

(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2003 - 334193

(P2003 - 334193A)

(43)公開日 平成15年11月25日(2003.11.25)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マコード <sup>*</sup> ( 参考 )
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	4 C 3 0 1
G 0 6 T 1/00	290	G 0 6 T 1/00	5 B 0 5 0
15/00	200	15/00	5 B 0 5 7
17/40		17/40	A 5 B 0 8 0

審査請求 未請求 請求項の数 22 O L ( 全 11数 )

(21)出願番号 特願2002 - 144659(P2002 - 144659)

(22)出願日 平成14年5月20日(2002.5.20)

(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

(72)発明者 望月 剛

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内

(74)代理人 100075258

弁理士 吉田 研二 ( 外 2 名 )

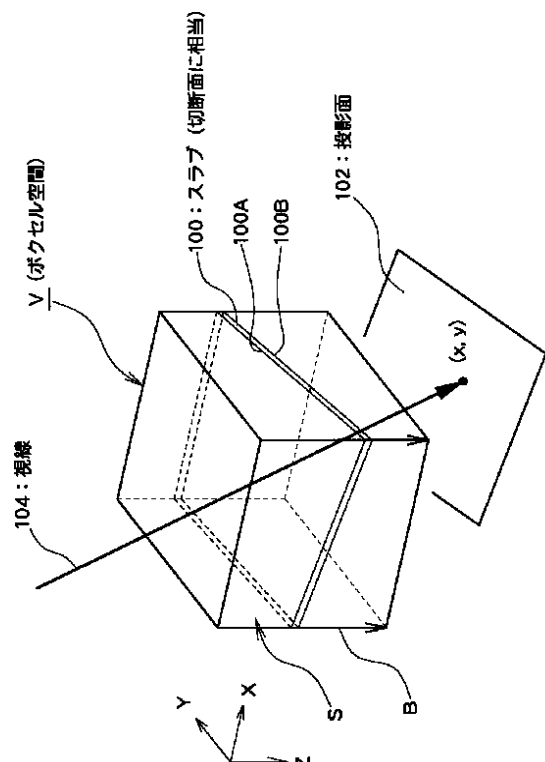
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波画像形成方法

(57)【要約】

【課題】 生体内の三次元空間に対して切断面を設定し、二次元断層画像を形成する場合に組織構造を明瞭に表現できるようにする。

【解決手段】 三次元空間としてのボクセル空間Vに対して、任意の位置及び傾きでスラブ100が設定される。このスラブ100はボクセル空間Vの切断面に相当し、一定の厚みtを有する。ボクセル空間Vに対して複数の視線104が設定され、各視線104ごとにスラブ100内に存在するデータ列が特定される。そのデータ列に対して最大値や中央値を抽出するオーダリング処理が適用され、その結果値が投影面102上にマッピングされる。これにより二次元断層画像が形成される。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波の送受波により、生体内の三次元空間において複数のボクセルデータを取り込む送受波手段と、

前記三次元空間に対して、その切断面を画像化するために、厚みをもって面状に広がるスラブを設定するスラブ設定手段と、

前記三次元空間に対して、複数の視線を設定する視線設定手段と、

前記複数のボクセルデータに基づいて、前記各視線ごとに前記スラブ内に属する視線上データ列を特定するデータ列特定手段と、

前記各視線ごとに前記視線上データ列から代表データを判定する代表データ判定手段と、

前記各視線ごとの前記代表データに基づいて、前記切断面に対応する二次元断層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診断装置。

【請求項 2】 請求項 1 記載の装置において、前記代表データは前記視線上データ列の中から選択されたデータであり、

前記視線上データ列の中のいずれかのデータが前記代表データとして用いられることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】 請求項 1 記載の装置において、前記代表データ判定手段は、前記視線上データ列に対して第 1 オーダリング処理を実行して第 1 特定順位のデータを選択し、その第 1 特定順位のデータを前記代表データとして判定することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】 請求項 3 記載の装置において、前記第 1 特定順位は最大値に相当する順位であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】 請求項 3 記載の装置において、前記第 1 特定順位は中央値に相当する順位であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】 請求項 3 記載の装置において、前記第 1 特定順位を選択する手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】 請求項 1 記載の装置において、前記データ列特定手段は、

前記各視線ごとに前記スラブ内に属する複数のサンプル点を定める手段と、

前記各サンプル点ごとにその近傍に存在する複数の近傍ボクセルデータを用いて補間データを求める手段と、

を含み、

前記各サンプル点ごとの補間データにより前記視線上データ列が構成されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】 請求項 7 記載の装置において、前記補間データを求める手段は、前記複数の近傍ボクセルデータに対して線形補間を行うことにより前記補間デ

ータを求めることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】 請求項 8 記載の装置において、前記線形補間には、前記各近傍ボクセルデータに対して、前記サンプル点から前記各近傍ボクセルデータまでの距離に応じて重み付けを行う処理と、前記重み付け後の各近傍ボクセルデータを加算する処理と、

が含まれることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】 請求項 7 記載の装置において、前記補間データを求める手段は、前記複数の近傍ボクセルデータに対して第 2 オーダリング処理を実行することにより前記補間データを求めることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】 請求項 10 記載の装置において、前記第 2 オーダリング処理には、前記各近傍ボクセルデータに対して、前記サンプル点から前記各近傍ボクセルデータまでの距離に応じて重み付けを行う処理と、

前記重み付け後のすべての近傍ボクセルデータを大きさ順で並べた場合における第 2 特定順位の近傍ボクセルデータを選択して、それを前記補間データとする処理と、が含まれることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】 請求項 11 記載の装置において、前記距離に応じた重み付けは、前記距離が小さくなればなるほど同じ値をもった近傍ボクセルデータの個数を増加する処理であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 13】 請求項 11 記載の装置において、前記第 2 特定順位は中央値に相当することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 14】 請求項 11 記載の装置において、前記第 2 特定順位を選択する手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 15】 請求項 1 記載の装置において、前記スラブ設定手段は、前記三次元空間に対して所望の位置及び角度で、前記スラブをユーザー設定するための手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 16】 請求項 1 記載の装置において、前記スラブ設定手段は、前記スラブの厚みをユーザー設定するための手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 17】 請求項 1 記載の装置において、前記スラブ設定手段は、前記三次元空間に対して基準面をユーザー設定するための手段と、

前記スラブの厚みをユーザー設定するための手段と、前記設定された厚みに基づいて、前記設定された基準面を基準として前記スラブを設定する手段と、を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 18】 請求項 1 記載の装置において、

前記スラブに対して前記各視線が交叉するように前記各視線が設定されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 19】 請求項 1 記載の装置において、前記スラブに対して前記各視線が直交するように前記各視線が設定されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 20】 超音波の送受波により、生体内の二次元又は三次元の空間において複数のエコーデータを取り込む手段と、

前記空間に対して、幅をもったラインとして又は厚みをもったスラブとして部分空間を設定する手段と、

前記部分空間を通過する複数の視線を設定する手段と、前記複数のエコーデータに基づいて補間処理を行うことにより、前記各視線ごとに前記スラブ内に属する視線上データ列を特定する手段と、

前記各視線ごとに第 1 オーダリング処理を行って前記視線上データ列から代表データを選択する手段と、

前記各視線ごとの前記代表データに基づいて超音波画像を形成する手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 21】 請求項 20 記載の装置において、前記補間処理は第 2 オーダリング処理であり、

前記各代表データは前記複数のエコーデータの中のいずれかのデータであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 22】 生体内の三次元空間において取り込まれた複数のボクセルデータに基づいて超音波画像を形成する方法において、

前記三次元空間に対して、その切断面を画像化するために、厚みをもって面状に広がるスラブを設定すると共に、前記三次元空間に対して、複数の視線を設定する工程と、

前記複数のボクセルデータに基づいて、前記各視線ごとに前記スラブ内に属する視線上データ列を特定する工程と、

前記各視線ごとに前記視線上データ列から代表データを判定する工程と、

前記各視線ごとの前記代表データに基づいて、前記切断面に対応する二次元断層画像を形成する工程と、

を含むことを特徴とする超音波画像形成方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は超音波診断装置に関し、特に、新しい超音波画像を構築できる超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術及びその課題】生体内の三次元空間に対して超音波の送受波を行うことにより、複数のボクセルデータ（エコーデータ、ドブラデータ）を取り込むことができる。それらのボクセルデータを用いて、三次元空間を投影した三次元画像や三次元空間内に設定された切断面を表す二次元断層画像などを構築できる。後者におい

ては、例えば、特許第 2885842 号に開示されているように、三次元空間内に、ユーザーによって任意の位置及び角度で切断面が指定され、その切断面に相当する複数のエコーデータにより二次元断層画像が形成される。

【0003】ところで、超音波の性質上、一般に、組織の境界と超音波ビームとのなす角度が直角に近いほど、反射波が強くなり、その一方、組織の境界と超音波ビームとが並行に近くなるほど、反射波が弱くなる。

【0004】上記のように、三次元空間内に任意の切断面を指定し、その切断面について二次元断層画像を形成する場合においても、上記の超音波の性質による影響を受ける。つまり、組織の境界と超音波ビームとのなす角度によって、切断面上の各画素の輝度が変化してしまう。ちなみに、この問題は、走査面上において任意方向にラインを設定し、そのライン上のデータを用いて M モード画像を形成する場合にも同様に指摘できる。

【0005】また、上記の場合に限られず、超音波画像の画質向上が求められており、特に、組織の構造を明瞭に表現することが望まれている。

【0006】なお、特許第 2659664 号には、三次元空間内において各視線に沿って最大値を検出し、各最大値を投影した画像を形成する技術が開示されている。しかし、その技術は、基本的に、三次元的に広がる比較的大きな空間の投影を指向しており、また三次元空間の切断面の画像化については明記されていない。

【0007】本発明の目的は、超音波画像の画質を向上させ、組織構造を明瞭に画像化できるようにすることにある。

【0008】本発明の他の目的は、三次元空間の切断面を表す新しい二次元断層画像を提供することにある。

【0009】

【課題を解決するための手段】（1）本発明に係る超音波診断装置は、超音波の送受波により、生体内の三次元空間において複数のボクセルデータを取り込む送受波手段と、前記三次元空間に対して、その切断面を画像化するために、厚みをもって面状に広がるスラブを設定するスラブ設定手段と、前記三次元空間に対して、複数の視線を設定する視線設定手段と、前記複数のボクセルデータに基づいて、前記各視線ごとに前記スラブ内に属する視線上データ列を特定するデータ列特定手段と、前記各視線ごとに前記視線上データ列から代表データを判定する代表データ判定手段と、前記各視線ごとの前記代表データに基づいて、前記切断面に対応する二次元断層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。

【0010】上記構成によれば、三次元空間の切断面を二次元断層画像として表示する場合に、まず、三次元空間に対してスラブ（slab）が設定され、また、複数の視線が設定される。スラブは、平面的（又は曲面的）に広がる、薄い厚みをもった領域である。典型例を説明すると、スラブは薄いプレート状の形態を有し、その厚

みは、基本的に、画像化する対象臓器（例えば肝臓）の大きさに対して薄く設定される。

【0011】スラブ内において、各視線ごとに視線上データ列が特定される。ここで、そのデータ列を構成する各データは、複数のボクセルデータをそのまま用いて求められ、あるいは、複数のボクセルデータから補間演算により算出される。そして、各視線ごとに視線上データ列の中から代表データが判定される。ここで、代表データは、視線上データ列を構成する複数のデータに基づいて判定されるが、特に、データ列を構成するいずれかのデータをそのまま代表データとして選定するのが望ましい。これによれば、もとのボクセルデータに忠実に画像化を行える。次に、各視線ごとの代表データを二次元にマッピングすることにより、従来とは異なる性質をもった二次元断層画像が構築される。つまり、その二次元断層画像は、三次元空間の切断面を表す断層画像であるが、それがより画像化に適する代表データによって構成されているために、組織の構造を明瞭に表現できる画像である。

【0012】上記構成において、視線上データ列の特定と代表データの判定は一括して行うことができ、つまり、上記の各手段は機能的には個々に分離されるが、実際の装置では単一の演算部により一連の処理として実現するようにしてもよい。また、視線上データ列は、スラブ内のボクセルデータのみを参照するようにしてもよいし、更にスラブ外の周辺ボクセルデータも参照するようにしてもよい。ボクセルデータ概念には、エコーデータ（輝度情報）及びドプラデータ（生体内運動体の運動情報）が含まれる。

【0013】望ましくは、前記代表データは前記視線上データ列の中から選択されたデータであり、前記視線上データ列の中のいずれかのデータが前記代表データとして用いられる。この構成によれば、例えば、視線データ列に対して平均化処理を行って代表データを求める場合に比べて、超音波画像の画質（特にシャープさ）を向上できる。

【0014】望ましくは、前記代表データ判定手段は、前記視線上データ列に対して第1オーダリング処理を実行して第1特定順位のデータを選択し、その第1特定順位のデータを前記代表データとして決定する。オーダリング処理は、値の大きさ順に各データを並べて、例えば先頭から特定順位のデータを選択する処理であるが、かかるオーダリング処理によれば、もとのデータを加工せずにそのまま超音波画像に反映できる利点がある。

【0015】望ましくは、前記第1特定順位は最大値に相当する順位である。望ましくは、前記第1特定順位は中央値に相当する順位である。望ましくは、前記第1特定順位を選択する手段を含む。

【0016】望ましくは、前記データ列特定手段は、前記各視線ごとに前記スラブ内に属する複数のサンプル点

を定める手段と、前記各サンプル点ごとにその近傍に存在する複数の近傍ボクセルデータを用いて補間データを求める手段と、を含み、前記各サンプル点ごとの補間データにより前記視線上データ列が構成される。

【0017】上記の補間データを求めるための演算としては、線形補間処理やオーダリング処理（第2オーダリング処理）をあげることができる。後者によれば、第1オーダリング処理との組み合わせにより、取り込まれたボクセルデータをより忠実に超音波画像に反映させることができる。なお、各オーダリング処理は、超音波診断装置において通常行われている対数変換（対数圧縮）の前あるいは後のいずれであってもよい。

【0018】望ましくは、前記補間データを求める手段は、前記複数の近傍ボクセルデータに対して線形補間を行うことにより前記補間データを求める。望ましくは、前記線形補間には、前記各近傍ボクセルデータに対して、前記サンプル点から前記各近傍ボクセルデータまでの距離に応じて重み付けを行う処理と、前記重み付け後の各近傍ボクセルデータを加算する処理と、が含まれる。

【0019】望ましくは、前記補間データを求める手段は、前記複数の近傍ボクセルデータに対して第2オーダリング処理を実行することにより前記補間データを求める。この第2オーダリング処理は先行処理となり、上記の第1オーダリング処理は後行処理となる。但し、上記のように、両者を統合した演算を行うことも可能であり、それは本発明の範囲に含まれる。

【0020】望ましくは、前記第2オーダリング処理には、前記各近傍ボクセルデータに対して、前記サンプル点から前記各近傍ボクセルデータまでの距離に応じて重み付けを行う処理と、前記重み付け後のすべての近傍ボクセルデータを大きさ順で並べた場合における第2特定順位の近傍ボクセルデータを選択して、それを前記補間データとする処理と、が含まれる。

【0021】望ましくは、前記距離に応じた重み付けは、前記距離が小さくなればなるほど同じ値をもった近傍ボクセルデータの個数を増加する処理である。同一のデータを増加させれば、それが選択される可能性が高まる。つまり個数の増加によって重み付けが行える。

【0022】望ましくは、前記第2特定順位は中央値に相当する。望ましくは、前記第2特定順位を選択する手段を含む。

【0023】望ましくは、前記スラブ設定手段は、前記三次元空間に対して所望の位置及び角度で、前記スラブをユーザー設定するための手段を含む。望ましくは、前記スラブ設定手段は、前記スラブの厚みをユーザー設定するための手段を含む。

【0024】望ましくは、前記スラブ設定手段は、前記三次元空間に対して基準面をユーザー設定するための手段と、前記スラブの厚みをユーザー設定するための手段

と、前記設定された厚みに基づいて、前記設定された基準面を基準として前記スラブを設定する手段と、を含む。

【0025】望ましくは、前記スラブに対して前記各視線が交叉するように前記各視線が設定される。望ましくは、前記スラブに対して前記各視線が直交するように前記各視線が設定される。この場合に、スラブを先に設定し、それに対して各視線を設定するようにしてもよいし、各視線を先に設定し、それに対してスラブの姿勢（特に角度）を設定するようにしてもよい。

【0026】（2）また、本発明に係る超音波診断装置は、超音波の送受波により、生体内の二次元又は三次元の空間において複数のエコーデータを取り込む手段と、前記空間に対して、幅をもったラインとして又は厚みをもったスラブとして部分空間を設定する手段と、少なくとも前記部分空間を通過する複数の視線を設定する手段と、前記複数のエコーデータに基づいて補間処理を行うことにより、前記各視線ごとに前記スラブ内に属する視線上データ列を特定する手段と、前記各視線ごとに第1オーダーリング処理を行って前記視線上データ列から代表データを選択する手段と、前記各視線ごとの前記代表データに基づいて超音波画像を形成する手段と、を含むことを特徴とする。

【0027】上記構成において、生体内の二次元空間には、超音波ビームを走査して形成される走査面が含まれる。幅をもったラインには、走査面上において任意方向に（あるいは任意経路で）設定されるMモード用ラインが含まれる。その場合には、ラインの幅方向が視線方向となる。もちろん、上記構成には、三次元空間の切断面について二次元断層画像を形成する場合も含まれる。

【0028】望ましくは、前記補間処理は第2オーダーリング処理であり、前記各代表データは前記複数のエコーデータの中のいずれかのデータである。

【0029】（3）また、本発明は、生体内の三次元空間において取り込まれた複数のボクセルデータに基づいて超音波画像を形成する方法において、前記三次元空間に対して、その切断面を画像化するために、厚みをもって面状に広がるスラブを設定すると共に、前記三次元空間に対して、複数の視線を設定する工程と、前記複数のボクセルデータに基づいて、前記各視線ごとに前記スラブ内に属する視線上データ列を特定する工程と、前記各視線ごとに前記視線上データ列から代表データを判定する工程と、前記各視線ごとの前記代表データに基づいて、前記切断面に対応する二次元断層画像を形成する工程と、を含むことを特徴とする。

【0030】上記の方法は、専用のハードウェアにより実現してもよいし、ソフトウェア処理（超音波診断装置上で実行される、あるいは、それに接続されたコンピュータ上で実行される処理プログラム）により実現してもよい。あるいは、ハードウェアとソフトウェアとを組み

合わせて実現してもよい。

【0031】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。

【0032】図1には、本発明に係る超音波診断装置において適用される超音波画像形成方法の原理が概念的に示されている。

【0033】ボクセル空間Vは生体内における三次元エコーデータ取込空間に相当し、そのボクセル空間内における各ボクセルにはボクセルデータとしてのエコーデータが対応付けられる。すなわち、ボクセル空間Vはボクセルデータの集合体である。図1において、X方向は例えば超音波ビームBの電子走査方向であり、Z方向は深さ方向であり、Y方向は超音波ビームBを電子走査することにより形成される走査面Sの移動方向である。図1においては、ボクセル空間Vが立法体の形状として表されているが、ボクセル空間Vの形状はこれには限られず略角錐形状などであってもよい。

【0034】後述するように、このようなボクセル空間Vを形成するために三次元エコーデータ取込用超音波探触子（3Dプローブ）が用いられる。なお、その3Dプローブについては図1において図示省略されている。

【0035】このボクセル空間Vに対して任意の傾きをもって任意の位置に切断面が設定され、その切断面に相当する二次元断層画像が形成される。本実施形態においては、ボクセル空間Vに対して切断面に相当するスラブ100が例えばユーザーの操作により設定される。スラブ100は図1において平面状あるいはプレート状の形態を有し、その厚みtはボクセル空間Vの全体に対して極めて薄いものである。スラブ100は二次元断層画像を形成するためのボクセルデータの参照空間（部分空間）として機能し、一般的には平面状のものとして設定されるが、例えば曲面状に設定されるようにしてもよい。さらにスラブ100の厚みはその全体にわたって均一であるのが望ましいが、その厚みを不均一とすることも可能である。

【0036】本実施形態においては、スラブ100はその全体にわたって均一の厚みtを有しており、その厚みtは例えば0.5mm～5mmの範囲内に設定される。スラブ100の厚みtをあまり大きくすると断層画像を形成した場合に画像がかえって不明瞭となる場合があり、またスラブ100の厚みtをあまり薄くしすぎると上述したような組織の境界と超音波ビームの交差角度に依存して画像の構造が不明瞭となったりする場合がある。このため、スラブ100の厚みtとしては上記の条件の範囲内においてユーザーにより可変設定できるようにするのが望ましい。

【0037】あるいは、切断面のサーチを行う場合にはスラブ100の厚みを大きくし、所望の切断面の位置が決定された後にスラブ100の厚みtを薄くするように

してもよい。

【0038】スラブ100における一方側の面が符号100Aによって表されており、スラブ100における他方側の面が符号100Bによって表されている。ユーザーによってボクセル空間Vに対してスラブ100を設定する場合には、それらのいずれかの面100A、100Bを基準面としてユーザー設定し、かつ、スラブの厚み $t$ をユーザー設定できるようにしてもよいし、2つの面100A、100Bの中間の面を基準面としてユーザーにより設定し、そこを基準として厚み $t$ の厚さをもったスラブ100を自動的に設定させるようにしてもよい。すなわちユーザーにより何らかの基準面を指定させ、別途指定された厚み $t$ に基づいて、スラブ100をボクセル空間Vに対して簡便に設定できるように構成するのが望ましい。この場合においては画面上に三次元空間V及び切断面を表示するようにしてもよい。

【0039】本実施形態においては、ボクセル空間Vに対して複数の視線104が設定される。各視線104は、投影面102上における各画素に対応したものである。具体的には、本実施形態において、各視線104はスラブ100に直交するように設定され、すなわち各視線104はスラブ100の法線をなす。もちろん、そのような直交条件を採用することなく、スラブ100と視線104の角度関係についてはユーザーにより可変設定できるように構成してもよい。

【0040】いま、1つの視線104について注目すると、その視線104上においてスラブ100内に属する複数のデータ（データ列）が特定され、そのデータ列内における例えば最大値のデータが代表データとされ、その代表データが当該視線104に対応する投影面102上の座標 $(x, y)$ にマッピングされる。つまり、視線上のデータ列に対してオーダリング処理（第1オーダリング処理）が実行され、それによっていずれかのデータが画素値として判定される。例えば、データ列の全体に対して加算平均処理などを適用すると、後述するように画像がぼけてしまうような場合もあるが、本実施形態によれば、スラブ100内におけるいずれかのデータを必ず使用して画素値を決定できるので、後述するように組織構造を明瞭に表示することが可能となる。この場合において、オーダリング処理の条件はユーザーにより適宜選択できるようにするのが望ましく、たとえばオーダリング処理において特定する特定順位のデータについては最大値や中央値といったものを選択するのが望ましい。もちろん第2番目の順位のデータといったものを選択することも可能である。

【0041】以上のような処理が各視線104について実行されると、投影面102上には複数の画素値（代表データ）がマッピングされることになり、その結果、二次元断層画像を得ることができる。この二次元断層画像は切断面に相当するスラブ100を投影した画像であ

り、実質的に見てボクセル空間Vを任意の角度及び位置で切断した場合における断面画像に相当する。

【0042】上記の画像処理の原理についてさらに図2及び図3を用いて説明する。

【0043】図2には、視線104とスラブ100との関係が示されている。視線104上においてスラブ100内に含まれる部分上には複数のサンプル点 $(E_r)$ 110が設定される。それらのサンプル点110はサンプル点列108を構成する。ここで、サンプル点列108を構成するサンプル点110の個数及びその間隔についてはユーザー設定できるようにしてもよいし、またスラブ100の厚み $t$ に応じて自動的に設定されるようにしてもよい。また、視線104が超音波ビームと一致する方向に設定される場合には、超音波ビーム上に存在するエコーデータ列すなわちボクセルデータ列の間隔でサンプル点列108を設定することもできる。

【0044】ボクセル空間に対して任意の方向から視線104が設定される場合、サンプル点列108を構成する各サンプル点110の座標上に、実際にボクセルデータが存在しない場合がほとんどである。そこで、各サンプル点110ごとに補間データを求めることが必要となる。すなわちサンプル点列108に対応する補間データ列を求めるものである。その手法について以下の図3を用いて説明する。

【0045】図3には、上記サンプル点列108を構成する各サンプル点 $E_r$ ごとに補間データを求めるための演算原理が概念図として示されている。サンプル点 $E_r$ は補間点であり、その近傍に存在する1又は複数の近傍データを用いて、サンプル点 $E_r$ について補間データが算出される。

【0046】補間演算の方法としては、まず、サンプル点 $E_r$ に最も近い近傍データの値をそのまま補間データの値とする「最近接法」をあげることができる。これは演算量の面で有利である。また、図4に示されるように、サンプル点 $E_r$ の近傍に存在する例えば8個の近傍データ $e_1 \sim e_8$ を参照し、それに対して線形補間処理を適用し、これにより補間データの値を求める「線形補間法」をあげることができる。この場合には、サンプル点 $E_r$ から各近傍データ $e_1 \sim e_8$ までの距離 $l_1 \sim l_8$ （図3にはその内で $l_2$ と $l_4$ が明示されている）の大きさに応じて重み付けを行って、その距離が小さいほどより大きな重み付けがなされるようにする。

【0047】また、以下に説明するように、オーダリング（「補間のためのオーダリング」）を用いて補間データの値を求めるようにしてもよい。この場合には、上記の代表データを判定するためのオーダリングとの組み合わせにより、二次元断層画像を構成する画素値をスラブ内のいずれかのボクセルデータ自体によって構成することができる。つまり、取り込まれたデータを忠実に反映した超音波画像を形成することが可能となる。

【0048】以下においては、上記補間のためのオーダリングとしての「重み付け中央値法」を説明する。

【0049】まず、上記の8個の近傍データについての距離 $l_1 \sim l_8$ が例えば8段階（ランク1～ランク8）に分類される。ここで、距離が大きいほどランク1に近く、距離が小さいほどランク8に近いものとする。距離がゼロの場合にはランク8となる。

【0050】いま、8個の近傍データの集合を $\{e_1, \dots, e_8\}$ とし、それに対応したランクの集合を $\{r_1, r_2, \dots, r_8\}$ とする。但し、 $r$ は正の整数である。この場合、重み付け中央値法による演算を $MED_w[\ ]$ で表現すると、この出力は、以下の(1)のように表される。

$$MED_w[e_1, \dots, e_8] = \underbrace{e_1, \dots, e_1}_{r_1}, \underbrace{e_2, \dots, e_2}_{r_2}, \underbrace{e_3, \dots, e_3}_{r_3}, \underbrace{e_4, \dots, e_4}_{r_4}, \underbrace{e_5, \dots, e_5}_{r_5}, \underbrace{e_6, \dots, e_6}_{r_6}, \underbrace{e_7, \dots, e_7}_{r_7}, \underbrace{e_8, \dots, e_8}_{r_8} \dots (1)$$

上記の演算は、重み値すなわちランクの大きさに応じて、同じ値のデータの個数を増加させ、その後に全部を大きい順に並び換え、その順列の中で中央に位置する値を補間データの値とするものである。例えば、データ総数 $\{r_1, r_2, r_3, r_4, r_5, r_6, r_7, r_8\} = \{3, 3, 3, 2, 1, 2, 2, 1\}$

\*数が偶数の場合には、そのデータ総数を2で除した数値の整数部により特定される順位とすればよい。

【0052】例えば、以下のような場合について、

【数2】

$$かつ\{e_1, e_2, e_3, e_4, e_5, e_6, e_7, e_8\} = \{1, 8, 2, 6, 3, 5, 4, 7\} \dots (2)$$

上記(1)式を演算すると、以下の通りとなる。

【数3】

【0053】

$$MED_w[1, 1, 1, 8, 8, 2, 2, 2, 6, 6, 3, 5, 5, 4, 4, 7] = 4 \dots (3)$$

ちなみに、例えば $E_r$ が $e_4$ に一致しているのであれば、以下ようになって、結局そのまま $e_4$ の値が採用される。

【0054】

【数4】

$$\{r_1, r_2, r_3, r_4, r_5, r_6, r_7, r_8\} = \{0, 0, 0, 8, 0, 0, 0, 0\} \\ MED_w[6, 6, 6, 6, 6, 6, 6, 6] = 6 \dots (4)$$

なお、上記補間演算は、任意方向に視線を設定する場合のものであり、例えば、視線方向を超音波ビームと一致させたり、あるいは、視線方向をXYZのいずれかの軸と一致させる場合においては必ずしも必要とならない。

【0055】次に、図4を用いて、上述した超音波画像形成方法が適用される超音波診断装置の構成例について説明する。

【0056】3Dプローブ10は、一般には体表面上に当接して用いられる超音波探触子である。もちろん、体腔内に挿入される超音波探触子として3Dプローブ10を構成することもできる。3Dプローブ10は、本実施形態において1Dアレイ振動子を有している。この1Dアレイ振動子は直線上あるいは曲線上に複数の振動素子を配列してなるものである。1Dアレイ振動子により超音波ビームが形成され、その超音波ビームが電子走査される。この場合においては電子リニア走査や電子セクタ走査などをあげることができる。いずれにしても、そのような電子走査により走査面が形成される。1Dアレイ振動子を走査面と直交する方向に機械的に移動させると、図1に示したようなボクセル空間（三次元エコーデ

ータ取込空間）Vが形成される。もちろん、3Dプローブ10に2Dアレイ振動子を設け、2つの方向について超音波ビームの電子走査を行わせるようにしてもよい。

【0057】送信部12は送信ビームフォーマーとして機能する。具体的には送信部12から3Dプローブ10内における各振動素子に対して所定の遅延関係をもって送信信号が供給される。これにより3Dプローブ10にて超音波ビーム（送波ビーム）が形成される。一方、3Dプローブ10にて反射波が受波されると、3Dプローブ10から受信信号が出力され、その受信信号が受信部14へ入力される。受信部14は受信ビームを形成する受信ビームフォーマーとして機能し、複数の受信信号に対して整相加算処理を実行することにより、整相加算後の受信信号を出力する。

【0058】送受信制御部16は上記の送信部12及び受信部14の制御を行っており、また必要に応じて3Dプローブ10における1Dアレイ振動子の機械走査を制御している。

【0059】主制御部18は装置に含まれる各構成の動作制御を行っており、特に送受信制御部16、信号処理



部 20、画像形成部 24 などの動作制御を行っている。主制御部 18 にはキーボードやトラックボールなどを有する操作パネル 28 が接続されている。

【0060】受信部 14 から出力される受信信号は信号処理部 20 へ出力される。この信号処理部 20 は従来装置において設けられていた B モード画像用の信号処理部であってもよいし、ドプラ信号を抽出して処理する回路であってもよい。B モード画像用の回路構成を有する場合には、信号処理部 20 が検波器、フィルタ、対数圧縮器などを有する。信号処理部 20 から出力される受信信号（エコーデータ、ボクセルデータ）は 3D メモリ 22 に格納される。3D メモリ 22 は、図 1 に示したボクセル空間 V 内における全てのボクセルデータを格納する記憶容量を有している。具体的には、図示されていないメモリ制御回路により、各ボクセルデータの三次元空間座標に対応するメモリアドレスに各ボクセルデータが書き込まれる。

【0061】画像形成部 24 は、図 1 を用いて説明した画像処理方法を実行するユニットである。この画像形成部 24 はハードウェアによって構成されてもよいし、実質的に CPU と画像処理プログラムによって構成されてもよい。この画像形成部 24 の動作例については後に図 5 を用いて説明する。いずれにしても、画像形成部 24 は操作パネル 28 によって設定された条件にしたがい、図 1 に示した画像処理方法を実行し、その結果として得られる二次元断層画像のデータを表示部 26 へ出力する。表示部 26 には二次元断層画像が表示される。もちろん、図 4 には示されていないが、ボクセル空間 V の全体を三次元画像として形成し、その三次元画像を表示部 26 へ表示するようにしてもよい。また、表示部 26 において二次元断層画像を表示する前に、ボクセル空間 V を表すアイコンのようなシンボルを表示し、そのシンボル上においてスラブを模式的に表したマーカーをユーザーにより操作し、これによりスラブの位置を設定するようにしてもよい。

【0062】ここで、操作パネル 28 によってユーザー設定することが可能な項目について説明する。

【0063】まず、スラブに関しては、そのスラブのボクセル空間内における空間座標すなわち位置や傾きなどを設定することができる。この場合においては上述したように、基準面をまず設定させるようにしてもよい。

【0064】また、スラブの厚み  $t$  についても操作パネル 28 を利用してユーザーにより可変設定することができる。さらに、スラブの形態自体についてもユーザーにより可変設定できるように構成してもよい。

【0065】次に、視線に関しては、視線の本数や密度などをユーザー設定することができる。もちろん、二次元断層画像のピクセル数（画素数）などに応じて視線の本数や密度などについては自動的に設定できるようにしてもよい。また、画像のズームングなどが行われる場合

には、それに応じて視線の本数や密度あるいは視線群が設定される範囲などを自動的に可変設定するようにしてもよい。また、データ列の特定に関しては、図 2 に示したように各サンプル点 110 についての間隔やそれらの個数についてユーザー設定することができる。図 3 に示したような補間処理を行う場合においては、その補間の手法の選択やオーダリングを行う場合におけるオーダリング条件について選択することができる。

【0066】また、代表データの判定については、オーダリングにおけるオーダリング条件をユーザー設定することができ、例えば中央値の判定や最大値の判定など所望のオーダリング条件を選択することができる。さらに、例えばスラブ 100 の厚み方向の中央を基準面とし、そこから離れるにしたがって各サンプル点ごとにより小さな重み付け値を与えて、重み付けと組み合わせでオーダリング処理を行うようにしてもよい。

【0067】次に図 5 を用いて図 4 に示した画像形成部 24 などについての動作例を説明する。

【0068】まず S101 では、図 1 に示したボクセル空間 V に対してスラブ 100 が所望の位置かつ所望の傾きで設定される。この場合においてはスラブ 100 の厚み  $t$  についても設定される。

【0069】S102 では、設定されたスラブ 100 に直交するように複数の視線 104 が設定される。この場合においては各視線は互いに平行であってもよいし、場合によってはセクタ状に広がるものであってもよい。

【0070】S103 では、スラブ 100 内において 1 つの視線上に存在する複数のサンプル点の座標が演算される。これは図 2 に示した通りである。そして、S104 では、その視線上のデータ列を特定する演算が実行され、具体的には、図 3 に示したような補間演算を実施することにより各サンプル点ごとに補間データが決定され、それによって最終的に視線上のデータ列が決定される。

【0071】S105 では、そのデータ列の中から代表データが選定される。この場合においてはオーダリング処理が適用され、すなわち例えば最大値あるいは中央値などとして代表データが特定されることになる。

【0072】S106 では次の視線が存在しているかが判断され、存在している場合には S107 において処理対象となる視線が 1 つずらされ、当該視線について S103 からの各処理が実施される。そして、S108 では、上記により得られた各視線ごとの画素値により二次元断層画像が形成され、それが画像表示される。

【0073】以下に、図 6 を用いて本実施形態の手法による利点を説明する。（A）は、三次元空間内における特定の走査面に対応する B モード画像（断層画像）である。（B）は、三次元空間に対して任意に設定された切断面（純粋切断面）122 に対応する断層画像（従来例）である。（C）は、厚みをもった切断面としてのス



ラブ 100 を利用して形成された断層画像（本実施形態）である。なお、各画像は、説明のために模式的に表されたものである。

【0074】（A）において、符号 124 は超音波ビームの方向を表している。この例では、三次元空間内に、均質組成をもった球状の構造物 128, 130 が存在している。B モード画像上において、各構造物 128, 130 の輪郭線（外縁）を観察すると、既に説明したように、超音波ビームと各構造物 128, 130 の表面（境界面）とのなす角度に応じて、輝度が変化している（これは超音波画像の特質であり、X 線画像などとは異なる）。つまり、各構造物 128, 130 の上面及び下面が高輝度で表現される一方、その両側面において輝度の落ち込みが生じている。同じ理由から、（B）に示すように、切断面 122 に対応する断層画像においても、各構造物 128, 130 の輪郭を表す輝度は一様ではない（切断面 122 が傾いているため）。特に構造物 128 については、その輪郭の全体が概ね不鮮明で、特に画像上で輪郭の上部及び下部において輝度が落ち込んでいる。このため、場合によっては実際の組織形状を認識することが困難となる。これに対し、（C）に示す本実施形態の断層画像によれば、厚みをもったスラブ 100 内に形状を表す有意なデータを取り込める確率が高まるので、各構造物 128, 130 の輪郭を明瞭に表現できる。条件にもよるが、輪郭線自体も太くなり、その形状をはっきりと画像化できる。よって、疾病診断において有益な画像を提供できる。

【0075】なお、上述した説明においては三次元空間としてのボクセル空間について切断面を指定し、それに\*

\*ついて二次元断層画像を形成するものであったが、同一の原理に基づいて、例えば 1 つの走査面上に、ある厚みをもったラインを指定し、そのライン上において上記同様の手法を適用することにより、M モード画像を形成することもできる。その場合においてはラインの幅方向が視線方向とされ、その幅方向に沿ってデータ列が特定され、その中から代表データが抽出され、M モードの 1 つのピクセル値とされることになる。

【0076】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、組織構造を明瞭に画像化できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明に係る超音波画像形成方法の原理を説明するための概念図である。

【図 2】 スラブと視線との関係を示す図である。

【図 3】 補間処理を説明するための概念図である。

【図 4】 本実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

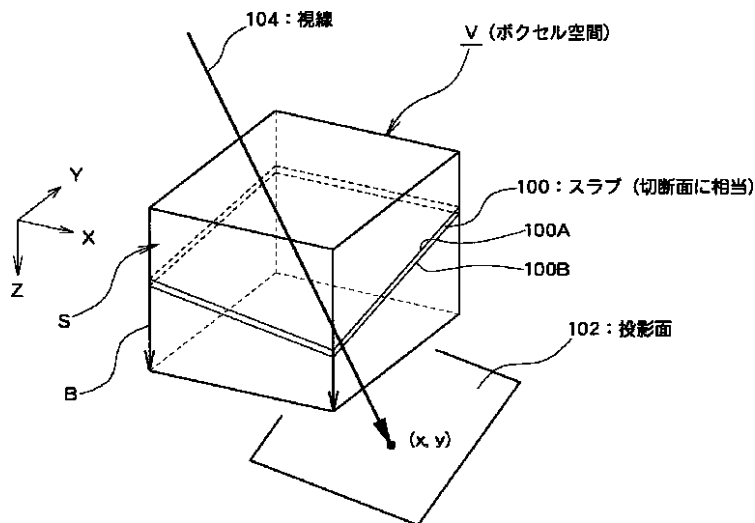
【図 5】 図 4 に示す画像形成部の動作例を説明するためのフローチャートである。

【図 6】 本実施形態に係る超音波画像形成方法による利点を説明するための概念図である。

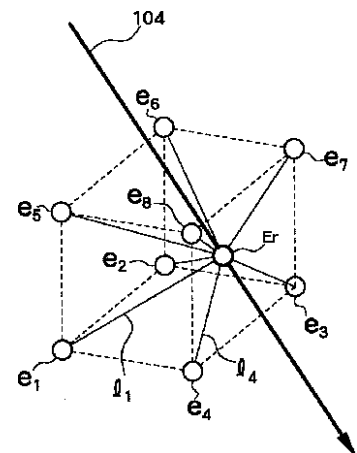
【符号の説明】

10 3Dプロンプ、12 送信部、14 受信部、16 送受信制御部、18 主制御部、22 3Dメモリ、24 画像形成部、28 操作パネル、100 スラブ、104 視線、108 サンプル点列、V ボクセル空間、S 走査面、B 超音波ビーム。

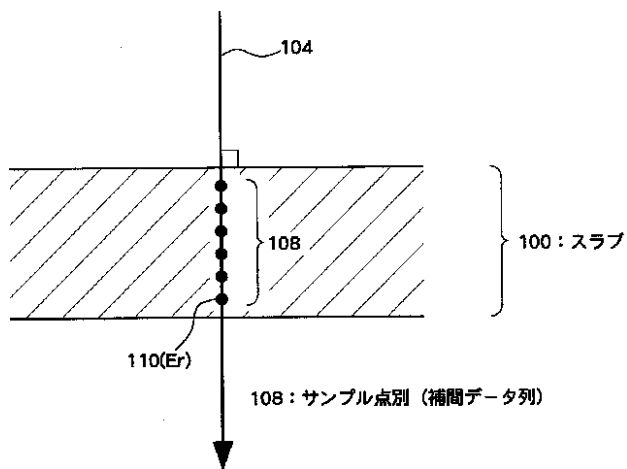
【図 1】



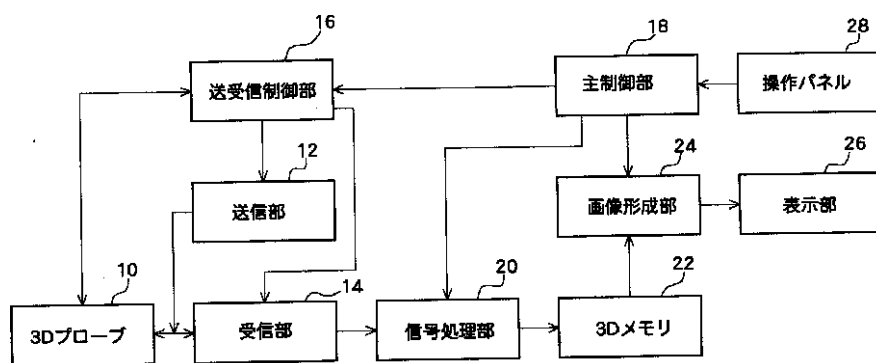
【図 3】



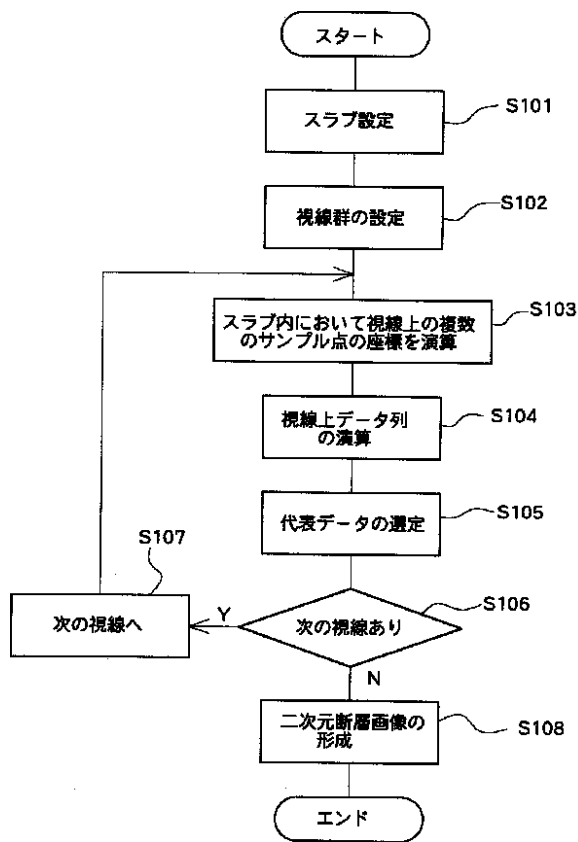
【図2】



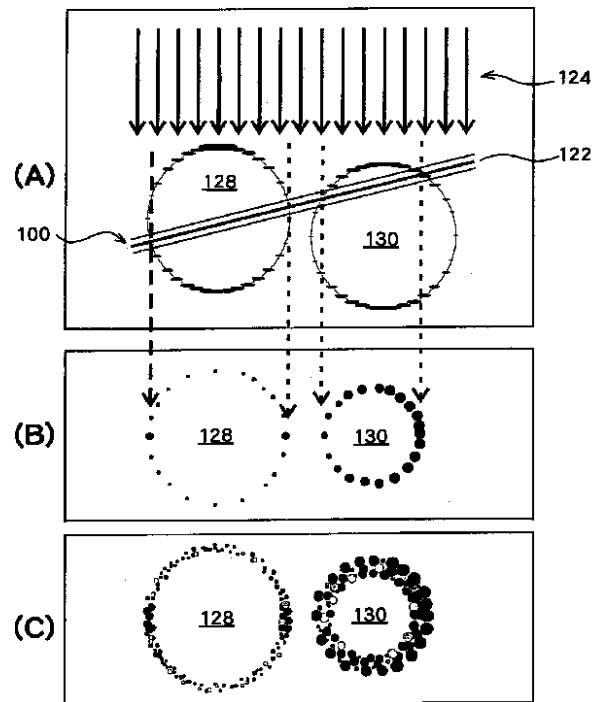
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C301 EE07 JC01 JC07 KK18  
 5B050 AA02 BA12 CA07 DA02 EA03  
 EA26 FA02 FA09  
 5B057 AA09 BA05 BA24 CA02 CA08  
 CA13 CA16 CB02 CB08 CB12  
 CB16 CD11 CD14  
 5B080 AA17 FA15

专利名称(译)	超声波诊断装置及び超音波画像形成方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003334193A</a>	公开(公告)日	2003-11-25
申请号	JP2002144659	申请日	2002-05-20
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	望月 剛		
发明人	望月 剛		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00 G06T15/08 G06T19/00 G06T15/00 G06T17/40		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T15/00.200 G06T17/40.A G06T15/08 G06T19/00.A G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/EE07 4C301/JC01 4C301/JC07 4C301/KK18 5B050/AA02 5B050/BA12 5B050/CA07 5B050/DA02 5B050/EA03 5B050/EA26 5B050/FA02 5B050/FA09 5B057/AA09 5B057/BA05 5B057/BA24 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CD11 5B057/CD14 5B080/AA17 5B080/FA15 4C601/EE04 4C601/JC01 4C601/JC04 4C601/JC25 4C601/KK21		
其他公开文献	JP3898978B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

解决的问题：在活体的三维空间中设置切割平面，以便在形成二维断层图像时可以清晰地表达组织结构。平板100相对于作为三维空间的体素空间V设置在任意位置并倾斜。该平板100对应于体素空间V的切割表面并且具有恒定的厚度t。为体素空间V设置多条视线104，并且为每条视线104指定存在于平板100中的数据串。将提取最大值和中值的排序过程应用于数据串，并将结果值映射到投影表面102上。结果，形成二维断层图像。

