}, \varphi_{k+1}) \quad (9)$$

$$MM2(\beta) = (1 - \beta)M3(\alpha) + \beta M4(\alpha) \quad (10)$$

$$D(r, \theta, \varphi) = (1 - \gamma)MM1(\beta) + \gamma MM2(\beta) \quad (11)$$

20

【 0 0 3 7 】

ちなみに、x,y,zとr, , の関係は以下の(12)式で表される。

【 0 0 3 8 】

30

【 数 4 】

$$\begin{cases} x = r \sin \theta \\ y = \cos \theta \cos \varphi \\ z = \cos \theta \sin \varphi \end{cases} \quad (12)$$

【 0 0 3 9 】

次に、X,Y,Zとx,y,zの関係は以下の(13)-(16)式で表され、(16)式中の $R^{-1}$ は上記(1)式の(T)であり、(16)式と(1)式は同一である。

【 0 0 4 0 】

40

## 【数 5】

$$\begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} = (R) \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (13)$$

$$\begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1,0,0,X_1 \\ 0,1,0,Y_1 \\ 0,0,1,Z_1 \\ 0,0,0,1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1, & 0, & 0, & 0 \\ 0, \cos \Omega, & -\sin \Omega, 0 \\ 0, \sin \Omega, & \cos \Omega, 0 \\ 0, & 0, & 0, & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \Phi, 0, & -\sin \Phi, 0 \\ 0, & 1, & 0, & 0 \\ \sin \Phi, 0, & \cos \Phi, 0 \\ 0, & 0, & 0, & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \Psi, & -\sin \Psi, 0, 0 \\ \sin \Psi, & \cos \Psi, 0, 0 \\ 0, & 0, & 1, 0 \\ 0, & 0, & 0, 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (14)$$

10

$$(R) = \begin{pmatrix} 1,0,0,X_1 \\ 0,1,0,Y_1 \\ 0,0,1,Z_1 \\ 0,0,0,1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1, & 0, & 0, & 0 \\ 0, \cos \Omega, & -\sin \Omega, 0 \\ 0, \sin \Omega, & \cos \Omega, 0 \\ 0, & 0, & 0, & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \Phi, 0, & -\sin \Phi, 0 \\ 0, & 1, & 0, & 0 \\ \sin \Phi, 0, & \cos \Phi, 0 \\ 0, & 0, & 0, & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \Psi, & -\sin \Psi, 0, 0 \\ \sin \Psi, & \cos \Psi, 0, 0 \\ 0, & 0, & 1, 0 \\ 0, & 0, & 0, 1 \end{pmatrix} \quad (15)$$

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} = R^{-1} \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (16)$$

20

## 【 0 0 4 1】

なお、 $x, y, z$  から  $r, \theta, \varphi$  を求めるには以下の (17) - (19) 式を使えばよい。

## 【 0 0 4 2】

## 【数 6】

$$r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \quad (17)$$

$$\theta = \sin^{-1} \left( \frac{x}{\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}} \right) \quad (18)$$

$$\varphi = \tan^{-1} \left( \frac{z}{y} \right) \quad (19)$$

30

## 【 0 0 4 3】

以上説明した本実施形態の方法によれば、3Dプローブを用いて1回のスキャンで取得できる1つのローカルボリュームデータが小さくても、3Dプローブの位置を変えて取得された複数のローカルボリュームデータを統合することにより、大きな統合ボリュームデータを構成でき、それに基づいて三次元画像を生成することが可能となる。よって、この方法によれば、大型機構を用いなくても、例えば、胎児、胎盤、乳房といった比較的大きな組織を三次元画像として表すことが可能となる。絶対空間内における（グローバル座標系における）3Dプローブの位置及び姿勢を表す座標データは、関係情報として、ローカルボリュームデータに付随する情報としてメモリ上に格納される。複数のボリュームデータの統合処理は、ソフトウェア処理によって実現することができ、それは医療用の超音波診断装置に搭載され、あるいは、コンピュータに搭載されるものである。

40

## 【 0 0 4 4】

図4には、上述した第1の方法が概念図として示されている。複数のローカルボリュームデータ200, 204, 208は時系列順で取得される。最初のローカルボリュームデータに対して個別的な補間処理を適用することにより、符号202に示すように、仮の統合ボリュームデータが生成される。但し、この段階においては厳密な意味で統合処理は未だ行われていない。次に、ローカルボリュームデータ204が取得されると、符号206

50

で示すように、当該データに対して個別的に補間処理が適用され、また、必要な調停処理が施されて、更新された統合ボリュームデータが構成される。それに基づいて直ちに三次元画像が形成され、表示内容が更新される。次のローカルボリュームデータ208が取得されると、それに対して個別的に補間処理が適用され、また、必要な調停処理が施されて、更新された統合ボリュームデータが構成される。それに基づいて三次元画像が形成され、表示内容が更新される。つまり、ローカルボリュームデータの取得と同時進行で統合処理及び画像形成が行われる。

【0045】

図5には上述した第2の方法が概念図として示されている。複数のローカルボリュームデータ200, 204, 206の取得が完了した時点で、符号212に示すように補間処理が適用されるが、その際、必要に応じて、重複部分については複数のローカルボリュームデータに跨って存在する参照データセットを利用して補間データが生成される。その場合には補間処理が調停処理を兼ねることになる。勿論、補間処理を個別的に行った上で必要に応じて調停処理を適用するようにしてもよい。補間処理212により生成される統合ボリュームデータ214に基づいて三次元画像が形成される。

【0046】

図6には、上記において説明した処理を行なえる超音波診断装置の好適な実施形態が示されている。図6は超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【0047】

被検体10の体表面12上には可搬性送受波器としての3Dプローブ16が当接される。被検体10内には診断対象となる組織14が存在している。この組織14は、例えば妊娠後期における胎児又は胎盤である。そのような組織として、他には羊水、肝臓、乳房等の組織を挙げることができる。

【0048】

3Dプローブ16は本実施形態において2Dアレイ振動子を有している。2Dアレイ振動子は二次元配列された複数の振動素子により構成される。その2Dアレイ振動子により超音波ビームが形成され、その超音波ビームは二次元走査される。超音波ビームの電子走査方式としては電子セクタ走査、電子リニア走査等が知られている。3Dプローブ16に、1Dアレイ振動子を機械的に走査する走査機構を設け、これによって三次元データ取込空間を形成するようにしてもよい。腹部の三次元超音波診断を行う場合には、コンベックス走査方式が適用される3Dプローブを用いるのが望ましい。

【0049】

3Dプローブ16はユーザーによって体表面12上の任意の位置に当接されるものであり、またその当接姿勢も任意に設定することができる。図6には、プローブ16を移動させた後の状態が符号16A及び符号16Bで示されている。複数の位置で順番に三次元超音波診断を行えば、図6に示されるように、複数のローカルボリュームデータ18, 18A, 18Bを順番に取得することができる。図6においては、各ローカルボリュームデータ18, 18A, 18Bが二次元的な領域として図示されているが、各ローカルボリュームデータ18, 18A, 18Bはそれぞれ三次元空間に相当するものである。それらのローカルボリュームデータ18, 18A, 18Bは互いに部分的に重複した関係を有しており、また、時間的にも互いに異なっている。図示されるように、対象となる組織14の全体が3つのローカルボリュームデータ18, 18A, 18Bによってカバーされるように3Dプローブ16の当接位置等が定められている。

【0050】

送受信部28は、送信ビームフォーマ及び受信ビームフォーマとして機能するものである。送信時において、送受信部28から複数の送信信号が2Dアレイ振動子に供給される。これによって送信ビームが形成される。生体内からの反射波は、2Dアレイ振動子にて受波され、これによって複数の受信信号が送受信部28へ出力される。送受信部28では複数の受信信号に対する整相加算処理が実行され、これによって整相加算後の受信信号としてビームデータが生成される。そのビームデータは受信ビームに対応したものである。

体表面 12 上に 3D プローブ 16 を当接した状態を維持しつつ、つまり 3D プローブを移動させないで複数のローカルボリュームデータが取得されてもよい。

【0051】

測位システム 20 は、本実施形態において、磁場発生器 22、磁気センサユニット 24 及び座標データ演算部 26 により構成される。磁場発生器 22 は三次元磁場を生成するものであり、磁気センサユニット 24 は三次元磁場を検知し、検知された情報を座標データ演算部 26 へ出力する。座標データ演算部 26 は、磁気センサユニットからの情報に基づいて 3D プローブ 16 の三次元座標データを生成する。その三次元座標データは、3D プローブ 16 についての各座標軸上における座標値と各軸周りの回転角度とを表すものである。このように生成された座標データをそのまま座標間関係情報として利用するようにしてもよいし、座標データに基づいて 3D プローブ 16 の原点についての座標データを再構成し、その際構成された座標データを座標間関係情報として利用するようにしてもよい。いずれにしても、生成された座標データが 3D メモリ 32 へ出力される。測位方式には各種のもの（例えば光学式センサ等）がある。

【0052】

一方、ビームデータ処理部 30 は、送受信部 28 から出力される各ビームデータに対して信号処理を実行する。その信号処理には検波処理、対数変換処理等が含まれる。ビームデータ処理部 30 から出力されたビームデータは 3D メモリ 32 に格納される。

【0053】

3D メモリ 32 は、複数個のローカルボリュームデータを格納する記憶容量を有している。3D メモリ 32 において、各ローカルボリュームデータを構成するエコーデータはローカル座標系に従って特定されるものである。各エコーデータに対する座標変換は補間処理の際に実行されることになる。もちろん、3D メモリ 32 のデータの書き込み段階において必要な座標変換処理が行なわれるようにしてもよい。本実施形態では、各ローカルボリュームデータごとにその取得を行った際の座標間関係情報が対応付けられて記憶されている。

【0054】

補間処理部 36 は、図 6 に示す構成例において、各ローカルボリュームデータについてそれに対応する座標間関係情報に基づき個別的に補間処理を実行するモジュールである。調停処理部 38 は 3D 統合メモリ 40 上における特定のアドレスに既に補間データが書き込まれており、そのアドレスに現在取得されたローカルボリュームデータに基づく補間データが与えられて競合状態が生じた場合に、それを調停する処理を実行する。上述したように調停処理としては、単純加算平均処理、重み付け加算平均処理、近傍値選択処理等が挙げられる。

【0055】

3D 統合メモリ 40 は、グローバル座標系により規定される統合ボリュームデータを格納するメモリである。本実施形態では、各ローカルボリュームデータが取得される都度、補間処理及び調停処理が実行され、3D 統合メモリ 40 の内容が更新されることになる。

【0056】

3D 画像形成部 42 は、3D 統合メモリ 40 内に格納された統合ボリュームデータに基づいて三次元画像を構築するモジュールである。三次元画像の構築方法としては、ボリュームレンダリング法、サーフェスレンダリング法等が知られている。そのように形成された三次元画像の画像データが表示部 44 に送られる。表示部 44 には三次元画像が表示される。

【0057】

なお、3D 統合メモリ 40 内に格納された統合ボリュームデータに基づいて、対象組織についての体積等を演算するようにしてもよい。図 6 には、制御部及び操作パネル等の周辺構成については図示省略されている。

【0058】

図 6 に示す構成例によれば、今まで構築できなかった大型組織についての三次元画像を

10

20

30

40

50

表示できるという利点がある。しかも、統合ボリュームデータの構築にあたって、ユーザは3Dプローブの当接位置や当接姿勢について厳密な調整は不要であり、対象組織の全体がおよそカバーされるように複数回にわたって三次元超音波診断を行えばよいので、ユーザの負担は大幅に緩和される。各ローカルボリュームデータの取得の際には3Dプローブ16を動かす必要はないので、従来同様の良好な操作性を維持できる。また、表示部44に表示される三次元画像を観察しながら不足している部分についての三次元診断を速やかに行って所望の三次元画像を迅速に構築できるという利点が得られる。上記実施形態においては、体表面上に当接される3Dプローブが用いられていたが、体腔内に挿入される3Dプローブについても上記同様の手法を適用することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0059】

【図1】グローバル座標系とローカル座標系の関係を示す図である。

【図2】統合処理の内容を示すフローチャートである。

【図3】三次元補間処理を説明するための図である。

【図4】統合処理の第1例を示す図である。

【図5】統合処理の第2例を示す図である。

【図6】実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

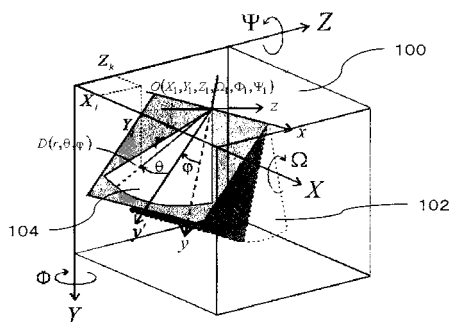
【0060】

10 被検体、12 体表面、16 3Dプローブ、18 ローカルボリュームデータ、20 測位システム、32 3Dメモリ、34 統合処理部、36 補間処理部、38 調停処理部、40 3D統合メモリ、42 3D画像形成部、100 統合ボリュームデータ空間、102 ローカルボリュームデータ空間、104 走査面。

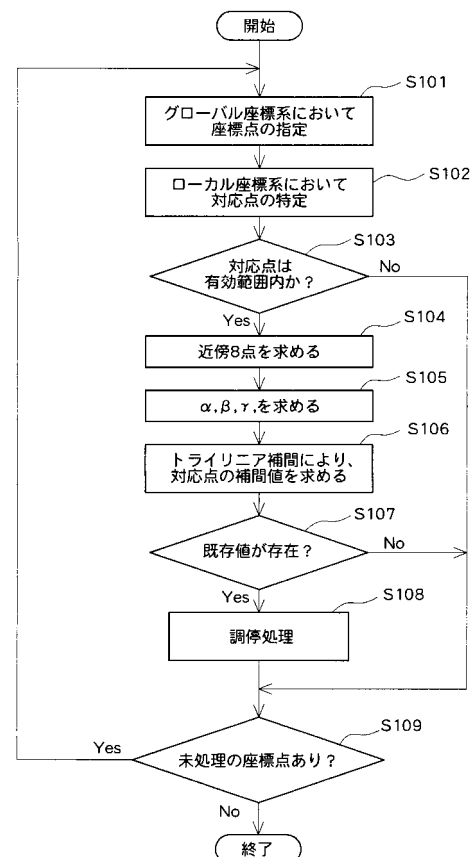
10

20

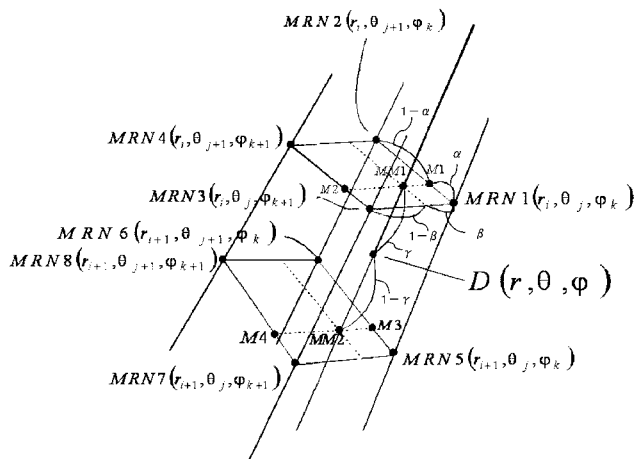
【図1】



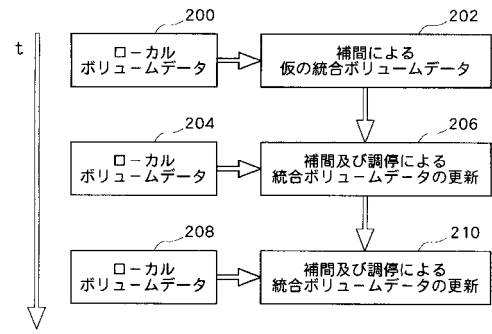
【図2】



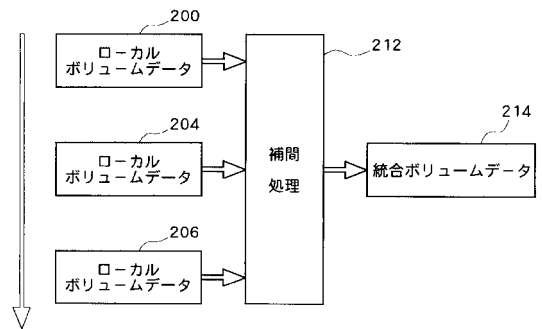
【図 3】



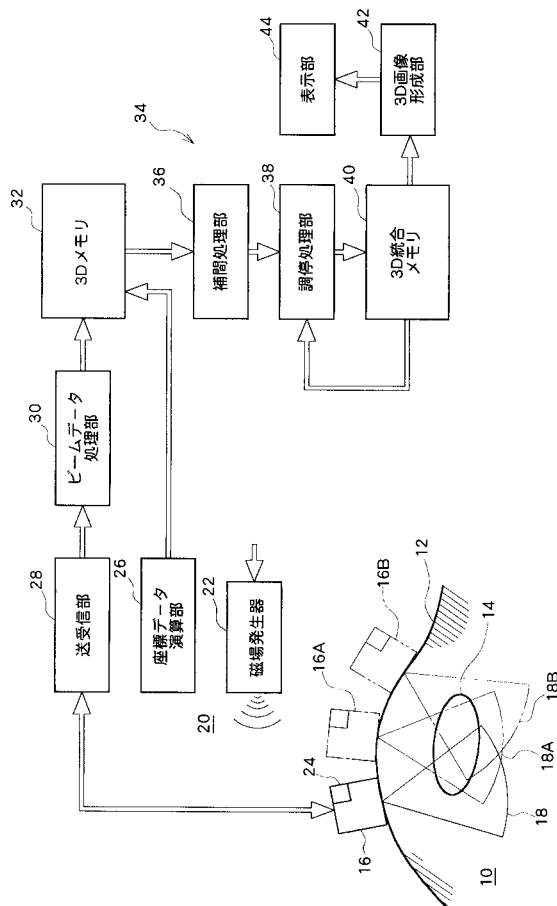
【図 4】



【図 5】



【図 6】



---

フロントページの続き

(72)発明者 望月 剛

東京都三鷹市牟礼 6 丁目 2 番 1 号 アロカ株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB03 EE05 GA18 GA21 JC02 JC25 KK21