

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第5177606号
(P5177606)

(45) 発行日 平成25年4月3日(2013.4.3)

(24) 登録日 平成25年1月18日(2013.1.18)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 8 (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2012-235250 (P2012-235250)	(73) 特許権者	504147243
(22) 出願日	平成24年10月25日(2012.10.25)		国立大学法人 岡山大学
審査請求日	平成24年10月25日(2012.10.25)		岡山県岡山市北区津島中一丁目1番1号
		(74) 代理人	100092897
			弁理士 大西 正悟
		(74) 代理人	100097984
			弁理士 川野 宏
		(74) 代理人	100157417
			弁理士 並木 敏章
		(72) 発明者	中原 龍一
			岡山県岡山市北区津島中一丁目1番1号
			国立大学法人岡山大学内
		(72) 発明者	西田 圭一郎
			岡山県岡山市北区津島中一丁目1番1号
			国立大学法人岡山大学内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 3次元超音波画像作成方法およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対してプローブを走査して、該被検体の画像を撮像し、
撮像された被検体画像により構成される3次元空間を構築し、
該3次元空間に含まれる各単位画素について、当該単位画素の該3次元空間中の位置座標(X , Y , Z)および該3次元空間中の所定の軸周りにおける少なくとも1つの角度(α)、からなる少なくとも4つの情報を対応付け、
少なくとも4つの情報を対応付けられた、前記3次元空間に含まれる各単位画素を、前記少なくとも4つの情報(X , Y , Z , α ...)に係る少なくとも4次元以上の多次元空間に写像し、

前記写像された多次元空間上の前記各単位画素についての情報を、所定の相関情報に基づき補正し、

この後、該補正された前記各単位画素を、前記位置座標(X , Y , Z)に係る3次元空間に写像することを特徴とする3次元超音波画像作成方法。

【請求項 2】

被検体に対して2次元プローブを走査して、該被検体の断面画像を複数個撮像し、
撮像された複数個の断面画像により構成される暫定3次元空間を構築し、
該暫定3次元空間に含まれる各単位画素について、当該単位画素の該暫定3次元空間中の位置座標(X , Y , Z)および該暫定3次元空間中の所定の軸周りにおける少なくとも1つの角度(α)、からなる少なくとも4つの情報を対応付け、

10

20

少なくとも4つの情報に対応付けられた、前記暫定3次元空間に含まれる各単位画素を、前記少なくとも4つの情報(X , Y , Z , α ...)に係る少なくとも4次元以上の多次元空間に写像し、

前記写像された多次元空間上の前記各単位画素についての情報を、所定の相関情報に基づき補正し、

この後、該補正された前記各単位画素を、前記位置座標(X , Y , Z)に係る3次元空間に写像することを特徴とする3次元超音波画像作成方法。

【請求項3】

該被検体の撮像と同時に撮像される、形状、大きさおよび配設位置が既知とされた補正用構造物を、前記プローブと前記被検体の間に配設することを特徴とする請求項1または2記載の3次元超音波画像作成方法。

10

【請求項4】

前記補正用構造物は、平面または直線を組み合わせた形状からなることを特徴とする請求項3記載の3次元超音波画像作成方法。

【請求項5】

前記少なくとも1つの角度(α)に係る情報は、前記被検体表面に対する前記2次元プローブの当接角度を変更する度に、撮像して得ることを特徴とする請求項2~4のうちいずれか1項記載の3次元超音波画像作成方法。

【請求項6】

前記2次元プローブと被検体との間に、水を封入したビニール袋を介装することを特徴とする請求項2~5のうちいずれか1項記載の3次元超音波画像作成方法。

20

【請求項7】

前記暫定3次元空間には、Bモード画像情報に、パワードップラーモード情報、カラードップラーモード情報およびエラストグラフィ情報のうち少なくとも1つの追加画像情報を加えた画像情報が含まれることを特徴とする請求項2~6のうちいずれか1項記載の3次元超音波画像作成方法。

【請求項8】

被検体に対してプローブを走査して、該被検体の画像を撮像するステップと、

撮像された画像により構成される3次元空間を構築するステップと、

該3次元空間に含まれる各単位画素について、当該単位画素の該3次元空間中の位置座標(X , Y , Z)および該3次元空間中の所定の軸周りにおける少なくとも1つの角度(α)、からなる少なくとも4つの情報に対応付けるステップと、

30

少なくとも4つの情報に対応付けられた、前記3次元空間に含まれる各単位画素を、前記少なくとも4つの情報(X , Y , Z , α)に係る少なくとも4以上の多次元空間に写像するステップと、

前記写像された多次元空間上の前記各単位画素について、所定の相関情報に基づき補正するステップと、

この後、該補正された前記各単位画素を、多次元空間上で解析し、異方向性および血流分布を含む付属情報のうち少なくとも1つを、スカラー、ベクトルおよびテンソルのうちのいずれかに変換し、3次元空間における情報として、前記位置座標(X , Y , Z)に係る3次元空間に写像するステップとを、コンピュータにおいて実行せしめることを特徴とする3次元超音波画像作成プログラム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、2次元および3次元等の超音波プローブにより取得された被検体画像情報に基づき3次元超音波画像を作成する方法およびプログラムに関し、特に、2次元プローブを用いて得られた超音波画像を時系列的に配列し、これらの配列画像に画像処理を施して3次元画像を作成する3次元超音波画像作成方法およびプログラムに関するものである。

50

【背景技術】

【0002】

従来より、内臓各部位の状態や胎児の発育度を検査するための超音波装置が知られている。さらに、近年においては、膝関節や腕の腱等の被検体においても、超音波装置が利用されるようになってきており、この分野の医療技術は急速に進歩しつつある。

【0003】

一方、医療に用いられる超音波装置の撮像手段としては、2次元画像を取得する2次元プローブが主流であり、プローブにより取得された各断面画像を見ただけでは、被検体組織のどの部位を撮像したのかを認識することが困難であったため、近年、この2次元プローブの走査に応じて撮像された複数の断面画像をプローブ走査方向に配列して3次元画像を構築する技術が知られている（下記特許文献1、2参照）。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】WO2006/134686A1

【特許文献2】特開2009-213567号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、上述した2次元プローブにより得られた2次元画像に基づいて3次元画像を構築する従来技術においては、プローブの撮像角度によって信号値が変化するため、正確な3次元画像を構築することが難しい。

20

【0006】

特に、腱や靱帯等の組織は撮像した方向によって出力信号が大きく変化する、異方向性という特性を有している。異方向性を解析するには、画像データが展開される空間の各画素点毎に、互いに異なる複数の角度から撮像された際の情報（以下、異なる角度の情報と称する）を有していることが肝要である。

【0007】

なお、近年、超音波を用いて、胎児の顔等を3次元表示するために3次元プローブが用いられている。この3次元プローブには、プローブの角度を変えながら首を振るような形で空間を操作する機械式3次元プローブと、電子的な走査を行うリニア型の3次元プローブとがあるが、機械式、リニア型のいずれであっても、画像データが展開される空間の各点毎に、異なる角度の情報を有する構成とはなっておらず、上記2次元プローブにより得られた画像データと同様の問題を抱えている。

30

【0008】

本発明は上記事情に鑑みなされたものであり、超音波装置により取得された被検体画像データから、位置ずれの補正や組織の不均一性等により発生した虚像の補正を行いつつ3次元画像を構築し得る3次元超音波画像作成方法およびプログラムを提供することを目的とするものである。

【課題を解決するための手段】

40

【0009】

本発明の3次元超音波画像作成方法は、

被検体に対してプローブを走査して、該被検体の画像を撮像し、

撮像された被検体画像により構成される3次元空間を構築し、

該3次元空間に含まれる各単位画素について、当該単位画素の該3次元空間中の位置座標（ X ， Y ， Z ）および該3次元空間中の所定の軸周りにおける少なくとも1つの角度（ α ）、からなる少なくとも4つの情報を対応付け、

少なくとも4つの情報を対応付けられた、前記3次元空間に含まれる各単位画素を、前記少なくとも4つの情報（ X ， Y ， Z ， α ...）に係る少なくとも4次元以上の多次元空間に写像し、

50

前記写像された多次元空間上の前記各単位画素についての情報を、所定の相関情報に基づき補正し、

この後、該補正された前記各単位画素を、前記位置座標（ X ， Y ， Z ）に係る３次元空間に写像することを特徴とするものである。

【００１０】

また、本発明の他の３次元超音波画像作成方法は、

被検体に対して２次元プローブを走査して、該被検体の断面画像を複数個撮像し、

撮像された複数個の断面画像により構成される暫定３次元空間を構築し、

該暫定３次元空間に含まれる各単位画素について、当該単位画素の該暫定３次元空間中の位置座標（ X ， Y ， Z ）および該暫定３次元空間中の所定の軸周りにおける少なくとも１つの角度（ α ）、からなる少なくとも４つの情報を対応付け、

10

少なくとも４つの情報を対応付けられた、前記暫定３次元空間に含まれる各単位画素を、前記少なくとも４つの情報（ X ， Y ， Z ， α ・・・）に係る少なくとも４次元以上の多次元空間に写像し、

前記写像された多次元空間上の前記各単位画素についての情報を、所定の相関情報に基づき補正し、

この後、該補正された前記各単位画素を、前記位置座標（ X ， Y ， Z ）に係る３次元空間に写像することを特徴とするものである。

【００１１】

なお、本願明細書中において「プローブの走査」というときは、プローブを被検体と平行に移動させて、撮像することを意味するものとする。

20

【００１２】

なお、上記「単位画素」とは、暫定３次元空間に含まれるすべての画素毎に、という意味に限られるものではなく、規則的に区画された画素群毎に、あるいは所定の間隔を空けた画素毎に、という意味をも含めるものとする。

【００１３】

また、該被検体の撮像と同時に撮像される、形状、大きさおよび配設位置が既知とされた補正用構造物を、前記プローブと前記被検体の間に配設することが好ましい。

【００１４】

また、前記補正用構造物は、平面または直線を組み合わせた形状からなることが好ましい。

30

【００１５】

また、前記少なくとも１つの角度（ α ）に係る情報は、前記被検体表面に対する前記２次元プローブの当接角度を変更する度に、撮像して得ることが好ましい。

【００１６】

また、２次元プローブと被検体の間に、ゼリーや水で満たされた袋を介装することが望ましい。これは、２次元プローブと被検体との間で信号が減衰・変化しないように、かつ被検体に圧迫を加えないようにするためである。

【００１７】

また、前記暫定３次元空間には、Ｂモード画像情報に、パワードップラーモード情報、カラードップラーモード情報およびエラストグラフィー情報（以下、これらを総称してＰＤモード情報と称することがある）のうち少なくとも１つの追加画像情報を加えた画像情報が含まれることが好ましい。すなわち、Ｂモード画像情報を地図情報として、その上にＰＤモード情報を重ねることで、それらの情報の局在を知るようにすることが肝要である。

40

【００１８】

さらに、本発明の３次元超音波画像作成プログラムは、

被検体に対してプローブを走査して、該被検体の画像を撮像するステップと、

撮像された画像により構成される３次元空間を構築するステップと、

該３次元空間に含まれる各単位画素について、当該単位画素の該３次元空間中の位置座

50

標 (X, Y, Z) および該 3 次元空間中の所定の軸周りにおける少なくとも 1 つの角度 (α)、からなる少なくとも 4 つの情報を対応付けるステップと、

少なくとも 4 つの情報を対応付けられた、前記 3 次元空間に含まれる各単位画素を、前記少なくとも 4 つの情報 (X, Y, Z, α) に係る少なくとも 4 以上の多次元空間に写像するステップと、

前記写像された多次元空間上の前記各単位画素について、所定の相関情報に基づき補正するステップと、

この後、該補正された前記各単位画素を、多次元空間上で解析し、異方向性および血流分布を含む付属情報のうち少なくとも 1 つを、スカラー、ベクトルおよびテンソルのうちのいずれかに変換し、3 次元空間における情報として、前記位置座標 (X, Y, Z) に係る 3 次元空間に写像するステップとを、コンピュータにおいて実行せしめることを特徴とするものである。

10

【発明の効果】

【0019】

本発明の 3 次元超音波画像作成方法およびプログラムによれば、プローブにより取得された 3 次元空間に含まれる各単位画素について、3 次元位置座標 (X, Y, Z) のほか、3 次元空間中の所定の軸周りにおける少なくとも 1 つの角度 (α) の情報を持たせ (ラベリングし)、このラベリングされた各単位画素について、これら少なくとも 4 つの情報 (X, Y, Z, α) に係る少なくとも 4 次元以上の多次元空間に写像しているので、この多次元空間上に白黒画像である B モード画像情報や血流情報である PD シグナル情報等を格納し、この多次元空間上で、位置情報および角度情報に基づき、位置ずれの補正やアーチファクトの補正を行うことができる。この後、補正された各単位画素について最終的な 3 次元空間に写像することで、位置ずれやアーチファクトが補正された 3 次元画像を得ることができる。

20

【0020】

特に、腱や靱帯等の組織は撮像した方向によって出力信号が変化する、異方向性という特性を有しているが、本発明方法によれば、各単位画素について、3 次元位置座標 (X, Y, Z) のほか、少なくとも 1 つの角度 (α) の情報を持たせているので、異方向性を解析することで、その異方向性を有する腱や靱帯等の組織分類や方向解析を行うことが可能となる。これにより、超音波装置による 3 次元画像の被検体診断を、正確かつ容易なものとすることができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図 1】本発明の一実施形態に係る 3 次元超音波画像作成方法を示す概略図である。

【図 2】本実施形態において、2 次元プローブにより被検体の断面画像を取得する様子を示す模式図である。

【図 3】本実施形態において、プローブ位置情報を考慮した画像情報を暫定 3 次元画像へ写像する様子を説明する模式図である。

【図 4】多次元空間の概念を示す図である。

【図 5】心拍周期を正規化し標準化したものである。

40

【図 6】実際に 2 次元プローブを用いて人間の線維構造部分 (腱の部分) を撮像したものであって、異方向性を説明するための図である。

【図 7】3 次元超音波画像作成方法を実施するための 3 次元超音波画像作成装置を概念的に示す図である。

【図 8】単位時間毎の PD シグナル値からヒストグラム画像を作成する様子を説明するための図面である。

【図 9】被検体に対して 2 次元超音波プローブを同一角度方向からあてて、走査しながら撮像した一連の画像である「シリーズ」の概念を説明するための図である。

【図 10】補正用構造物を用いたシリーズ内誤差の補正手法を説明するための図である。

【図 11】糸やワイヤーを張り巡らせるような補正用構造物の形状を模式的に示すもので

50

ある。

【図 1 2】本実施形態に係る水袋をプローブと被検体（手）の間に挟む様子を示す概略図である。

【図 1 3】シリーズ間誤差の補正手法を説明するための図である。

【図 1 4】異方向解析の様子を表わした概念図である。

【図 1 5】B モード画像（A）と、PD モード画像（B）を分離して抽出した超音波画像に係る写真を示すものである。

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、本発明の実施形態に係る 3 次元超音波画像作成方法およびプログラムを図面を用いて説明する。

10

【0023】

この 3 次元超音波画像作成方法は、2 次元プローブを有する超音波装置により取得された複数の 2 次元被検体画像データから 3 次元化した画像情報とそのときのプローブ角度情報を取得し、多次元情報を解析して、位置ずれの補正を行った後、組織の不均一性（異方向性等）の解析を行い、最終的な 3 次元画像を構築するものである。なお、被検体対象としては、特に四肢の関節や腱等の組織が好適である。

【0024】

ここで、図 1 は本実施形態の 3 次元超音波画像作成方法の概略を示すフローチャートである。

20

【0025】

まず、2 次元プローブを走査（被検体表面に対して平行移動）して、被検体の断面画像を複数個撮像する（S 1）。

【0026】

次に、撮像された複数個の断面画像により構成される暫定 3 次元空間を構築する（S 2）。

【0027】

次に、暫定 3 次元空間に含まれる各単位画素について、その単位画素の暫定 3 次元空間中の位置座標（X，Y，Z）および暫定 3 次元空間中の所定の軸周りにおける少なくとも 1 つの角度（ α ）からなる少なくとも 4 つの情報を対応付ける（S 3）。

30

【0028】

次に、少なくとも 4 つの情報（X，Y，Z， α ）を対応付けられた、暫定 3 次元空間に含まれる各単位画素を、少なくとも 4 つの情報（X，Y，Z， α ）に係る多次元空間に写像する（S 4）。

【0029】

次に、写像された多次元空間上の各単位画素の情報（X，Y，Z， α ）を、所定の相関情報に基づき補正する（S 5）。

【0030】

次に、補正された、少なくとも 4 つの情報（X，Y，Z， α ）に係る多次元空間において、異方向解析や、PD モード情報等の付加情報の解析を行う（S 6）。

40

【0031】

この後、補正された各単位画素を、位置座標（X，Y，Z）に係る 3 次元空間に写像する（S 7）。

【0032】

以下、上記各ステップ S 1 ～ S 6 について説明する。

【0033】

上記ステップ 1（S 1）においては、図 2（A）～（C）に示すように、2 次元画像を取得するプローブ 101 を被検体上で走査して、逐次断面画像 111 を取得する。すなわち、まず、プローブ 101 により 1 枚目の断面画像 111 を取得し（図 2（A）参照）、その後プローブ 101 を被検体に沿って走査して、2 枚目の断面画像 111（図 2（B）

50

参照)、3枚目の断面画像111(図示を省略)、4枚目の断面画像111(図2(C)参照)というようにして順次、各断面画像111を取得する。

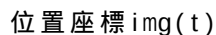
【0034】

次に上記ステップ2(S2)においては、図2(A)~(C)に示すように、逐次得られた断面画像111を暫定3次元空間(X_a, Y_a, Z_a の3軸からなる3次元直交座標系:グローバル位置角度空間)内に、断面画像111A~Dとして順次配列し、全体として暫定3次元画像112を構築する(図2(D))。

【0035】

なお、上記ステップ1(S1)とステップ2(S2)の処理順序は、ステップ1(S1)によって全ての断面画像111を取得してから、ステップ2(S2)によって全ての断面画像111A~Dの配列を行ってもよいし、ステップ1(S1)によって各断面画像111を取得する毎に、ステップ2(S2)によって、対応する各断面画像111A~Dの配列を行うようにしてもよい。

【0036】

次に、上記ステップ3(S3)においては、図3に示すように、断面画像111内での位置座標 $\text{img}(t) = (x, y)$ とプローブ101の3次元位置座標(プローブ位置情報:Prob e(t)=(X,Y,Z):グローバル位置角度空間G(X,Y,Z, $\alpha \dots$)における、各時間での位置として得られる。)とを加算して、暫定3次元空間に含まれる各単位画素に対して、その単位画素の暫定3次元空間中の位置座標(X,Y,Z)および暫定3次元空間中の所定の軸周り(例えば、 X_a, Y_a, Z_a の3軸周り)における少なくとも1つの角度(α)からなる少なくとも4つの情報に対応付ける(S3)。ここで、少なくとも1つの角度(α)とは、1つの角度(α)とする以外にも、適宜2つの角度(α, β)としたり、3つの角度(α, β, γ)としたりすることが可能であることを意味する。また、この暫定3次元画像空間には、2次元画像を配列して構成された3次元画像を、さらに複数個重ね合わせることも可能である。

【0037】

次に、上記ステップ4(S4)においては、少なくとも4つの情報(X,Y,Z, $\alpha \dots$)を対応付けられた、暫定3次元空間に含まれる各単位画素を、少なくとも4つの情報(X,Y,Z, $\alpha \dots$)に係る多次元空間に写像する(S4)。

【0038】

なお、この多次元空間としては、例えば、全体の位置座標(X,Y,Z)の次元と少なくとも1つの角度($\alpha \dots$)の次元、さらには時間(t)の次元で構成される多次元空間とされる。図4に多次元空間の概念図を示す。ただし、この多次元空間を構成する要素は(X,Y,Z, α, β, γ)であり、6次元空間である。

【0039】

さらに、多次元空間の次元に、心臓の収縮によって形成される拍動情報(心拍周期:図5を参照)を含めることも可能である。また、上述したPDモード情報(特にPD情報やCD情報等の追加情報)は、被検体の同一部位でも拍動の周期によって信号値が変化するため、通常は、基準としての拍動のピーク情報を考慮して解析を行っている。拍動のピーク情報を得るためには、時間毎のPDモード情報のヒストグラム画像を作成して拍動に対する周期を検出することが一般的である。

【0040】

なお、PDシグナルの拍動解析には同一部位で拍動解析しなくても、不整脈がない限り拍動の周期は大きく変化しない、とされている。

【0041】

次に、上記ステップ5(S5)においては、写像された多次元空間上の各単位画素の情報(X,Y,Z, $\alpha \dots$)を、所定の相関情報に基づき補正する。

【0042】

すなわち、例えば、プローブ101を被検体表面に沿って走査させて、一つの角度方向から被検体を撮像し、次に異なる他の角度方向から同一被検体を撮像し、2つの異なる3

10

20

30

40

50

次元画像情報を得た場合を想定する。

【 0 0 4 3 】

超音波装置では、プローブ 1 0 1 の走査時における、プローブ情報の誤差や、モーターの性能誤差によって走査量が一定ではない場合（等速ではない場合）が多い。したがって、プローブ 1 0 1 の位置情報が分かっているにもかかわらず複数の 2 次元断面画像について重ね合わせることが困難となる場合が多い。

【 0 0 4 4 】

このような誤差は、3 次元画像のシリーズ内の誤差と、シリーズ間の誤差とからなっているため、これら各誤差毎に補正する必要がある。

【 0 0 4 5 】

本実施形態においては、シリーズ内誤差は補正用パターンを用いて修正し、シリーズ間誤差はシリーズ間の相互情報量や補正パターンを用いて修正する。なお、これら誤差の修正についての詳細は、後述する。

【 0 0 4 6 】

次に上記ステップ 6（S 6）において、各画素点における異方向解析を行うには、3 次元情報 + 角度情報を扱う必要がある。線維性の組織は線維方向に信号特性があるが、骨などの硬い組織は角度によって大きく信号が変化する。脂肪のような方向性のない組織は異方向性が少ない。このように局所的な信号特性によってその部位にある組織の種類を分類することが可能であるが、その前提条件として、超音波の問題点であるさまざまなアーティファクト（虚像）を修正した後に解析を行う必要がある。このように、各画素点において超音波特有の、異方向解析処理を施しているため、異方向性を有する腱や靱帯等の組織分類や方向解析を行うことが可能となる。これにより、超音波装置による 3 次元画像の被検体診断を、正確かつ容易なものとすることができる。

【 0 0 4 7 】

なお、異方向性については、異方向性の程度だけならある点におけるスカラーとして表現され、また、異方向性の向きはベクトルとして表現され、さらに、異方向性の向きとその程度はテンソルとして表現される。また血流情報は、血流の量であれば、任意の点におけるスカラーとして表現され、血流の方向はベクトルとして表現され、さらに、より詳細な情報はテンソルとして表現される。このように解析された異方向性や血流の情報は、3 次元空間の任意の一点におけるスカラーもしくは行列情報として表現されるが、要素数は解析方法毎に規定されている。このように異方向解析や血流解析は、（無限に要素が存在し得る）次元情報を、規定された要素数に変換する過程としてとらえることができる。そこで、この過程を、多次元空間情報 → 解析 → 3 次元空間への写像、というモジュール構造でとらえる。どのように解析を行うかは目的ごとに異なるが、この構造は目的に拘わらずすべて同じである。

【 0 0 4 8 】

なお、図 6 は、実際にプローブ 1 0 1 を用いて人間の線維構造部分（腱の部分）を撮像したもの（画像の中央左右方向に暗部として表れている）であって、角度 α を、0 度とした場合と 3 0 度とした場合では、明らかに点 P と点 P' の位置（同一位置）において、画像の明るさレベルが相違している。すなわち、角度 α を 0 度とした場合には、線維構造部分（腱の部分）を他の組織から区別することができないが、角度 α を 3 0 度とした場合には、線維構造部分（腱の部分：2 つの矢印に挟まれた部分）が暗部として表わされており、明暗によって他の組織から区別することが容易である。

【 0 0 4 9 】

次に、上記ステップ 7（S 7）においては、多次元空間において補正された各単位画素を、位置座標（X, Y, Z）に係る 3 次元空間に写像する。

【 0 0 5 0 】

上記多次元空間（位置角度空間 G）内の情報では臨床上、取扱い難いので、医療用ワークステーションで解析することが可能な 3 次元情報に変換することが必要である。その中でも、最も単純なものは、B モード画像を位置角度空間 G から 3 次元空間に写像する態様

10

20

30

40

50

のものである。さらに、Bモード画像とPDモード画像（パワードップラー情報およびカラードップラー情報）を、位置角度空間Gから3次元空間に写像する態様とすることが実用的である。

【0051】

なお、このような3次元空間中の同一位置について、異なる2つの信号値が対応づけられている場合があるが、それら異なる信号値について、目的に応じて、適宜MIP（Maximum intensity Projection）のように最強信号を用いる手法を採用したり、平均値を用いる手法を採用することが可能である。また、情報の質を向上させるために、遮蔽情報をマスク値とするマスキング手法を採用することが好ましい。また、PDモード画像を位相毎に3次元的に出力する場合には、目的空間での解像度に整合するように補間を行うことが肝要である。

10

【0052】

従来、臨床目的毎に情報処理体系を構築していたが、本実施形態においては、2次元超音波撮像（診断）装置を多次元空間（位相角度空間G）における特徴ベクトル情報を取得するシステムとみなし、3次元画像の構築は多次元空間（位相角度空間G）から3次元空間への解析目的毎の写像とみなして、情報処理体系を構築している。このように、多次元空間（位相角度空間G）への埋め込みと、3次元空間への写像処理を分けることで、画像全体を体系的にとらえることが可能になり、システムをモジュール構成することで各部位での進化を全体的な性能向上につなげることができる。

20

【0053】

このように、本実施形態の3次元超音波画像作成方法によれば、3次元位置座標（X，Y，Z）のほかに、2次元プローブの暫定3次元空間中における少なくとも1つの角度（ α ）の情報を所持せ（ラベリングし）、このラベリングされた各单位画素について、これら少なくとも4つの要素（X，Y，Z， α ）以上により構成される多次元空間に写像し、所定の補正処理を経た後、これら各单位画素を3次元空間中に写像する。したがって、特に、異方向性を有する腱や靱帯等の被検体組織の撮像においても、異方向性の影響のない画像情報を得ることができる。これにより、超音波装置による3次元画像の被検体診断を、正確かつ容易なものとすることができる。

【0054】

図7は、上記3次元超音波画像作成方法を実施するための3次元超音波画像作成装置を概念的に示す概略図である。

30

【0055】

図7に示す3次元超音波画像作成装置は、プローブ101と、このプローブ101による被検体130の2次元超音波画像に基づき画像処理および信号処理を行う制御部121と、この制御部121からの画像信号を被検体画像として表示する表示部122と、この制御部121に対して種々の処理に関する指示を行うキーボード等からなる入力部123とを備えている。この制御部121は、CPUやROM、RAM等のメモリからなるハード、およびこれらメモリに格納され、CPUを動作させるプログラムソフトからなり、上述した3次元超音波画像作成方法の説明における各種の画像処理及び信号処理はこの制御部121において行われる。

40

【0056】

以下、本実施形態における構成であって、上述した形態以外の主要部分について、さらに詳しく説明する。

【0057】

<パワードップラー画像解析>

PD（パワードップラー）モードやCD（カラードップラー）モードは血流信号の絶対量や向きを含めた量をカラー画像で表示するモードである。通常わかりやすいように白黒のBモード画像に、カラー情報として重ね合わせることで表示している。臨床現場ではBモード画像で認識される特定の領域内におけるPDシグナルの解析が必要な場合がある。これまでは2次元画像において肉眼的に判断するか、領域を指定して解析を行っていた。

50

【 0 0 5 8 】

しかしこれらの方法では、時間をおいて撮像した同一被検者のデータを互いに比較したり、異なる被検者のデータを互いに比較したりするには、Bモード画像を用いて同じ部位を特定してから解析を行う必要があった。またPDシグナルは同一部位でも拍動によって信号値が変化することから、前述したように、通常は拍動のピーク画像を用い、そのピークとなるタイミングで上記解析を行っている。これら一連の作業は検査施行者の判断力等によって進められていくところが大きく、その検査精度が検査施行者の技量に大きく依存する。

【 0 0 5 9 】

上記被検体の部位の比較処理においては、被検体位置が大きく変動しなければ、3次元画像を取得することにより、全体の3次元形状から同一の被検体部位を容易に検出することが可能である。つまり、本実施形態によれば、3次元画像データを取得して必要な被検体部位の3次元画像を再構築することで検査施行者の労力を軽減しつつ検査精度の向上に資することができる。また、仮に、被検体部位の3次元画像を再構築することが困難な場合であっても、3次元画像を示すことで同一部位であることを保証することが可能である。

10

【 0 0 6 0 】

また、PDシグナルの拍動解析においては、同一被検体部位で拍動解析をしなくても、不整脈がない限り拍動の周期は大きく変化しない。したがって、本実施形態では、超音波スコープの走査を行いながら取得したデータから構築した3次元画像に基づき、単位時間毎のPDシグナル値からヒストグラム画像を作成(図8を参照)することで拍動に対する周期を容易に検出することが可能である。すなわち、PDシグナルを時間方向に解析し、3次元画像を取得し、その各単位画素について、拍動周期をスライス毎にラベリングすることによって、PDシグナルの比較解析を可能とする。これにより、検査施行者の労力を軽減しつつ検査精度の向上に資することができる。

20

【 0 0 6 1 】

なお、一般的なモデルとしては、3次元位置座標(X , Y , Z)と角度(α , β , γ)と時間(t)で構成される多次元空間に、Bモード情報と、PDモード情報またはCDモード情報とが配された状態が考えられる。

【 0 0 6 2 】

< 位置合わせ >

超音波検査システムにおいては、超音波画像取得時に特有の歪みが生じており、またプローブ情報の誤差や、平行移動時のモーター性能誤差によってプローブの走査速度が等しくない場合が生じ、これにより検査誤差が生じる場合がある。このような誤差は、前述したように、3次元画像のシリーズ内誤差と、シリーズ間誤差に分類でき、分類された両誤差の修正手法も異なるので、以下それぞれに分けて説明する。

30

【 0 0 6 3 】

なお、本願明細書において使用する「シリーズ」という用語は、図9に示すように、被検体130に対してプローブ101を同一角度方向からあてて走査しながら撮像した一連の画像を意味する。したがって、被検体130に対して、プローブ101を上方から当て、この当接角度状態で取得した一連の断面画像を、例えばシリーズ1の断面画像情報と称し、それを暫定3次元空間上に展開した3次元画像111Aを、例えばシリーズ1の3次元画像と称する。同様に、被検体130に対して、プローブ101を斜め上方から当て、この当接角度状態で取得した一連の断面画像を、例えばシリーズ2の断面画像情報と称し、それを暫定3次元空間上に展開した3次元画像111A'を、例えばシリーズ2の3次元画像と称する。したがって、「シリーズ内誤差」とは、シリーズ1の一連の断面画像同士の間を生じる誤差である。また、「シリーズ間誤差」とは、角度情報を各々同一にしたシリーズ断面画像情報間に生じる誤差であり、例えば、シリーズ1とシリーズ2の間に生じる誤差のことである。

40

【 0 0 6 4 】

50

(1) シリーズ内誤差

シリーズ内誤差は撮像時にパターンが既知のものを同時に撮像することで補正可能である。すなわち、複数の直線を組み合わせて作ったパターンを被検体と同時に撮像しておき、3次元画像内で対象パターンが直線となるように、フレーム毎（各サンプリング時間）の補正值を計算することで誤差を修正することが可能である。プローブの走査が被検体に平行となる場合は、誤差が生じるのは一つの方角であるため補正は容易である。

【 0 0 6 5 】

このことをより詳細に説明すると、図 1 0 (A) に示すように、被検体 1 3 0 の近傍に形状と配設位置が既知の3次元の補正用構造物 1 4 0 を設置しておいて、両者を一緒に撮像する。このようにすると、シリーズ内誤差が生じていても、形状および配設位置が既知の補正用構造物 1 4 0 と、その補正用構造物画像 1 4 0 A との間の変化量 $\varphi^{-1}(x)$ を求めることができ（図 1 0 (B) を参照）、この求められた変化量 $\varphi^{-1}(x)$ は被検体 1 3 0 と、その被検体画像 1 3 0 A との間の変化量においても適用できるので、誤差が生じていても、変形した被検体画像 1 3 0 A の形状と変化量 $\varphi^{-1}(x)$ の逆数 $\varphi(x)$ から、誤差のない真の被検体 1 3 0 の形状に補正することが可能である。

【 0 0 6 6 】

また、上記補正用構造物 1 4 0 は、基本的に、シリーズ内・シリーズ間の補正を容易とすべく用いられる、形状および配設位置が既知の物体、というように定義できる。

【 0 0 6 7 】

また、この補正用構造物が、図 1 1 に示すように、糸やワイヤーを張り巡らせるような形状であれば、補正用構造物を配備しやすい（図 1 1 の実施形態においては、水槽 1 5 0 内に被検体（手）1 3 0 と補正用構造物 1 4 0 を配置している）。特に、通常の形状では配置が難しい場所や、事前に被検体の大きさが読めない場合でも、糸等（および必要であれば糸等を架ける部材）を用意しておけば、始点と終点の座標を知ること、その形状を容易に測定しておくことができる。

【 0 0 6 8 】

また、一般に、上記補正用構造物 1 4 0 が直線で構成されている場合は、始点・終点の座標を知ること、また、板等の平面で構成されている場合は各平面について任意の3点の座標情報を知ること、その形状を容易に測定することができる。

【 0 0 6 9 】

なお、上記補正用構造物 1 4 0 は、プローブ 1 0 1 と被検体（手）1 3 0 との間に配置する必要がある。

【 0 0 7 0 】

なお、上記誤差には、線形の場合と非線形の場合がある。

【 0 0 7 1 】

(2) シリーズ間誤差

シリーズ間の誤差は補正用構造物 1 4 0 B、C を各々被検体 1 3 0 B、C と同時に撮像している場合はこれら補正用構造物 1 4 0 B、C が一致するようなアフィン変換値を計算すればよい。補正用構造物 1 4 0 B、C を挿入していない場合でも、相互情報量等の補正評価関数を計算することで補正可能となる。

【 0 0 7 2 】

具体的には、図 1 3 に示すように、角度情報が、例えば 0 度とされた第 1 のシリーズにおける被検体 1 3 0 B に、角度情報が、例えば 3 0 度とされた第 2 のシリーズにおける被検体 1 3 0 C が丁度重なるように、被検体 1 3 0 C を回転させる。仮にこのときの回転量が 3 2 度であれば、誤差は 2 度となり、被検体 1 3 0 C を 2 度分だけ回転させて、この被検体 1 3 0 C の角度情報が 3 0 度となるように補正する。

【 0 0 7 3 】

< 水槽問題 >

超音波プローブは機械的性能と設定により、最も精度よく画像を収集できる距離が決まっている。関節用の高周波プローブは、プローブに近いほど解像度が高い。しかし 3 次元

10

20

30

40

50

解析のためには、対象に圧迫が加わっていないという条件を満たす必要がある。なぜなら圧迫で変形が生じると、3次元構成したときに誤差が発生してしまうからである。そこでなるべく近い距離で圧迫を加えないで計測する必要がある。そのため、移動するプローブの音響特性を保証しつつ、対象物に力が加わることにより変形が生じることを防止するシステムが必要である。プローブ101と被検体130は、基本的には当接していることが画質向上やゼリーの節約等という観点から望ましいが、プローブ101を被検体130に沿って走査するとき、特に被検体表面に凸凹が存在している場合もあるので、水を満たした水槽内に手や足などを入れて撮像したり、ゲルパッドを用いたりして、プローブ101を被検体130から浮かすことにより、スムーズな走査が行われるようにするのが現実的である。

10

【0074】

しかしながら、水槽内に手を入れて、プローブを浮かした状態で撮像することは、被験者の体勢としてつらい場合がある。また、上記ゲルパッド等はかなり高価である。

【0075】

そこで、本実施形態においては、ビニール袋に水を入れ、空気を全部逃した状態で袋の口を縛り、音響インピーダンスをほぼ等しくするために、このビニール袋の周りにゼリーをまんべんなく塗るようにすることにより、アーチファクト（虚像）の少ない水袋160（図12参照）を作製することができる。

【0076】

このようにして作製された水袋160は、簡易かつ安価なツールを追求した発明者の創意により生みだされたものであり、図2に示すように、この水袋160をプローブ101と被検体（手）130の間に挟むことにより、スムーズかつ簡易にプローブ101を走査することができるとともに、超音波検査に要するコストを低減することができる。

20

【0077】

<その他の特徴的事項>

本実施形態方法を実施する装置としては、3次元画像情報を取得し得るプローブを有している超音波診断装置であれば、どのようなタイプののものであってもよく、また、結果的に3次元画像を構築できればよい。重要なことは角度情報が同時に取得できていることである。通常のプロープを使用する場合は平行移動もしくは移動しながら角度情報の変量が取得可能な駆動装置にプローブを装着して情報を取得する。プローブが3次元情報を取得できるタイプの場合（リニア式・機械式など）も同様に角度情報を取得しながら駆動させて3次元情報を取得する。

30

【0078】

本実施形態では、このように角度情報を取得するために、被検体を、互いに異なる複数の角度から各々撮像する。そのため、プローブの角度を変えては、シリーズ撮像を行うという処理が繰り返さされる。次に、上記の如くして取得された複数のシリーズ情報をプローブの角度情報に基づき合成する。

【0079】

一度のシリーズ撮像処理で、超音波プローブからの画像情報（情報1）とともに、この画像情報を取得したときのプローブの角度情報（情報2）が得られる。上記画像情報（情報1）には白黒画像であるBモード画像情報の他に、血流シグナル情報であるPDモード情報や、CDモード情報がある。上記角度情報（情報2）は全体の座標に対するプローブ位置と角度である。その情報2に基づき上記情報1で得られた画像が全体の座標に対してどの位置にあるかが計算される。

40

【0080】

以下、本実施形態における、情報変換過程を画像信号の面から説明する。まず最初に各シリーズ用のID（Sid）が形成される。シリーズ内では実時間毎に画像が取得される。装置の構成に応じて取得できる方式には差異があるが、所定のシリーズにおいて3次元情報（ x_1, y_1, z_1 ）の各情報とともに、プローブの位置情報（ $x_2, y_2, z_2, \alpha, \beta, \gamma$ ）が得られる。ここで、3次元情報はBモード、PDモード、CDモード等のよ

50

うに複数の情報を含む。そのため3次元情報の内容は $(s_1, s_2, \dots)$ というように、ベクトルデータとなる。また取得情報毎に取得時間 (t) が得られる。最終的にはあるシリーズ Sid に所属するデータは、 $(x_1, y_1, z_1, t) = (s_1, s_2, \dots)$ という局所的な座標軸における画像データとプローブの位置情報 (x_2, y_2, z_2) となる。

【0081】

次にシリーズ情報を全体のグローバル座標に写像する。この写像にはプローブの位置情報が用いられる。その後、補正構造物情報を用い、上述したようにしてシリーズ内補正を行い、その後、上述したようにしてシリーズ間の補正を行う。このような作業の結果グローバル座標+角度座標+時間座標により定義される空間 $(X, Y, Z, \alpha, \beta, \gamma, t)$ における信号情報 $(s_1, s_2, \dots)$ が得られる。

10

【0082】

次に拍動情報の解析について補足的な説明を行う。PDモード情報やCDモード情報は心臓の収縮によって形成される拍動によって、同一位置においても信号値が時間によって変化する。そのため拍動による変化を解析するために、0から1の間を周期的に変化する正規化された実数値を各フレームに割り当て、正規化された拍動信号と空間を軸とする拍動空間に信号情報を配置する必要がある。PDモード情報やCDモード情報を時間軸方向にヒストグラム解析することで、大きな不整脈がない場合は拍動情報の正規化を行うことができる。

【0083】

20

すなわち、超音波情報は、[1]計測値と[2]計測値の付属情報の2つに分類することができる。例えば、 $(x=3, y=2)=(1)$ というデータの場合は、2次元データで $x=3, y=2$ の座標に1という数値データがあるということを表わす。この場合、1が計測値であり、 $x=3, y=2$ は計測値の付属情報ということになる。

【0084】

パワードップラー情報の欠点は、付属情報である、拍動情報を有していないということであり、そのため、計測値から拍動情報を類推し付属情報に新しく埋め込むというステップが必要である。結果的には時間ラベルと拍動情報を対応付ける変換情報となる。ただし、時間が無限の拡がりを持つのにに対し、拍動はサイクル情報なので、拡がりには限界がある。

30

【0085】

また、前述したように、拍動による変化を解析するために、0-1の整数で正規化した拍動空間に信号情報を配置する必要がある。PDモード情報やCDモード情報を時間軸方向にヒストグラム解析することで、大きな不整脈がない場合は拍動情報の正規化を行うことができる。結果的にPDモード情報やCDモード情報に0-1の拍動情報を値とする新たな次元が追加される。

【0086】

このように多次元空間(グローバル座標、角度、時間、拍動)にシグナル情報(Bモード情報、PDモード情報、CDモード情報)が配置された情報が得られる。これらの情報を元に組織の各画素についてのラベリングを行う。

40

【0087】

筋肉や腱など(線維パターン)は同じ位置でも撮像方向によって信号値が変化する異方向性という特性を有していることは既に上記で説明している。一方、骨などの超音波を透過しない組織は角度によって信号値が大きく変化する。また、プローブ情報から見て遠く方向には情報が存在しない。これに対し、脂肪や水などの方向性がない組織は角度によって信号値は変化しない。

【0088】

このことは、異方向解析の様子を表わした図14の記載から明らかである。方向空間での解析パターンから、組織の種類、線維や骨が延びる方向および方向の程度を測定することができる。

50

【 0 0 8 9 】

すなわち、このような異方向性や周囲の空間情報を解析することで、所定の位置にどのような組織があるかを確率的に解析することが可能である。そして組織によってその分布形態は異なっており、撮像部位が肘、手関節および足関節等のいずれであるかが分かっている場合は、空間配備特性も把握することができるため、このような確率的な解析結果から、より効率のよいラベリングを行うことができる。

【 0 0 9 0 】

P Dモード情報やC Dモード情報が存在する場合は、その部位に血流があることを認識することができる。血管は線状に連続し、方向性が定まっている組織であるが、滑膜炎等の炎症組織においては低速で渦巻くような信号分布となっている。そのため血流情報の空間的特性の解析を行うことで組織のパターン分類を行うことができる。図 1 5 は、Bモード画像（A）と、P Dモード画像（B）を分離して抽出した例を示すものである。白黒図面では認識し難いが、このP Dモード画像（B）中には、上記炎症等の症状であると判断し得る複数個の赤色の渦巻き（各々白丸で囲まれている部分）が見受けられる。

【 0 0 9 1 】

このような解析の種類は臨床目的（例えば、骨と腱を見分けたい、腱の方向性を解析したい、血流のパターン分類を行いたい等の目的）毎に数多く存在する。そこでこのような変換を臨床目的毎にテンプレートを作成して適応する、という手法をとることが好ましい。

【 0 0 9 2 】

この場合の実際の処理は多次元情報に基づき、適切なテンプレートを選択して、グローバル座標における組織ラベリング情報を得るという写像となる。

【 0 0 9 3 】

最終的にはグローバル座標において、Bモード情報や、P Dモード情報またはC Dモード情報とともに組織ラベリング情報をセットで入手することができる。この情報セットに基づき3次元画像やスライス画像を作成することができる。

【 0 0 9 4 】

なお、この処理工程は通常の医療用ワークステーションにより代用可能である。

【 0 0 9 5 】

また、本実施形態に係る3次元超音波画像作成プログラムは、3次元超音波画像作成装置におけるC P Uを機能させて上述した3次元超音波画像作成方法を実施するためのものであり、通常は、図 7 に示す制御部 1 2 1 のメモリ内に格納されてなる。

【 0 0 9 6 】

すなわち、この3次元超音波画像作成プログラムは、被検体に対して2次元プローブを走査して、該被検体の断面画像を複数個撮像するステップと、撮像された複数個の断面画像により構成される暫定3次元空間を構築するステップと、該暫定3次元空間に含まれる各単位画素について、当該単位画素の該暫定3次元空間中の位置座標（X，Y，Z）および該暫定3次元空間中の所定の軸周りにおける少なくとも1つの角度（ α ）、からなる少なくとも4つの情報を対応付けるステップと、少なくとも4つの情報を対応付けられた、前記暫定3次元空間に含まれる各単位画素を、前記少なくとも4つの情報（X，Y，Z， α ...）に係る少なくとも4以上の多次元空間に写像するステップと、前記写像された多次元空間上の前記各単位画素について、所定の相関情報に基づき補正するステップと、この後、該補正された前記各単位画素を、前記位置座標（X，Y，Z）に係る3次元空間に写像するステップとを、コンピュータにおいて実行せしめることを特徴とする。

【 0 0 9 7 】

なお、本発明の3次元超音波画像作成方法およびプログラムとしては、上記実施形態のものに限られるものではなく、その他の種々の態様の変更が可能である。例えば、上記実施形態においては、多次元空間を構成する要素として、グローバル座標、角度座標、時間座標および拍動情報が挙げられているが、これらの次元の一部に替えてまたはこれらの次元の一部に加えて、適宜必要な要素による次元を導入するようにしてもよい。

【 0 0 9 8 】

また、上記実施形態においては、2次元プローブにより取得する断面画像の数は4枚とされているが、勿論これに限られるものではなく、3次元画像を構成することができる複数枚の枚数であれば、特に限定されるものではない。

【 0 0 9 9 】

また、上記3次元空間中に展開される画像情報として、Bモード画像情報、PDモード情報およびCDモード情報が挙げられているが、これらに限られるものではなく、その他、Mモード画像情報やその他のドップラーの手法等を用いることができる。

【 0 1 0 0 】

また、前述したように、2次元プローブを用い並行走査を行いながら撮像した場合、および3次元プローブを用いて撮像した場合、そのデータはすべて同じ角度情報を持った3次元画像として扱うことができ、このデータをシリーズとすると、シリーズ内補完とシリーズ間補完が容易となるという利点がある。

10

【 0 1 0 1 】

しかしながら、実際の臨床現場では、細かく角度を変えないと描出できない病変を撮影する必要も生じる。その場合には、角度情報を連続的に収集しながら細かい角度間隔毎に撮影した画像を3次元化することが要求される。通常、細かく角度を変えないと描出できない病変等の画像を3次元化することは難しいが、本発明の他の実施形態方法を用いれば、プローブ画像に対応する角度情報を取得することで空間座標+角度情報の多次元空間にデータを写像し、それを3次元化することで、上述した実施形態装置と同じような、3D+角度 多次元 3次元、という変換を行うことができる。ところで、このような手法の改善すべき点は、補間を容易に行うようにすることにある。

20

【 0 1 0 2 】

そこで、まず最初に、2次元プローブを用い並行走査を行いながら撮像する、あるいは3次元プローブを用いて撮影する、等して基本的な画像情報Aを収集し、その後、正確に見たい場所について、細かい角度間隔毎に撮影することで高精度の画像情報Bを得て基本的な画像情報Aに重ね合せるという手法が有用と考えられる。このように、上記画像情報Bのデータを上記画像情報Aのデータと重ね合わせることで、上記画像情報Bのデータを補完することができる。

【 0 1 0 3 】

なお、このような手法では、画像情報Aのデータと画像情報Bのデータを区別するための、操作方法に関する新しい次元が必要となる。ただし、上記画像情報Bのデータにおいて、機械性能が向上し補間を行わなくても3D+角度がずれないのなら操作方法の次元を追加する必要はない。

30

【 0 1 0 4 】

上述したことを、より具体的に説明する。

例えば、手全体をスキャンするような場合には上記画像情報Aによるデータが有用である。しかし、上記画像情報Aでは、特定の部位、例えば小指の特定の関節を詳しく見たい、そしてその特定の部位の、種々の角度からの3次元画像を得たいという要求に対応することが困難である。

40

【 0 1 0 5 】

ここでの問題は、そのような詳細な画像データを3次元表示する手法がないことである。また3次元化するときには、いろいろな補正の問題が発生する。そこで画像情報Aのデータを、いわゆる白地図として扱い、詳しく取得した画像情報Bのデータをそのうえに重ねる手法により解決する。そうすれば、対象とする部位とは直接関係しない部位は大まかなデータにより表わされ、特に詳しく見たい部位は詳細なデータにより表わされる。

【 0 1 0 6 】

すなわち、上述した3次元情報の本質は、複数の2次元画像データの相互関係を理解できる、ということになる。このようなことは、2次元画像データの相互関係が失われている超音波に特有の問題であり、複数の2次元画像データの相互関係を理解できるCTやM

50

R I では問題とならない。

そこで、超音波画像取得時に絶対座標に対する位置情報を記録することで、2次元画像データの相互関係に対応するようにしている。

【符号の説明】

【0107】

101	プローブ
111、111A～D	断面画像
112	暫定3次元画像
121	制御部
122	表示部
123	入力部
130	被検体
130A	被検体の撮像画像
140	補正用構造物
140A	補正用構造物の撮像画像
150	水槽
160	水袋

10

【要約】

【課題】 超音波装置により取得された被検体の画像データから、位置ずれの補正や組織の不均一性による虚像の補正を行いつつ3次元画像を構築し得る3次元超音波画像作成方法およびプログラムを提供する。

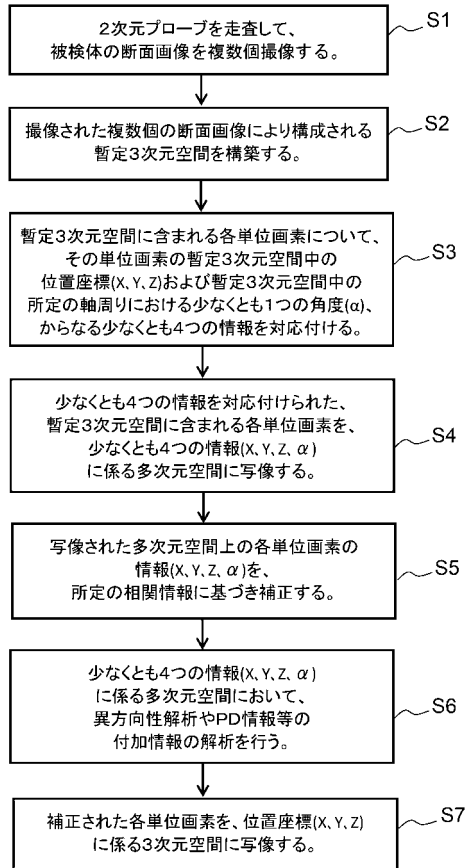
20

【解決手段】 被検体130に対してプローブ101を走査して、被検体の断面画像111を複数個撮像し、これら複数個の断面画像111により構成される暫定3次元空間を構築し、暫定3次元画像に含まれる各単位画素について、該空間中の位置座標(X, Y, Z)および該空間中の所定の軸周りにおける1つ以上の角度(α)からなる4つ以上の情報を対応付け、該空間112に含まれる各単位画素を、4つ以上の情報(X, Y, Z, α ...)に係る4以上の多次元空間に写像し、写像された多次元空間上の各単位画素について、所定の相関情報に基づき補正し、この後、補正された各単位画素を、位置座標(X, Y, Z)に係る3次元空間に写像する。

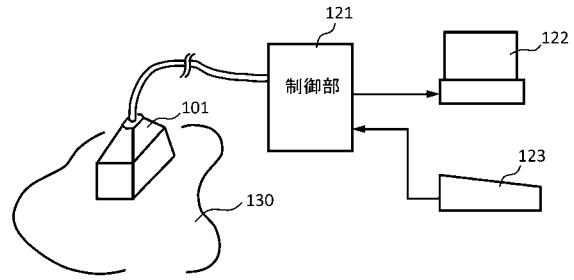
30

【選択図】図1

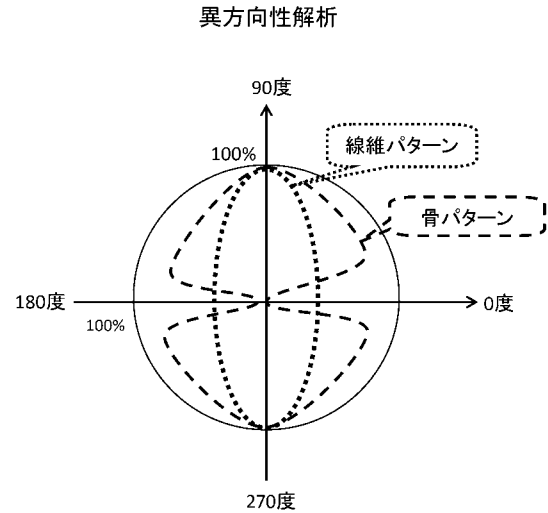
【図 1】



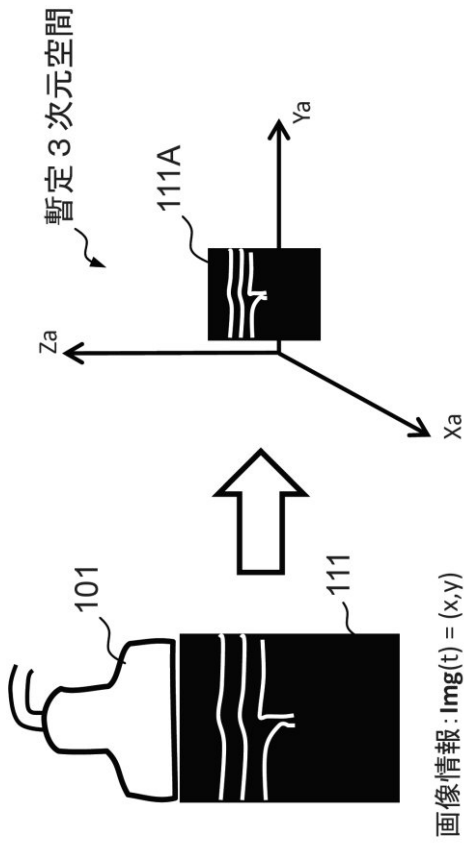
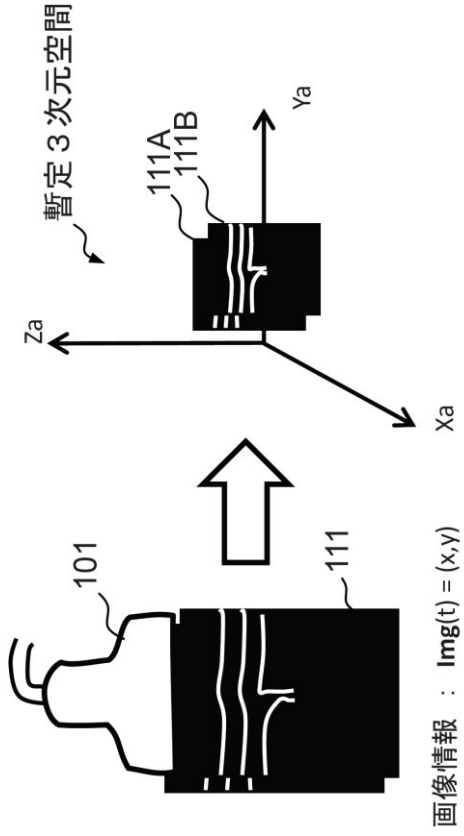
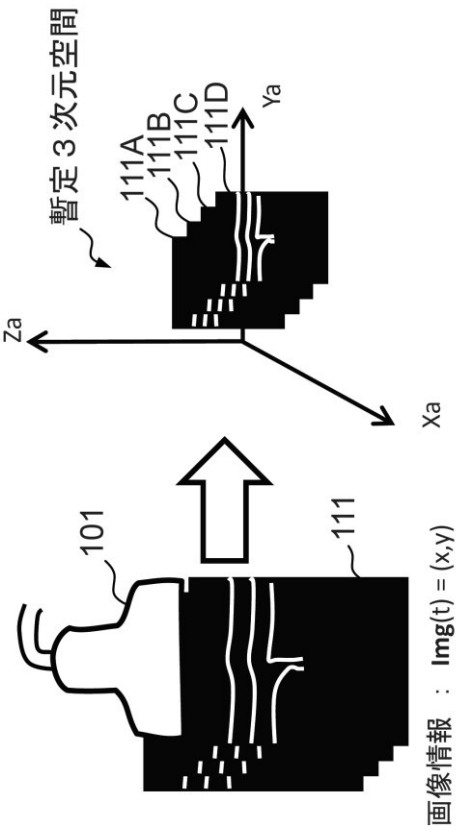
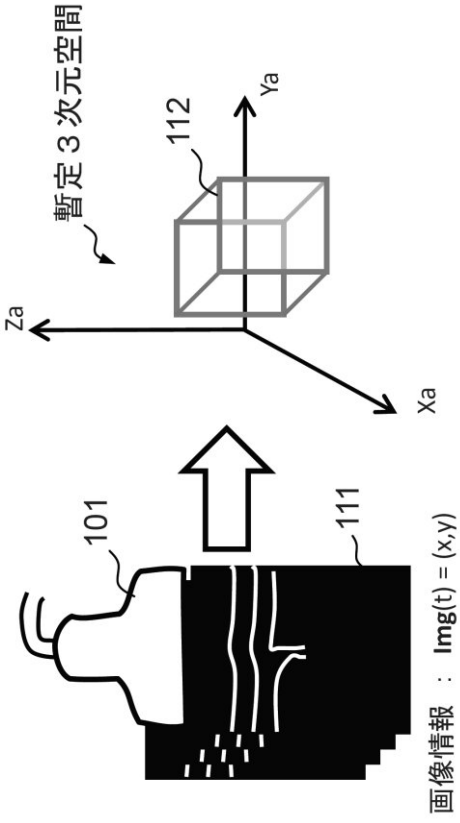
【図 7】



【図 14】

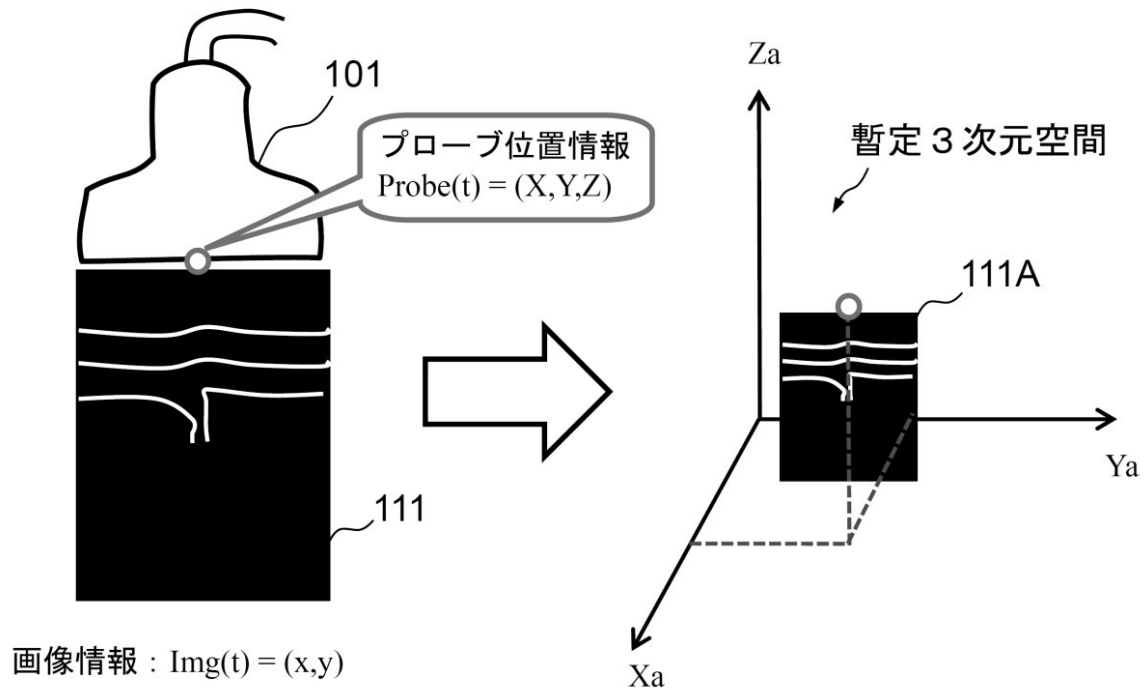


【 図 2 】

(A) 暫定3次元空間への写像(1)
(1枚目の画像取得)(B) 暫定3次元空間への写像(2)
(2枚目の画像取得)(C) 暫定3次元空間への写像(3)
(4枚目の画像取得)(D) 暫定3次元空間への写像(4)
(3次元画像の構築)

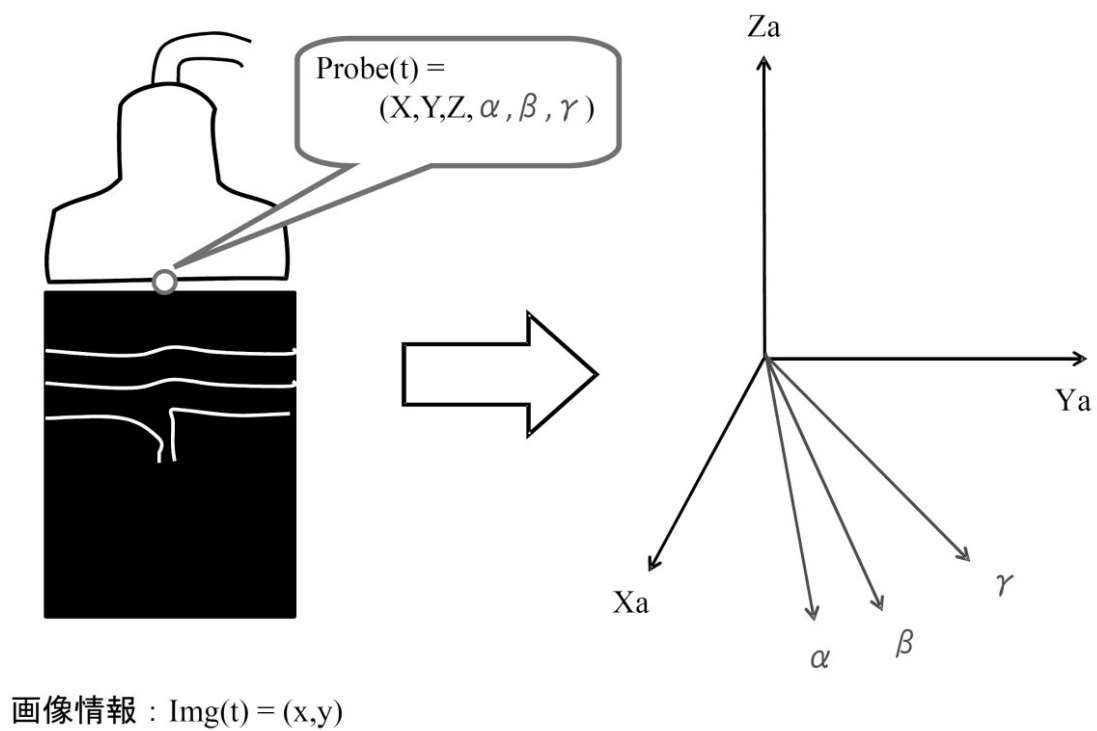
【図 3】

プローブ位置情報を用いた写像



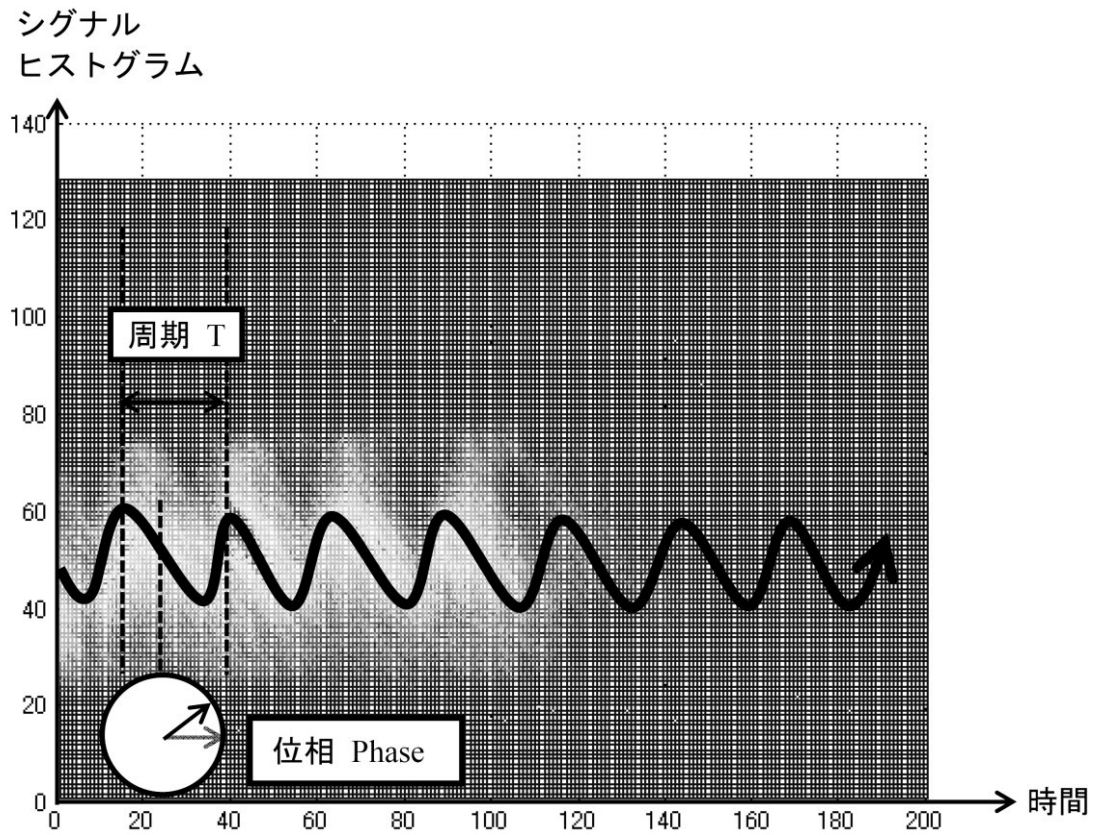
【図 4】

多次元空間の概念



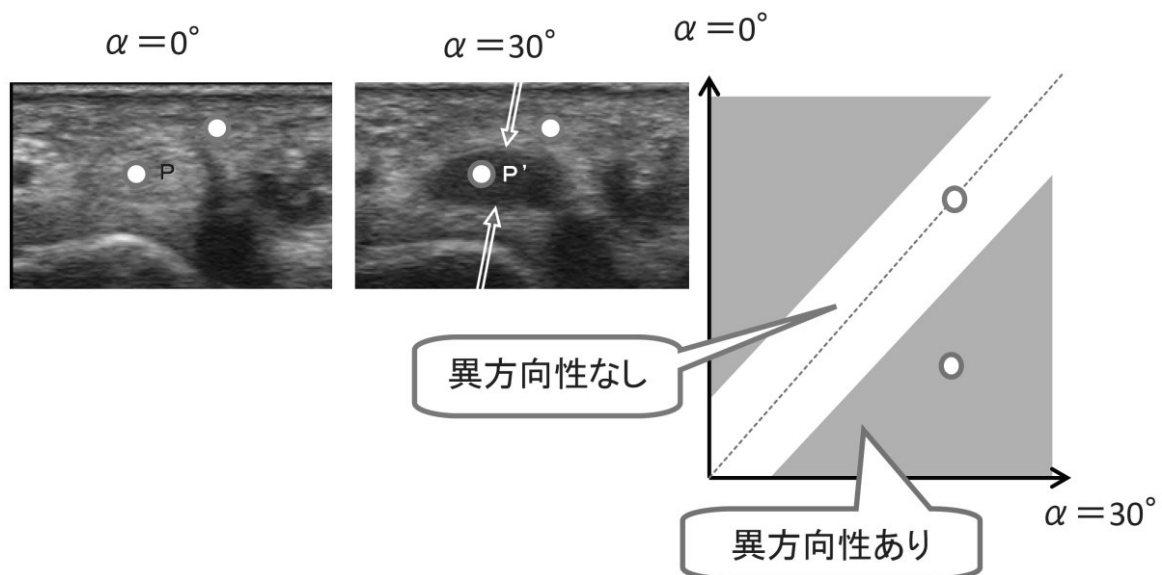
【図 5】

心拍周期を正規化し標準化



【図 6】

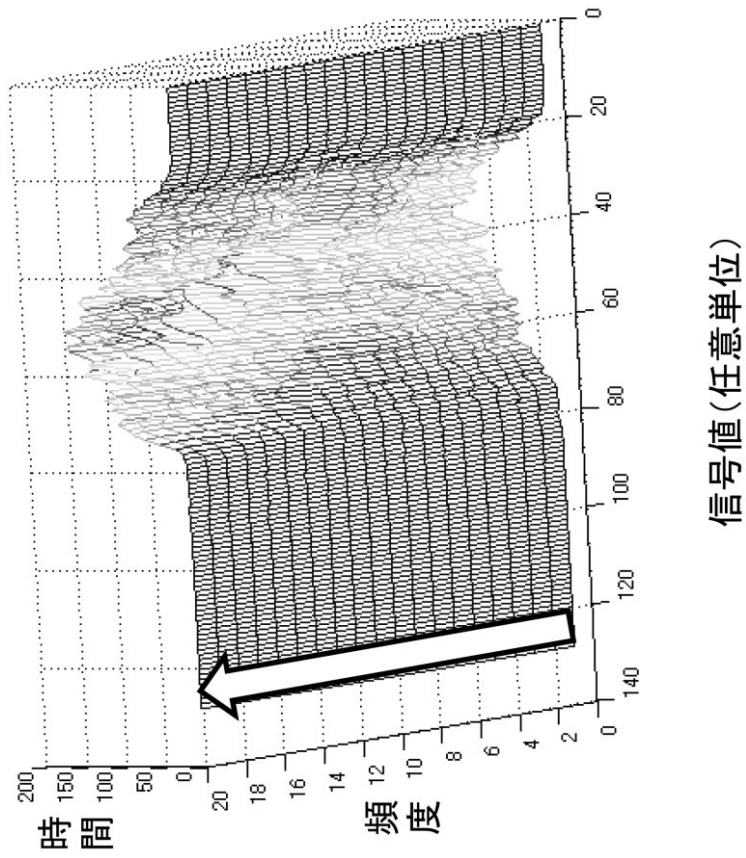
異方向性解析



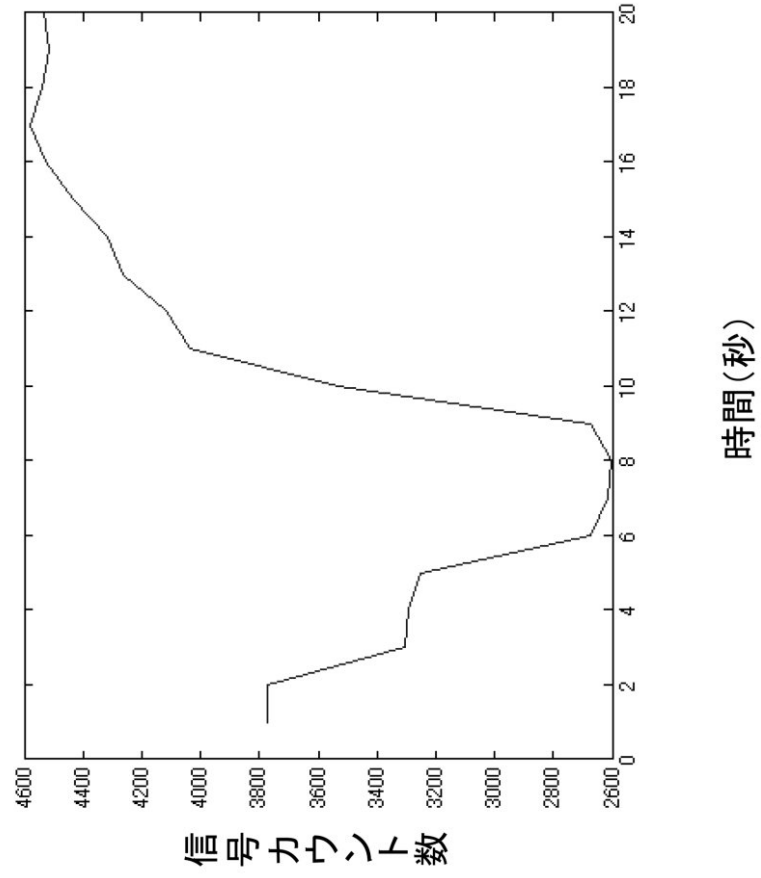
【図 8】

ヒストグラム解析

(A) 時間・ヒストグラム

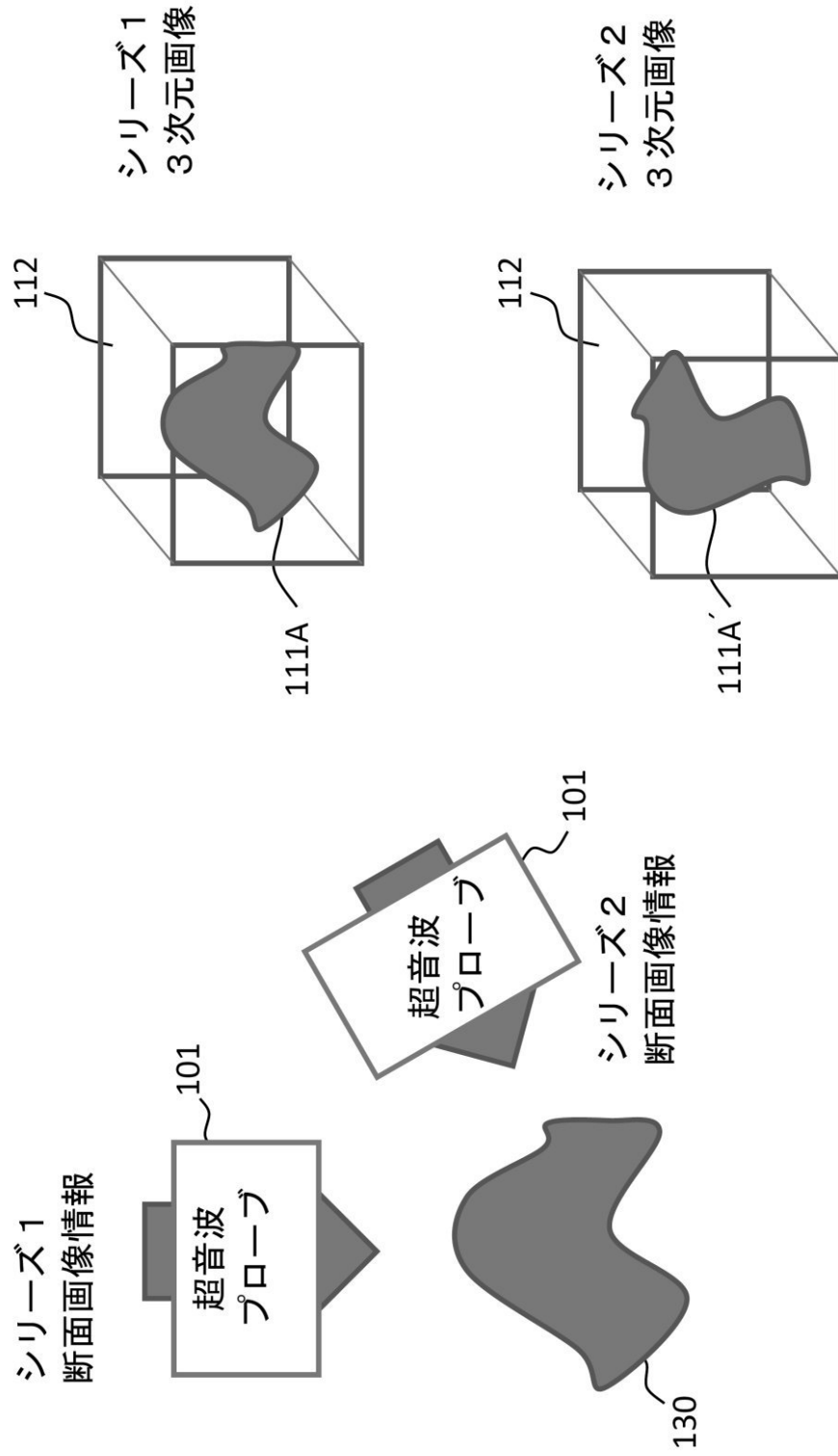


(B) 各フレーム(時間)におけるPDシグナル数



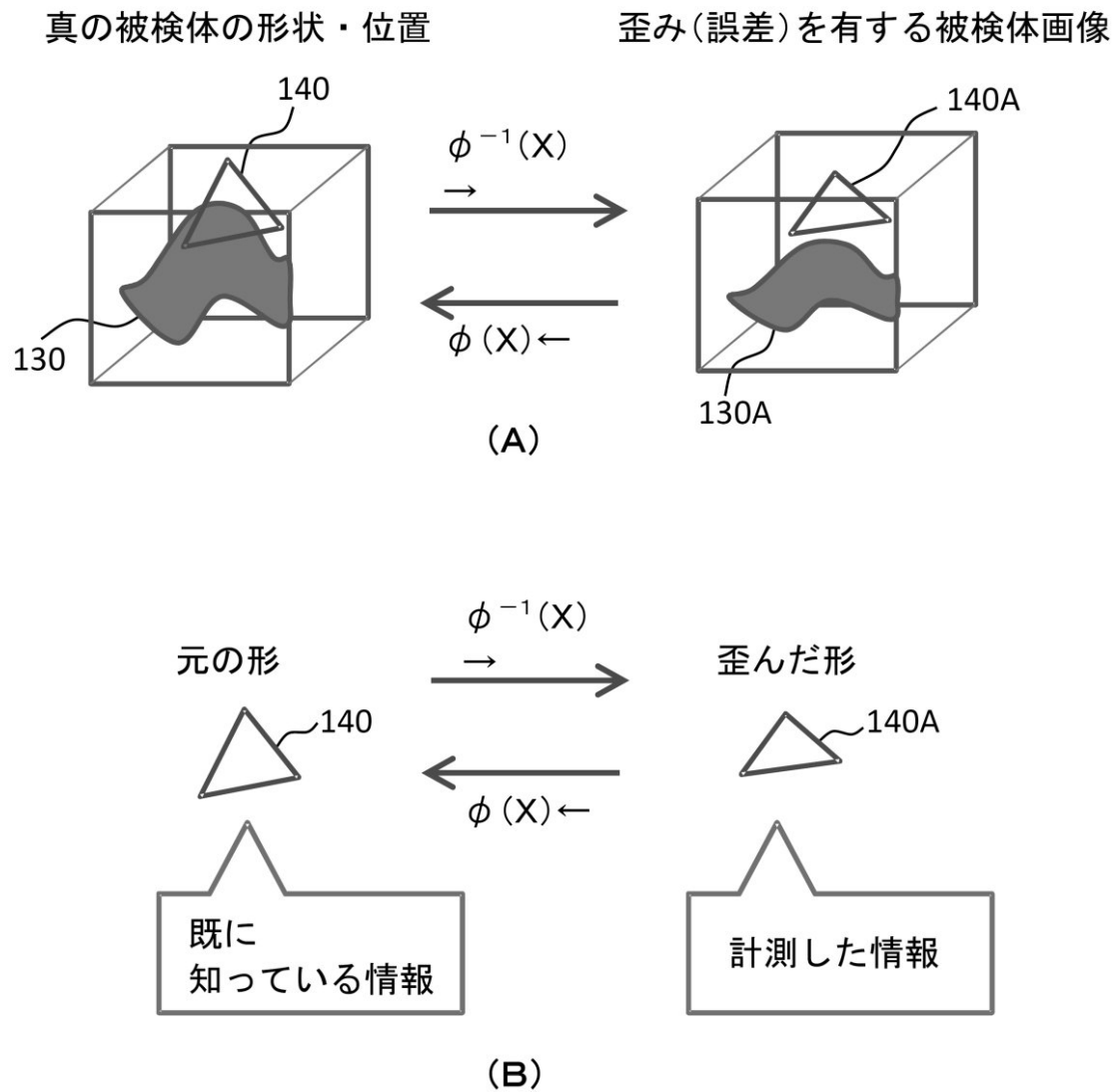
【図9】

シリーズの概念



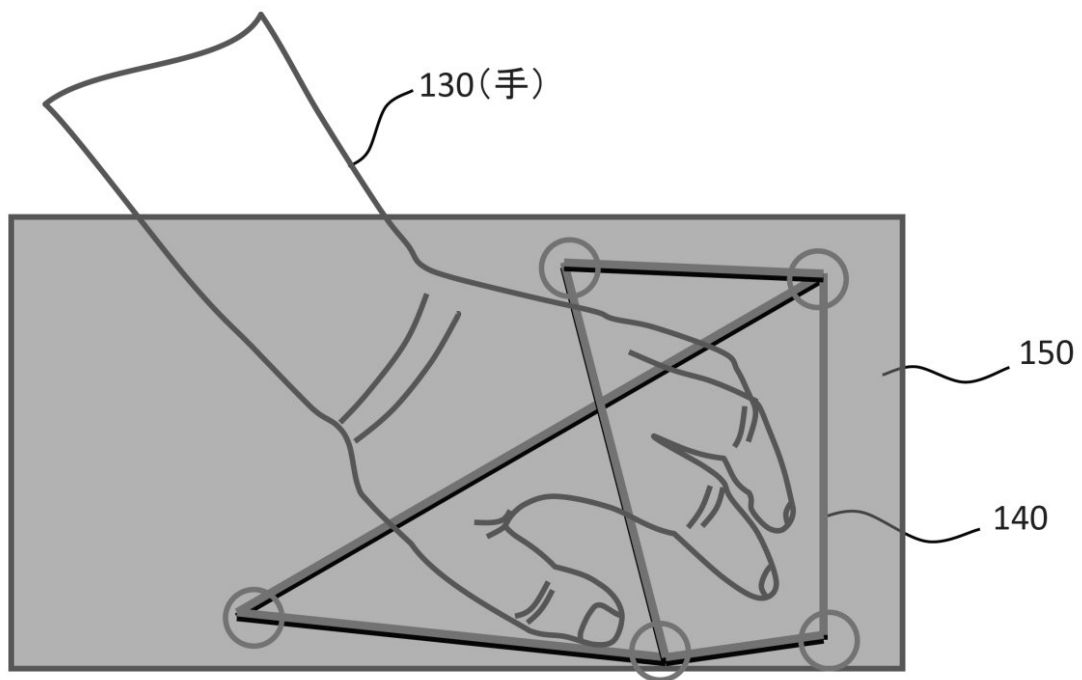
【図 10】

補正用構造物を用いたシリーズ内誤差の補正



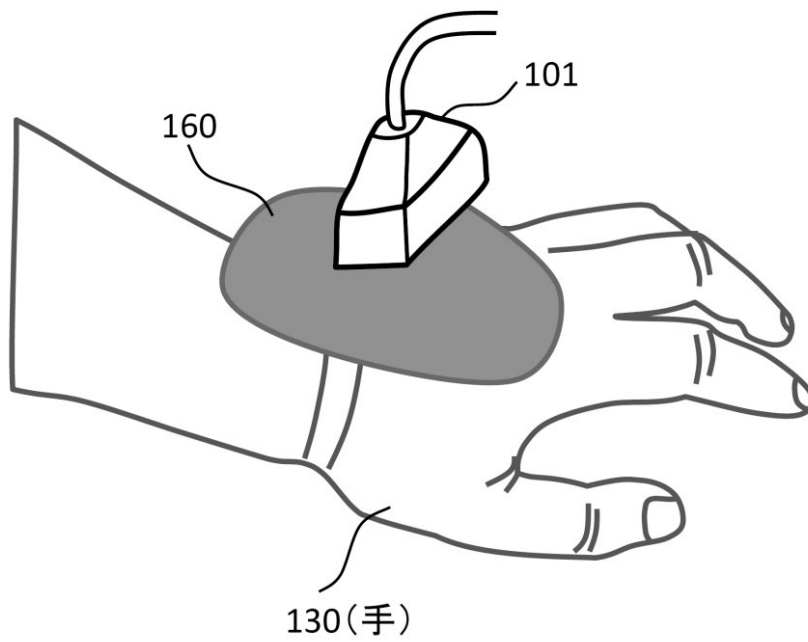
- <1> 計測
- <2> 補正用構造物を用いて変換式を計算
- <3> 計測情報そのものを変換することで真の情報を得る

【図 1 1】



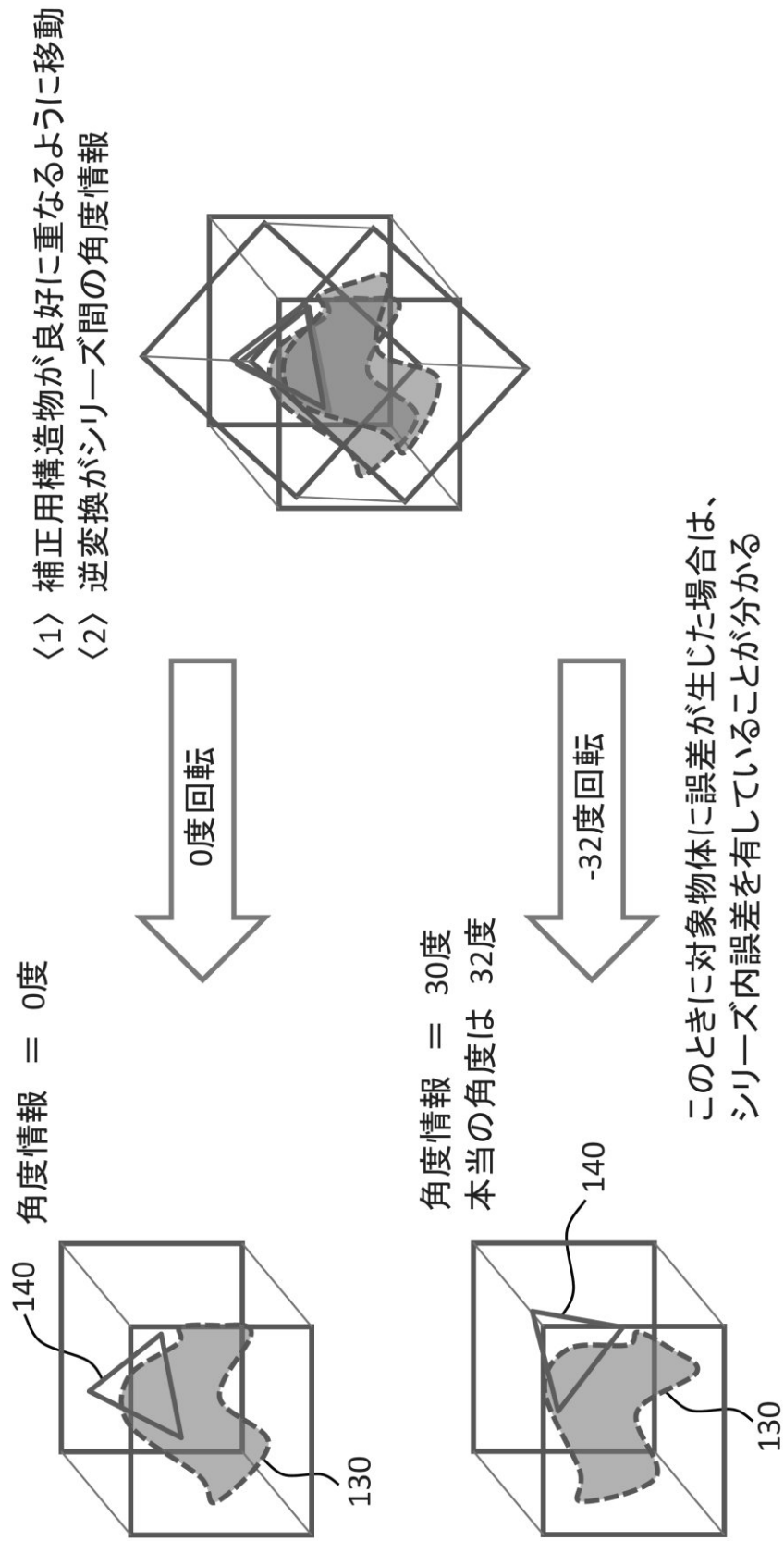
【図 1 2】

水槽問題の解決方法



【図 13】

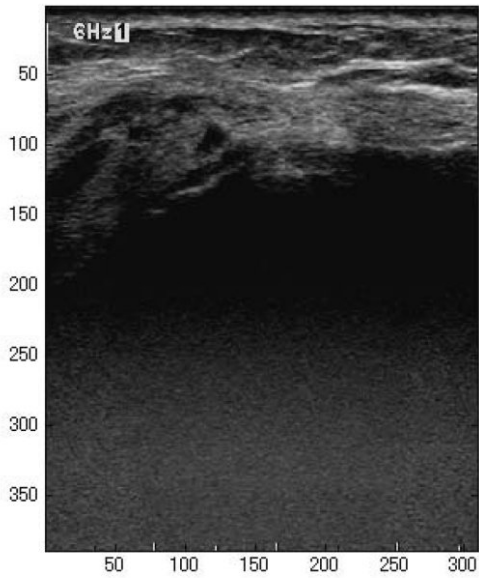
シリーズ間誤差の補正



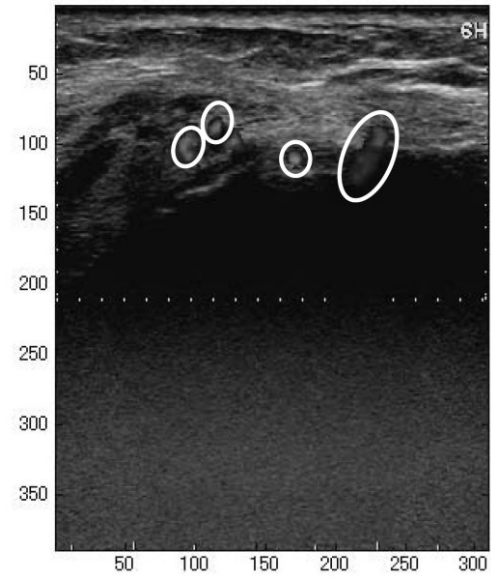
【図 15】

領域の分離抽出

(A) Bモード画像



(B) PDモード画像



フロントページの続き

(72)発明者 橋詰 謙三

岡山県岡山市北区津島中一丁目1番1号 国立大学法人岡山大学内

(72)発明者 尾▲崎▼ 敏文

岡山県岡山市北区津島中一丁目1番1号 国立大学法人岡山大学内

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開2008-279272(JP,A)

特開2010-142(JP,A)

特開2010-240067(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)

专利名称(译)	三维超声图像创建方法和程序		
公开(公告)号	JP5177606B1	公开(公告)日	2013-04-03
申请号	JP2012235250	申请日	2012-10-25
申请(专利权)人(译)	国立大学法人冈山大学		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人冈山大学		
[标]发明人	中原龍一 西田圭一郎 橋詰謙三 尾崎敏文		
发明人	中原 龍一 西田 圭一郎 橋詰 謙三 尾▲崎▼ 敏文		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5246 A61B8/145 A61B8/587		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/DD09 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE04 4C601/FF08 4C601/JC07 4C601/JC20 4C601/JC23 4C601/JC25 4C601/JC32 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CD12 5B057/CD14 5B057/CE02 5B057/DA07 5B057/DB02 5B057/DB09 5B057/DC08 5B057/DC32 5B057/DC36 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/DA01 5L096/EA14 5L096/FA34 5L096/FA67 5L096/FA69		
代理人(译)	大西省吾		
其他公开文献	JP2014083270A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：创建一种三维超声图像创建方法和程序，该方法和程序能够根据由超声设备获取的对象的图像数据来构建三维图像，同时校正由于组织不均匀引起的位置偏差和虚像。提供。解决方案：相对于对象130扫描探针101，对对象的多个横截面图像111进行成像，并构造由多个横截面图像111构成的临时三维空间。对应于三维图像中包括的每个单位像素，由空间中的位置坐标（X，Y，Z）和围绕空间中的预定轴的一个或多个角度（ α ）组成的四个或更多信息。然后，将空间112中包括的每个单位像素映射到与四个或更多信息（X，Y，Z， α ...）有关的四个或更多个多维空间，并且映射映射的多维空间中的每个单位像素。基于预定的相关性信息校正单位像素，然后将每个校正的单位像素映射到与位置坐标（X，Y，Z）相关联的三维空间。[选型图]图1

異方向性解析

