

(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2008-12150

(P2008-12150A)

(43) 公開日 平成20年1月24日(2008.1.24)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A61B 8/12 (2006.01)</b>	A61B 8/12	4C601
<b>G06T 1/00 (2006.01)</b>	G06T 1/00 290D	5B050
<b>G06T 17/40 (2006.01)</b>	G06T 17/40 A	5B057

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2006-187706 (P2006-187706)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成18年7月7日(2006.7.7)		株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(71) 出願人	594164542
			東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(71) 出願人	594164531
			東芝医用システムエンジニアリング株式会
			社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100081411
			弁理士 三澤 正義
		(72) 発明者	江馬 武博
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			医用システムエンジニアリング株式会社内
			最終頁に続く

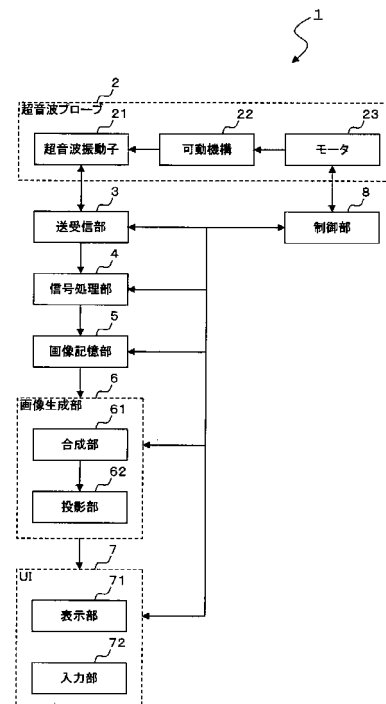
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び超音波診断装置の制御プログラム

## (57) 【要約】

【課題】 穿刺針が見やすい3次元画像を生成し、穿刺針と組織との空間的な位置関係の把握が容易な3次元画像を生成することが可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 送受信部3は、相対的に高い送信周波数の超音波を超音波プローブ2に送信させて第1のボリュームデータを取得し、更に、相対的に低い送信周波数の超音波を超音波プローブ2に送信させて第2のボリュームデータを取得する。画像生成部6は、第1のボリュームデータと第2のボリュームデータを合成して合成データを生成し、第1のボリュームデータについては組織の表示に適した画像生成条件、第2のボリュームデータについては電極針の表示に適した画像生成条件に従って、合成データから3次元画像データを生成する。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

第 1 の送信周波数で超音波を被検体に送信することで第 1 のボリュームデータを取得し、前記第 1 の送信周波数よりも周波数が低い第 2 の送信周波数で超音波を前記被検体に送信することで第 2 のボリュームデータを取得する取得手段と、

前記第 1 のボリュームデータと前記第 2 のボリュームデータを合成して合成データを生成する合成手段と、

前記合成データに基づいて 3 次元画像データを生成する画像生成手段と、  
を有することを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記取得手段は、1 つのボリュームデータを取得するごとに前記第 1 の送信周波数と前記第 2 の送信周波数とを切り替えて、前記第 1 のボリュームデータと前記第 2 のボリュームデータを取得することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記取得手段は、複数の異なる 2 次元走査面について、前記 2 次元走査面ごとに前記第 1 の送信周波数と前記第 2 の送信周波数とを切り替えて超音波を送信することで所定の 3 次元領域をスキャンし、前記第 1 のボリュームデータと前記第 2 のボリュームデータを取得することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置

**【請求項 4】**

前記取得手段は、前記第 1 の送信周波数で超音波を送信することで前記複数の 2 次元走査面について得られた第 1 の 2 次元データ群に基づいて前記第 1 のボリュームデータを生成し、前記第 2 の送信周波数で超音波を送信することで前記複数の 2 次元走査面について得られた第 2 の 2 次元データ群に基づいて前記第 2 のボリュームデータを生成することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記画像生成手段は、前記合成データに含まれる前記第 1 のボリュームデータに対しては第 1 の画像生成条件、前記合成データに含まれる前記第 2 のボリュームデータに対しては前記第 1 の画像生成条件とは異なる第 2 の画像生成条件に従って、前記合成データから前記 3 次元画像データを生成することを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記第 1 の画像生成条件は、第 1 の不透明度関数を含み、前記第 2 の画像生成条件は、前記第 1 の不透明度関数と異なる第 2 の不透明度関数を含み、

前記画像生成手段は、前記第 1 の不透明度関数と前記第 2 の不透明度関数に従って、前記合成データに対してボリュームレンダリングを施すことにより前記 3 次元画像データを生成することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記第 1 の不透明度関数、及び前記第 2 の不透明度関数は、ボリュームデータのボクセル値に対する不透明度の分布で表され、前記第 2 の不透明度関数は、前記第 1 の不透明度関数よりも、相対的に高い輝度値側に規定されていることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

閾値処理手段と加算手段とを更に有し、

前記取得手段は、第 1 の方向に前記第 1 の送信周波数で超音波を送信することで第 1 のボリュームデータを取得し、前記第 1 の方向を含む複数の方向に前記第 2 の送信周波数で超音波を送信することで個々の方向ごとにボリュームデータを取得し、

前記閾値処理手段は、前記個々の方向ごとに取得された各ボリュームデータを構成するデータであって、所定の閾値以下となるデータを相対的に低いボクセル値に変換し、

前記加算手段は、前記閾値処理が施された各方向におけるボリュームデータを加算し、  
前記合成手段は、

10

20

30

40

50

前記第 1 のボリュームデータと前記加算後のボリュームデータを合成して前記合成データを生成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記加算手段は、前記閾値処理が施された各方向におけるボリュームデータのうち、空間的に重複する領域に含まれるボリュームデータを加算することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記加算手段は、前記閾値処理が施された各方向におけるボリュームデータのうち、前記第 1 のボリュームデータと空間的に重複する領域に含まれるボリュームデータを加算することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 11】

第 1 の方向に超音波を送信して、前記第 1 の方向における第 1 のボリュームデータを取得し、前記第 1 の方向を含む複数の方向に超音波を送信することで、個々の方向ごとにボリュームデータを取得する取得手段と、

前記個々の方向ごとに取得された各ボリュームデータを構成するデータであって、所定の閾値以下となるデータを相対的に低いボクセル値に変換する閾値処理手段と、

前記閾値処理が施された各方向におけるボリュームデータを加算する加算手段と、

前記第 1 のボリュームデータと前記加算後のボリュームデータを合成して合成データを生成する合成手段と、

前記合成データに基づいて 3 次元画像データを生成する画像生成手段と、

20

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】

コンピュータに、

第 1 の送信周波数で超音波を被検体に送信させることで第 1 のボリュームデータを取得させ、前記第 1 の送信周波数よりも周波数が低い第 2 の送信周波数で超音波を前記被検体に送信させることで第 2 のボリュームデータを取得させる取得機能と、

前記第 1 のボリュームデータと前記第 2 のボリュームデータを合成して合成データを生成させる合成機能と、

前記合成データに基づいて 3 次元画像データを生成させる画像生成機能と、

を実行させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、3 次元画像データを生成する超音波診断装置、及び超音波診断装置の制御プログラムに関し、特に、ラジオ波焼灼療法 (Radio Frequency Ablation: RFA) を支援するための超音波診断装置、及び超音波診断装置の制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、特に肝臓がんに対する治療法の 1 つとして、ラジオ波焼灼療法が用いられることが多くなってきた。ラジオ波焼灼療法は、がん組織に細い電極針を刺入し、周波数が比較的低いラジオ波を流すことで発生する熱でがん組織を焼灼して、がん組織を壊死させる治療法である。

40

【0003】

電極針 (以後、「穿刺針」と称する) をがん組織に刺入する際に、超音波診断装置が用いられることが多い。すなわち、超音波診断装置を用いることで、穿刺針とがん組織を超音波画像で同時に映像化し、その超音波画像を参照しながら穿刺針をがん組織に刺入させていく。また、焼灼中の様子や焼灼後の焼灼範囲の確認にも超音波撮像が用いられている。

【0004】

50

ところで、ラジオ波焼灼療法に用いられる穿刺針には複数のタイプが存在する。図 1 5 に穿刺針の 1 例を示す。図 1 5 は、穿刺針を示す斜視図である。図 1 5 に示す穿刺針 6 0 0 は展開型の穿刺針であり、やや太めの針（外套針）6 0 1 から、複数の電極針 6 0 2 が全体としてはトランペットのように開いた状態になるように出てくる。複数の電極針 6 0 2 は、がん組織に刺入させていくと湾曲した状態になる。また、直線状の穿刺針を用いる場合であっても、組織内において穿刺針が曲がることもある。

【 0 0 0 5 】

穿刺針からの超音波の反射は、超音波の送信方向と穿刺針の反射面の方向とのなす角度に依存しているため、この角度によっては穿刺針からの超音波の反射が観測できず、超音波画像に穿刺針を表示できない場合がある。例えば、上述したように穿刺針は組織内で湾曲するため、その湾曲の角度によっては、穿刺針からの超音波の反射が観測できず、超音波画像に穿刺針を表示できない場合がある。また、穿刺針の先端部が見え難いという問題が従来から知られている。これらの問題を解決するための様々な提案がなされている。

10

【 0 0 0 6 】

例えば、ドブラ周波数偏移信号を検出することでカラーフロー画像を生成し、そのカラーフロー画像のゲインを調整して、Bモード画像にカラーフロー画像を重畳して表示する超音波診断装置が知られている（例えば特許文献 1）。

【 0 0 0 7 】

また、高輝度部でかつ輝度が大きく変化した部分を抽出し、その部分を色づけして断層像上に重畳して表示する超音波診断装置が知られている（例えば特許文献 2）。輝度が大きく変化した部分は穿刺針に相当すると考えられるため、その部分を抽出して超音波画像に重畳することになっている。

20

【 0 0 0 8 】

また、穿刺針を刺入する前に取得した断層像データと、刺入した後に取得した断層像データとの差分を求め、その差分を刺入後に取得した断層像データに加算して表示する超音波診断装置が知られている（例えば特許文献 3）。

【 0 0 0 9 】

また、穿刺針の刺入角度に応じて超音波ビームを偏向させることで、穿刺針に対して垂直方向から超音波ビームを照射する超音波診断装置が知られている（例えば特許文献 4）。

30

【 0 0 1 0 】

上述した従来技術に係る超音波診断装置は、2次元の断面を表す2次元画像データ（断層像データ）を取得する装置である。2次元画像を用いた場合では、超音波ビームが形成する2次元の面（以下、「走査面」と称する場合がある）から穿刺針がずれてしまった場合、つまり、穿刺針が走査面を貫いた場合に、穿刺針の撮像が困難になる問題がある。特に、ラジオ波焼灼療法においては、上述したように複数の湾曲した穿刺針を用いる場合には、2次元画像を用いただけでは、穿刺針の観測は困難になる。治療を行う術者は、がん組織と穿刺針との空間的な位置関係を把握することにより、穿刺針ががん組織に刺入されているか否かを判断するが、2次元画像からでは空間的な位置関係を把握することは困難である。

40

【 0 0 1 1 】

ところで、近年では、超音波振動子が所定方向（走査方向）に配列された1次元超音波プローブを備え、超音波振動子を走査方向に直交する方向（揺動方向）に機械的に揺動することで、3次元的にデータを取得することが可能な機械式超音波診断装置が知られている。この機械式超音波診断装置は、超音波振動子を機械的に往復運動させながら複数の2次元画像データを取得し、複数の2次元画像データに基づいて3次元のボリュームデータを生成して、3次元画像データを生成する。

【 0 0 1 2 】

また、超音波振動子が格子状（マトリックス状）に配置された2次元超音波プローブを備え、3次元のボリュームデータの取得が可能な3次元超音波診断装置が知られている。

50

## 【 0 0 1 3 】

上記の機械式超音波診断装置や3次元超音波診断装置によって3次元画像データを利用することが可能になったため、2次元画像のみを用いていた場合における問題点を克服することが可能となった。

## 【 0 0 1 4 】

例えば、複数の走査面で超音波画像を取得し、超音波画像から高輝度領域を抽出して穿刺針の部分とみなし、その高輝度領域（穿刺針）が所定の基準面からずれていると判断したときは警告を発する超音波診断装置が知られている（例えば特許文献5）。また、3次元画像データから穿刺針の位置を推定し、その推定の結果を用いて3次元画像内での断面位置を決定する超音波診断装置が知られている（例えば特許文献6）。

10

## 【 0 0 1 5 】

【特許文献1】特開平7 - 2 7 5 2 4 8号公報

【特許文献2】特開2 0 0 0 - 1 0 7 1 7 8号公報

【特許文献3】特開2 0 0 1 - 2 6 9 3 3 9号公報

【特許文献4】特開2 0 0 4 - 2 0 8 8 5 9号公報

【特許文献5】特開2 0 0 5 - 3 4 2 1 2 8号公報

【特許文献6】特開2 0 0 0 - 1 8 5 0 4 1号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

## 【 0 0 1 6 】

以上のように、従来においては様々な提案がなされているが、撮像領域に穿刺針が含まれていても穿刺針が見え難い場合があるという問題は、3次元画像データを利用するだけで解決するものではなく、穿刺針を見やすくすることに改善の余地が残されている。

20

## 【 0 0 1 7 】

また、従来技術に係る超音波診断装置では、がん組織と穿刺針との空間的な位置関係を把握することは困難であった。穿刺針自体が見え難く、さらに、穿刺針とがん組織とで、超音波画像の輝度値に大きな差があるとは限らないからである。超音波画像の輝度値に大きな差がない場合、超音波画像上で穿刺針とがん組織を区別することが困難であるため、がん組織と穿刺針との空間的な位置関係の把握が困難になる。その結果、穿刺針ががん組織に刺入しているか否かの判断が困難になる。

30

## 【 0 0 1 8 】

この発明は上記の問題を解決するものであり、穿刺針が見やすく、穿刺針と組織との空間的な位置関係の把握が容易な画像を生成することが可能な超音波診断装置、及び超音波診断装置の制御プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 1 9 】

請求項1に記載の発明は、第1の送信周波数で超音波を被検体に送信することで第1のボリュームデータを取得し、前記第1の送信周波数よりも周波数が低い第2の送信周波数で超音波を前記被検体に送信することで第2のボリュームデータを取得する取得手段と、前記第1のボリュームデータと前記第2のボリュームデータを合成して合成データを生成する合成手段と、前記合成データに基づいて3次元画像データを生成する画像生成手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

40

## 【 0 0 2 0 】

請求項11に記載の発明は、第1の方向に超音波を送信して、前記第1の方向における第1のボリュームデータを取得し、前記第1の方向を含む複数の方向に超音波を送信することで、個々の方向ごとにボリュームデータを取得する取得手段と、前記個々の方向ごとに取得された各ボリュームデータを構成するデータであって、所定の閾値以下となるデータを相対的に低いボクセル値に変換する閾値処理手段と、前記閾値処理が施された各方向におけるボリュームデータを加算する加算手段と、前記第1のボリュームデータと前記加算後のボリュームデータを合成して合成データを生成する合成手段と、前記合成データに

50

基づいて３次元画像データを生成する画像生成手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

【００２１】

請求項１２に記載の発明は、コンピュータに、第１の送信周波数で超音波を被検体に送信させることで第１のボリウムデータを取得させ、前記第１の送信周波数よりも周波数が低い第２の送信周波数で超音波を前記被検体に送信させることで第２のボリウムデータを取得させる取得機能と、前記第１のボリウムデータと前記第２のボリウムデータを合成して合成データを生成させる合成機能と、前記合成データに基づいて３次元画像データを生成させる画像生成機能と、を実行させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラムである。

10

【発明の効果】

【００２２】

この発明によると、相対的に高い送信周波数（第１の送信周波数）の超音波でスキャンすることで、組織が見やすい３次元画像が得られ、相対的に低い送信周波数（第２の送信周波数）の超音波でスキャンすることで、穿刺針が見やすい３次元画像が得られる。そして、相対的に高い送信周波数の超音波で得られた第１のボリウムデータと、相対的に低い送信周波数の超音波で得られた第２のボリウムデータとを合成し、その合成データに基づいて３次元画像データを生成することで、組織と穿刺針との空間的な位置関係が容易に把握できる３次元画像が得られる。

【発明を実施するための最良の形態】

20

【００２３】

〔第１の実施の形態〕

この発明の第１の実施形態に係る超音波診断装置の構成について図１を参照して説明する。図１は、この発明の第１の実施形態に係る超音波診断装置の概略的な構成を示すブロック図である。

【００２４】

第１の実施形態に係る超音波診断装置１は、相対的に高い送信周波数（第１の送信周波数）の超音波でスキャンすることで得られた第１のボリウムデータと、相対的に低い送信周波数（第２の送信周波数）の超音波でスキャンすることで得られた第２のボリウムデータとを合成し、その合成後のボリウムデータに基づいて３次元画像データを生成する。相対的に高い送信周波数の超音波でスキャンすることで、組織が見やすい３次元画像が得られ、相対的に低い送信周波数の超音波でスキャンすることで、穿刺針が見やすい３次元画像が得られる。従って、第１のボリウムデータと第２のボリウムデータとを合成したボリウムデータに基づいて生成された３次元画像データによると、組織と穿刺針との空間的な位置関係を容易に把握することが可能となる。以下、超音波診断装置１の各部を説明する。

30

【００２５】

超音波プローブ２は、複数の超音波振動子２１が所定方向（走査方向）に１列に配列された１次元超音波プローブであって、走査方向に直交する方向（揺動方向）に超音波振動子２１を機械的に揺動することが可能な１次元超音波プローブである。つまり、超音波振動子２１は、振り子のように運動するようになっている。超音波振動子２１は、可動機構２２によって機械的に揺動するようになっている。可動機構２２はモータ２３によって動作し、モータ２３の回転速度により、その動作速度は変化する。モータ２３の回転速度やその他の制御は、制御部８からの制御信号に基づいて行なわれる。なお、超音波振動子２１を直線的に往復運動させてもよい。

40

【００２６】

送受信部３は送信部と受信部を備え、制御部８からの制御に基づき、各超音波振動子２１に所定の遅延を与えたタイミングで送信パルスを供給する。これにより、超音波振動子２１は超音波を発生して、その配列に応じた２次元の断面（走査面）を走査する。超音波振動子２１から発生した超音波は被検体に照射されると、被検体内の臓器等の組織で反射

50

し、反射信号（エコー信号）として超音波振動子 21 にて受信される。送受信部 3 は、超音波振動子 21 が受信した反射信号（エコー信号）を受信する。超音波の送信周波数は制御部 8 からの制御により変更が可能となっている。そして、送受信部 3 は、反射信号（エコー信号）に所定の遅延などを与えた後、信号処理部 4 に出力する。

【0027】

制御部 8 は送受信部 3 に対して、2 次元超音波画像 1 枚（1 フレーム）分のスキャンが終了するたびに、超音波の送信周波数について、高い送信周波数と低い送信周波数とを交互に切り替えるように指示する。高い送信周波数は、例えば 4.5 [MHz] であり、低い送信周波数は、例えば 2.5 [MHz] である。

【0028】

そして、送受信部 3 は制御部 8 の制御の下、2 次元超音波画像 1 枚（1 フレーム）分のスキャンが終了するたびに、高い送信周波数と低い送信周波数とを交互に切り替えて、超音波プローブ 2 に超音波を送信させる。第 1 の実施形態では、制御部 8 の制御の下、超音波振動子 21 を揺動させながら超音波を送信して、所定の 3 次元領域をスキャンする。つまり、送受信部 3 は、高い送信周波数と低い送信周波数とを 2 次元超音波画像 1 枚（1 フレーム）ごとに交互に切り替えながら、超音波プローブ 2 に超音波を送信させて 3 次元領域をスキャンする。

【0029】

送信部の具体的な構成について説明すると、送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路を備えている。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する回路である。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する回路である。パルサ回路は、各超音波振動子に対応した個別経路（チャンネル）の数分のパルサを内蔵し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスが発生し、超音波プローブ 2 の各超音波振動子 21 に供給するようになっている。

【0030】

また、送受信部 3 内の受信部は、図示しないプリアンプ回路、A/D 変換回路、及び受信遅延・加算回路を備えている。プリアンプ回路は、超音波プローブ 2 の各超音波振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A/D 変換回路は、増幅されたエコー信号を A/D 変換する。受信遅延・加算回路は、A/D 変換後のエコー信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、加算する。その加算により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

【0031】

信号処理部 4 は、送受信部 3 から出力された信号に対して周知の B モード処理を施すことで、走査面に対応する 2 次元超音波画像データ（2 次元 B モード画像データ）を生成し、その 2 次元超音波画像データを画像記憶部 5 に記憶する。この 2 次元超音波画像データには、空間内における画像の位置を示す情報が含まれている。超音波振動子 21 が振り子運動（揺動）を行う場合、超音波振動子 21 が運動の中心位置にある状態からの角度値が含まれる。また、超音波振動子 21 が直線的な往復運動を行う場合、超音波振動子 21 が運動の中心位置にある状態からの距離値が含まれる。なお、超音波プローブ 2、送受信部 3、及び信号処理部 4 が、この発明の「取得手段」に相当する。

【0032】

画像記憶部 5 は、信号処理部 4 から出力された 2 次元超音波画像データを記憶する。画像記憶部 5 に記憶される超音波画像データの構成について図 2 を参照して説明する。図 2 は、画像記憶部に記憶される超音波画像データの構成を示す概念図である。

【0033】

図 2 に示すように、画像記憶部 5 には、例えば、第 1 シリーズの 2 次元超音波画像データ群 100 と、第 2 シリーズの 2 次元超音波画像データ群 200 の 2 つのシリーズの 2 次元超音波画像データ群が記憶される。各シリーズの 2 次元超音波画像データ群は、複数の 2 次元超音波画像データで構成される。各シリーズの 2 次元超音波画像データ群に含まれ

10

20

30

40

50

る複数の２次元超音波画像データは、それぞれ別個のボリュームデータを構成することになる。

【００３４】

第１シリーズの２次元超音波画像データ群１００は、相対的に高い送信周波数の超音波で取得された複数の２次元超音波画像データで構成されている。第２シリーズの２次元超音波画像データ２００は、相対的に低い送信周波数の超音波で取得された複数の２次元超音波画像データで構成されている。

【００３５】

第１シリーズの２次元超音波画像データ群１００には、２次元超音波画像データ１０１、２次元超音波画像データ１０２、・・・、２次元超音波画像データ１０Ｎが含まれ、これら複数の２次元超音波画像データで１つのボリュームデータを構成することになる。また、第２シリーズの２次元超音波画像データ群２００には、２次元超音波画像データ２０１、２次元超音波画像データ２０２、・・・、２次元超音波画像データ２０Ｎが含まれ、これら複数の２次元超音波画像データで１つのボリュームデータを構成することになる。

【００３６】

ここで、第１シリーズの２次元超音波画像データ群１００で構成されるボリュームデータを「第１のボリュームデータ」と称し、第２シリーズの２次元超音波画像データ群２００で構成されるボリュームデータを「第２のボリュームデータ」と称することにする。

【００３７】

画像記憶部５は制御部８の制御の下、制御部８によって指定された２次元超音波画像データを画像生成部６に出力する。

【００３８】

なお、画像記憶部５は、２次元超音波画像データ１０Ｎ、及び２次元超音波画像データ２０Ｎまで記憶したら、先頭の２次元超音波画像データ１０１、及び２次元超音波画像データ２０１の領域を上書きして使用する。

【００３９】

画像生成部６は、合成部６１と投影部６２を備えて構成されている。合成部６１は、画像記憶部５から出力された２つのシリーズの２次元超音波画像データ群（ボリュームデータ）を受けると、２つのボリュームデータを合成する。投影部６２は、合成後のボリュームデータに基づいて３次元画像データを生成する。投影部６２は、例えば、合成後のボリュームデータに対してボリュームレンダリング処理を施すことにより、３次元画像データを生成する。そして、画像生成部６は、生成した３次元画像データを表示部７１に出力する。

【００４０】

ここで、投影部６２による画像生成のための条件について説明する。制御部８は、画像生成部６に対して画像生成のための条件（画像生成条件）を与える。この画像生成条件として、ボリュームレンダリングに用いられる不透明度（オパシティ）や色などが含まれる。第１の実施形態では、各シリーズの２次元超音波画像データ群（ボリュームデータ）に異なる画像形成条件を用いて３次元画像データを生成する。不透明度については、経験的に適切な値を予め記憶部（図示しない）に記憶させておき、投影部６２はその不透明度を用いて３次元画像データを生成する。例えば、第１シリーズのボリュームデータに対する第１の画像形成条件（不透明度）には、がん組織などの組織の表示に適した画像形成条件（不透明度）を用い、第２シリーズのボリュームデータに対する第２の画像形成条件（不透明度）には、穿刺針の表示に適した画像形成条件（不透明度）を用いる。また、色の条件についても、各ボリュームデータに対して異なる条件を用いる。

【００４１】

投影部６２は、合成後のボリュームデータに対して、第１の画像形成条件と第２の画像形成条件に従ってボリュームレンダリングを施すことにより、３次元画像データを生成する。このとき、投影部６２は、合成後のボリュームデータを構成するデータのうち、第１のボリュームデータのデータに対しては第１の画像形成条件を用い、第２のボリュームデ

10

20

30

40

50



ータに対しては第2の画像形成条件を用いて、3次元画像データを生成する。

【0042】

ここで、各ボリュームデータに用いられる不透明度の1例について図3を参照して説明する。図3は、ボリュームデータの輝度値（ボクセル値）に対して設定される不透明度の1例を示すグラフである。図3（a）には、第1のボリュームデータの輝度値のヒストグラム310を示し、図3（b）には、第2のボリュームデータの輝度値のヒストグラム320を示す。

【0043】

図3（a）に示すように、第1のボリュームデータにおいては、がん組織の輝度値の範囲311と、電極針の輝度値の範囲313との差が小さい。つまり、相対的に高い送信周波数の超音波で得られた第1のボリュームデータにおいては、がん組織の輝度値と電極針の輝度値との差が小さくなるため、がん組織と電極針とを3次元画像上で区別することは困難になる。

10

【0044】

一方、図3（b）に示すように、第2のボリュームデータにおいては、がん組織の輝度値の範囲321と、電極針の輝度値の範囲322との差が大きくなる。つまり、相対的に低い送信周波数の超音波で得られた第2のボリュームデータにおいては、電極針の輝度値は、がん組織の輝度値よりも相対的に高くなり、電極針の輝度値とがん組織の輝度値との差が相対的に大きくなる。

【0045】

以上のように、異なる送信周波数で超音波を送信することにより、ボリュームデータにおけるがん組織の輝度値と電極針の輝度値の差が、同一の送信周波数で超音波を送信するよりも大きくなる。このように、がん組織の輝度値と電極針の輝度値との差が相対的に大きくなるため、がん組織と電極針とを3次元画像上で区別することができる。

20

【0046】

また、図3（a）に示すように、相対的に高い送信周波数の超音波で取得された第1のボリュームデータに対しては、がん組織の表示に適した第1の不透明度曲線（輝度値に対する不透明度の分布）を用いる。つまり、がん組織の輝度値の範囲311に合わせて、不透明度が高くなる第1の不透明度曲線312を用いる。また、図3（b）に示すように、相対的に低い送信周波数の超音波で取得された第2のボリュームデータに対しては、電極針の表示に適した第2の不透明度曲線（輝度値に対する不透明度の分布）を用いる。つまり、電極針の輝度値の範囲322に合わせて、不透明度が高くなる第2の不透明度曲線323を用いる。また、第2の不透明度曲線323は、第1の不透明度曲線312よりも、相対的に高い輝度値側に規定されている。なお、第1の不透明度曲線312がこの発明の「第1の不透明度関数」に相当し、第2の不透明度曲線323がこの発明の「第2の不透明度関数」に相当する。

30

【0047】

以上のように、異なる送信周波数の超音波を送信してボリュームデータを取得することにより、ボリュームデータにおけるがん組織の輝度値と電極針の輝度値との差が拡大するため、3次元画像上においてがん組織と電極針とを区別することが容易になる。具体的には、相対的に低い送信周波数の超音波でスキャンを行なうことで、電極針の輝度値が相対的に高くなるため、3次元画像上においてがん組織と電極針とを区別することが容易になる。これにより、穿刺針とがん組織との空間的な位置関係の把握が容易になる。

40

【0048】

ここで、第1の実施形態に係る超音波診断装置1で得られた3次元画像について、図4を参照して説明する。図4は、穿刺針と組織の3次元画像を示す図である。図4に示すように、がん組織400に比べて、外套針410と電極針411の輝度値が高くなるため、3次元画像上において、がん組織400と穿刺針（外套針410と電極針411）とを区別して認識することができる。これにより、がん組織と穿刺針との空間的な位置関係の把握が容易になる。また、電極針411の輝度値が相対的に高くなるため、電極針411の

50

先端部の位置の把握が容易になる。

【0049】

さらに、第1のボリュームデータにはがん組織が不透明になる不透明度曲線を適用し、第2のボリュームデータには電極針が不透明になる不透明度曲線を適用することで、3次元画像上においてがん組織と穿刺針とを区別することが容易になる。

【0050】

また、不透明度を適宜変えることで、がん組織を半透明に表示し、穿刺針をほぼ不透明にして表示することができる。不透明度を適宜変えて、がん組織を半透明に表示することで、がん組織内に電極針が進んでいく様子を観察することができる。この様子について図5を参照して説明する。図5は、穿刺針と組織の3次元画像を示す図であり、電極針が刺入していく様子を示す図である。

10

【0051】

時間の経過とともに、3次元画像420、3次元画像430、及び3次元画像440が取得されて表示部71に表示される、まず、外套針422から電極針423が出始めて、がん組織421内に進入し始める状態の3次元画像420が得られる。がん組織421の画像は、半透明に表示されている。そして、時間が経過すると、電極針433が更にがん組織421内に進入した状態の3次元画像430が得られる。さらに時間が経過すると、電極針443が更にがん組織421内に進入した状態の3次元画像440が得られる。このように、第1のボリュームデータに対する不透明度を適宜変更することで、がん組織を半透明にして表示することができ、電極針ががん組織内に進入していく様子を観察することができ

20

【0052】

なお、画像生成部6は、ボリュームデータに対して、サーフェスレンダリングやMPR処理(Multi Planar Reconstruction)などの画像処理を施すことにより、3次元画像データや任意断面におけるMPR画像データなどを生成してもよい。

【0053】

また、画像生成部6は、画像データにおいて電極針の先端部を着色して表示部71に表示してもよい。これにより、画面上において、電極針の先端部の位置を容易に把握することができる。

30

【0054】

なお、画像生成部6の機能は、ハードウェアで実現してもよく、ソフトウェアで実現してもよい。ソフトウェアで実現する場合、画像生成部6をCPUで構成し、図示しない記憶部に記憶されている医用画像処理プログラムを実行することで、合成部61と投影部62の機能を実行する。また、制御部8をCPUで構成し、図示しない記憶部に記憶されている超音波診断装置の制御プログラムを実行することで、送受信部3に対する制御機能を実行してもよい。

【0055】

また、ユーザインターフェース(UI)7は、表示部71と入力部72を備えている。表示部71はCRTや液晶ディスプレイなどのモニタで構成され、そのモニタ画面上に断層像、3次元画像又は血流情報などが表示される。

40

【0056】

入力部72は、各種ボタンが配置された操作パネルや、感圧式の液晶パネルなどで構成され、操作者からの入力を受け付ける。ここで、入力部の1例としての操作パネルについて、図6を参照して説明する。図6は、操作パネルの一部を示す上面図である。操作パネル73上の撮像ボタン77は、超音波撮像の開始と停止を指示するためのボタンである。撮像ボタン77が押下されるたびに撮像の開始と停止が交互に行われる。4Dボタン74は、連続して3次元画像データを取得し、表示するためのボタンである。4Dボタン74が押下されるたびに、3次元画像データの取得及び表示の開始と終了が交互に行われる。4Dボタン74が押下されると、超音波振動子21が揺動を開始し、終了になると超音波

50

振動子 21 の揺動は停止する。3D ボタン 75 は、1 つの 3 次元画像データのみを取得して表示部 71 に表示させるためのボタンである。3D ボタン 75 が押下されるたびに 3 次元画像データが取得され、取得後には超音波振動子 21 の揺動は停止する。そして、撮像が終了すると、3 次元画像が表示部 71 に表示される。周波数自動切替ボタン 76 は、相対的に高い送信周波数と低い送信周波数を交互に繰り返すモードを実行するためのボタンである。周波数自動切替ボタン 76 が押下されるたびにそのモードの開始と終了が交互に行われる。

【0057】

(動作)

次に、この発明の第 1 の実施形態に係る超音断装置による一連の動作について図 7 を参照して説明する。図 7 は、この発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。第 1 の実施形態では、展開型の穿刺針を用いる場合について説明する。

10

【0058】

(ステップ S01)

まず、超音波撮像を行いながら穿刺針を被検体に刺入し、がん組織の手前まで進める。この過程でこの実施形態に係る処理を行うことが可能であるが、ここでは、それ以降でその処理を行う場合について説明する。

【0059】

(ステップ S02)

20

次に、図 6 に示す操作パネル 73 の撮像ボタン 77 が ON (開始) になっている状態で、操作者は、周波数自動切替ボタン 76 と 4D ボタン 74 を押下して、両方とも ON 状態にする。

【0060】

そして、表示部 71 に連続的に表示される 3 次元画像を見ながら、外套針から電極針を展開させていき、電極針をがん組織の中へと刺入させる。この間における超音波診断装置 1 の動作は以下ようになる。

【0061】

(ステップ S03)

操作パネル 73 の 4D ボタン 74 が ON 状態になると、制御部 8 は 4D ボタン 74 の押下信号を受けて、超音波によるスキャンを開始する。つまり、制御部 8 の制御の下、超音波プローブ 2 のモータ 23 が駆動することで超音波振動子 21 が往復の揺動運動を開始する。そして、周波数自動切替ボタン 76 が ON 状態になっているため、制御部 8 は送受信部 3 に対して、2 次元超音波画像 1 枚 (1 フレーム) 分のスキャンが終了するたびに、超音波の送信周波数について、高い送信周波数と低い送信周波数とを交互に切り替えるように指示する。これにより、送受信部 3 は、2 次元超音波画像 1 枚 (1 フレーム) 分のスキャンが終了するたびに、高い送信周波数と低い送信周波数とを交互に切り替えて、超音波プローブ 2 に超音波を送信させる。

30

【0062】

(ステップ S04)

40

そして、送受信部 3 は、受信した信号を信号処理部 4 に出力する。信号処理部 4 は、送受信部 3 から出力された信号に対して B モード処理を施すことにより、2 次元超音波画像データ (B モード画像データ) を生成する。そして、信号処理部 4 は、2 次元超音波画像データを画像記憶部 5 に記憶していく。

【0063】

超音波振動子 21 を揺動させながら所定の 3 次元空間をスキャンすることで、画像記憶部 5 には、図 2 に示すように、相対的に高い送信周波数の超音波で取得された第 1 シリーズの 2 次元超音波画像データ群 100 (第 1 のボリュームデータ) と、相対的に低い送信周波数の超音波で取得された第 2 シリーズの 2 次元超音波画像データ群 200 (第 2 のボリュームデータ) が記憶される。

50

## 【 0 0 6 4 】

ここで、２次元超音波画像データを取得する順番について図 8 を参照して説明する。図 8 は、ボリュームデータとそれを構成する２次元超音波画像データを説明するための図である。

## 【 0 0 6 5 】

第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、図 8 に示すように、超音波振動子 2 1 を揺動させながら、１フレームごとに、高い送信周波数と低い送信周波数とを交互に繰り返しながら超音波を送信して所定の３次元領域をスキャンする。具体的には、超音波診断装置 1 は、高い送信周波数の超音波で２次元超音波画像データ 1 0 1 を取得し、次に、低い送信周波数の超音波で２次元画像データ 2 0 1 を取得し、次に、高い送信周波数の超音波で 2 次元画像データ 2 0 1 を取得し、以後、高い送信周波数と低い送信周波数とを交互に繰り返しながら３次元の領域をスキャンする。

10

## 【 0 0 6 6 】

そして、相対的に高い送信周波数で得られた２次元超音波画像データ群によって第 1 のボリュームデータを構成し、相対的に低い送信周波数で得られた２次元超音波画像データ群によって第 2 のボリュームデータを構成する。例えば、１つのボリュームデータを構成するために M 枚の２次元超音波画像データが必要である場合、( M + 1 ) 枚目の２次元超音波画像データは、２番目のボリュームデータの先頭のデータになる。

## 【 0 0 6 7 】

## ( ステップ S 0 5 )

第 1 シリーズの２次元超音波画像データ群 1 0 0 ( 第 1 のボリュームデータ ) 、及び、第 2 シリーズの２次元超音波画像データ群 2 0 0 ( 第 2 のボリュームデータ ) の取得が終了すると、制御部 8 は、それらのボリュームデータを画像生成部 6 に出力するよう画像記憶部 5 に指示する。さらに、制御部 8 は、画像生成条件を画像生成部 6 に与える。

20

## 【 0 0 6 8 】

## ( ステップ S 0 6 )

画像生成部 6 の合成部 6 1 は、画像記憶部 5 から第 1 のボリュームデータと第 2 のボリュームデータを受けると、第 1 のボリュームデータと第 2 のボリュームデータを合成する。そして、投影部 6 2 は、合成後のボリュームデータに対して、制御部 8 から受けた画像生成条件に従ってボリュームレンダリングを施すことにより、３次元画像データを生成する ( 投影部 6 2 ) 。そして、画像生成部 6 は、３次元画像データを表示部 7 1 に出力する。

30

## 【 0 0 6 9 】

第 1 のボリュームデータと第 2 のボリュームデータとでは、異なる画像生成条件を用いて３次元画像データを生成する。例えば、図 3 ( a ) に示すように、第 1 のボリュームデータに対しては、がん組織の輝度値の範囲 3 1 1 に合わせて、不透明度が高くなる不透明度曲線 3 1 2 を用いる。また、図 3 ( b ) に示すように、第 2 のボリュームデータに対しては、電極針の輝度値の範囲 3 2 2 に合わせて、不透明度が高くなる不透明度曲線 3 2 3 を用いる。

## 【 0 0 7 0 】

## ( ステップ S 0 7 )

表示部 7 1 は、画像生成部 6 から３次元画像データを受けると、その３次元画像データに基づく３次元画像を表示する。

40

## 【 0 0 7 1 】

以上のように、相対的に低い送信周波数の超音波でスキャンすることで、電極針の輝度値が相対的に高くなるため、３次元画像上においてがん組織と電極針とを区別することが容易になり、電極針とがん組織との空間的な位置関係の把握が容易になる。また、異なる送信周波数の超音波で得られた第 1 のボリュームデータと第 2 のボリュームデータとで、異なる不透明度曲線に従ってボリュームレンダリングを行うことにより、３次元画像上においてがん組織と電極針とを区別することが容易になり、電極針とがん組織との空間的な

50

位置関係の把握が容易になる。

【0072】

なお、上記の処理を行っている間にも、撮像は繰り返して行われ、画像記憶部5には2次元超音波画像データが記憶され続けている。そして、2番目のボリュームデータが得られると、上記ステップS05からステップS07の処理を実行することで、表示部71に3次元画像を表示する。以後、ステップS03からステップS07の処理を繰り返して実行していく。

【0073】

そして、術者は、表示部71に表示されている3次元画像を観察して、電極針が意図した位置に達したと判断した場合に、入力部72の操作パネル73の3Dボタン75を押下する。制御部8は、3Dボタン75の押下信号を受けると、1フレームごとに超音波の送信周波数を変えて撮像を行い、1組のボリュームデータを取得したら撮像を自動的に停止する。この場合、可動機構22は制御部8の制御の下、超音波振動子21を比較的ゆっくり揺動させて、より多数の2次元超音波画像データを取得させる。これにより、空間分解能が高いボリュームデータが得られる。撮像が停止すると、画像生成部6はそのボリュームデータに基づいて3次元画像データを生成する。表示部71にはその3次元画像データに基づく3次元画像が表示される。術者はその3次元画像を観察して、がん組織と穿刺針との空間的な位置関係を確認する。ラジオ波焼灼療法では、特に、電極針の先端部の位置とがん組織との位置関係が重要であるため、空間分解能が高い3次元画像でその位置関係を確認する。位置を確認した後、焼灼治療を開始する。

10

20

【0074】

(変形例1)

次に、第1の実施形態に係る超音波診断装置1の変形例1について、図9を参照して説明する。図9は、変形例1に係る超音波診断装置によって取得されたボリュームデータと、それを構成する2次元超音波画像データを説明するための図である。

【0075】

上記第1の実施形態においては、図8に示すように、1フレームごとに超音波の送信周波数を切り替えてスキャンを行なったが、1つのボリュームデータを取得するごとに送信周波数を切り替えてもよい。つまり、送受信部3は制御部8の制御の下、1つのボリュームデータを構成する複数の2次元超音波画像データの撮像のために、相対的に高い送信周波数で超音波を超音波プローブ2に送信させる。さらに、送受信部3は制御部8の制御の下、別の1つのボリュームデータを構成する複数の2次元超音波画像データを撮像するために、相対的に低い送信周波数で超音波を超音波プローブ2に送信させる。

30

【0076】

例えば、図9に示すように、まず、送受信部3は制御部8の制御の下、相対的に高い送信周波数の超音波を超音波プローブ2に送信させて、所定の3次元領域をスキャンし、2次元超音波画像データ101、2次元超音波画像データ102、・・・、2次元超音波画像データ10Mで構成される2次元超音波画像データ群100を取得する。次に、送受信部3は制御部8の制御の下、相対的に低い送信周波数の超音波を超音波プローブ2に送信させて、所定の3次元空間をスキャンし、2次元超音波画像データ201、2次元超音波画像データ202、・・・、2次元超音波画像データ20Mで構成される2次元超音波画像データ群200を取得する。

40

【0077】

そして、画像生成部6は、2次元超音波画像データ群100(第1のボリュームデータ)と、2次元超音波画像データ群200(第2のボリュームデータ)とを合成し、合成後のボリュームデータに対してボリュームレンダリングを施すことにより、3次元画像データを生成する。このとき、画像生成部6は、第1の実施形態と同様に、第1のボリュームデータと第2のボリュームデータとで、異なる画像形成条件(不透明度や色)を用いて3次元画像データを生成する。

【0078】

50

以上のように、1つのポリウムデータを取得するごとに超音波の送信周波数を切り替えてスキャンを行なっても、第1の実施形態と同じ効果を奏することができる。また、1秒あたり10個～20個のポリウムデータを取得することができるため、ポリウムデータごとに送信周波数を変えても、リアルタイム性に大きな影響を与えることはない。

【0079】

なお、この変形例1では、相対的に高い送信周波数の超音波を送信して1つのポリウムデータを取得し、その後、相対的に低い送信周波数の超音波を送信して別のポリウムデータを取得しているが、低い送信周波数の超音波を送信して1つのポリウムデータを取得し、その後、高い送信周波数の超音波を送信して別のポリウムデータを取得してもよい。

10

【0080】

(変形例2)

次に、第1の実施形態に係る超音波診断装置1の変形例2について説明する。上記第1の実施形態では、超音波振動子21が機械的に揺動する1次元超音波プローブを用いたが、変形例2では2次元超音波プローブを用いる。この2次元超音波プローブは、複数の超音波振動子がマトリックス(格子)状に配置され、スキャンすることによって3次元的に超音波を送受信し、プローブ表面から放射状に広がる形状の3次元データをエコー信号として受信する。

【0081】

このように、2次元超音波プローブを用いることで、ポリウムデータごとに超音波の送信周波数を変えてスキャンを行なう。つまり、送受信部3は制御部8の制御の下、1つのポリウムデータを取得するために、相対的に高い送信周波数で超音波を超音波プローブ2に送信させる。さらに、送受信部3は制御部8の制御の下、別の1つのポリウムデータを取得するために、相対的に低い送信周波数で超音波を超音波プローブ2に送信させる。

20

【0082】

そして、画像生成部6は、相対的に高い送信周波数の超音波で取得された第1のポリウムデータと、相対的に低い送信周波数の超音波で取得された第2のポリウムデータとを合成し、合成後のポリウムデータに対してポリウムレンダリングを施すことにより、3次元画像データを生成する。このとき、画像生成部6は、第1の実施形態と同様に、第1のポリウムデータと第2のポリウムデータとで、異なる画像生成条件(不透明度や色)を用いて3次元画像データを生成する。

30

【0083】

以上のように、超音波プローブ2に2次元超音波プローブを用い、ポリウムごとに超音波の送信周波数を切り替えてスキャンを行なっても、第1の実施形態と同じ効果を奏することができる。

【0084】

(変形例3)

次に、第1の実施形態に係る超音波診断装置1の変形例3について説明する。上記第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、第1のポリウムデータと第2のポリウムデータとを合成し、合成後のポリウムデータに対して所定の不透明度曲線に従ったポリウムレンダリングを施すことにより3次元画像データを生成した。これに対して、変形例3では、組織の観察に適した画像に断層像などを用いる。例えば、変形例3に係る超音波診断装置は、第1のポリウムデータに対してMPR処理を施すことにより、任意断面のMPR画像データを生成する。これにより、組織の観察に適した画像はMPR画像が得られる。一方、第2のポリウムデータに対しては、上記第1の実施形態と同様に、電極針の輝度の範囲に適した不透明度曲線に従ってポリウムレンダリングを施すことで、3次元画像データを生成する。

40

【0085】

従って、変形例3では、組織の観察に適した画像は断層像として表示され、電極針の観

50

察に適した画像は３次元画像として表示されることになる。この場合であっても、第２のボリュームデータは相対的に低い送信周波数の超音波で取得されているため、電極針の輝度値が相対的に高くなり、３次元画像において電極針が見やすくなるという効果がある。

【００８６】

[ 第２の実施の形態 ]

この発明の第２の実施形態に係る超音波診断装置の構成について、図１０及び図１１を参照して説明する。図１０は、この発明の第２の実施形態に係る超音波診断装置の概略的な構成を示すブロック図である。図１１は、第２の実施形態に係る超音波診断装置に設置された画像処理部の構成を示すブロック図である。

【００８７】

第２の実施形態に係る超音波診断装置１Ａは、第１の方向に超音波を送信することで第１のボリュームデータを取得し、その第１の方向を含む複数の方向に超音波を偏向させることで、個々の方向ごとにボリュームデータを取得する。そして、各方向で取得されたボリュームデータから電極針に相当するデータを抽出し、それらを加算する。第１のボリュームデータと加算後のデータとを合成し、その合成後のボリュームデータに基づいて３次元画像データを生成する。超音波を偏向させることで、特に展開型の穿刺針を構成する各電極針に対して、ほぼ垂直方向から超音波を照射することができる。これにより、電極針の輝度値が高くなるため、電極針が見やすい画像が得られる。また、第１のボリュームデータに基づく３次元画像には組織の画像が含まれるため、合成後のボリュームデータに基づく３次元画像によると、組織と穿刺針との空間的な位置関係を容易に把握することが可能となる。以下、第２の実施形態に係る超音波診断装置１Ａの構成を説明する。

【００８８】

第２の実施形態に係る超音波診断装置１Ａは、送受信部３Ａと画像処理部９に特徴がある。また、超音波プローブ２Ａには２次元超音波プローブを用いている。送受信部３Ａ及び画像処理部９以外の構成は、第１の実施形態に係る超音波診断装置１と同じ構成であるため、ここでは、主に送受信部３Ａと画像処理部９の構成と機能について説明する。

【００８９】

送受信部３Ａは、偏向制御部３１とパラメータ記憶部３２を備えている。パラメータ記憶部３２には、超音波ビームの進行方向に相当する偏向パラメータ（偏向角度）が予め記憶されている。パラメータ記憶部３２には、複数の偏向パラメータ（偏向角度）が記憶されている。ここでは、３つの偏向パラメータ（偏向角度）がパラメータ記憶部３２に記憶されているものとする。なお、複数の偏向パラメータ（偏向角度）のうち、１つの偏向パラメータは超音波ビームを偏向させない角度（基準角度）を示すパラメータである。例えば、超音波プローブ２の直下の方向を示す角度を、偏向がない角度（基準角度）とする。

【００９０】

偏向制御部３１は、パラメータ記憶部３２に記憶されている偏向パラメータを取り出し、その偏向パラメータに従って超音波ビームを偏向させる。

【００９１】

ところで、図１５に示すように、展開型の穿刺針６００は複数の電極針６０２を備えており、各電極針６０２は異なる方向に湾曲している。そのため、特定の方向に超音波ビームを偏向させると、電極針６０２のある部分においては超音波の反射強度が高くなるが、その他の部分においては反射強度が低くなってしまいう問題がある。反射強度が高い部分では、３次元画像において電極針は見やすくなるが、反射強度が低い部分では、電極針は見え難くなってしまいう。

【００９２】

これに対して、第２の実施形態に係る超音波診断装置１Ａは、互いに異なる複数の方向に超音波ビームを偏向させて所定の３次元領域をスキャンしているため、それぞれ異なる方向に湾曲している電極針６０２に対して、ほぼ垂直方向から超音波ビームを照射することができる。これにより、３次元画像において、複数本の電極針６０２全体をより見やすることができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 9 3 】

ここで、超音波ビームの偏向方向について図 1 2 を参照して説明する。図 1 2 は、超音波ビームの偏向方向を説明するための模式図である。例えば、偏向制御部 3 1 は、3 次元の領域 5 0 0、領域 5 0 1、及び領域 5 0 2 に超音波ビームを偏向させる。領域 5 0 0 は、超音波ビームを偏向させない角度（基準角度）に対応する 3 次元の領域である。領域 5 0 0 は、例えば、超音波プローブ 2 A の直下にある領域であり、超音波ビームを偏向させない場合にスキャンされる 3 次元の領域である。パラメータ記憶部 3 2 には、領域 5 0 0、領域 5 0 1、及び領域 5 0 2 の方向を示す偏向パラメータ（偏向角度）が予め記憶されている。そして、偏向制御部 3 1 は、パラメータ記憶部 3 2 に記憶されている偏向パラメータ（偏向角度）に従って、領域 5 0 0、領域 5 0 1、及び領域 5 0 2 に超音波ビームを偏向させる。ここで、領域 5 0 0 の方向を示す偏向パラメータを、第 1 の偏向パラメータ（第 1 の偏向角度）とし、領域 5 0 1 の方向を示す偏向パラメータを、第 2 の偏向パラメータ（第 2 の偏向角度）とし、領域 5 0 2 の方向を示す偏向パラメータを、第 3 の偏向パラメータ（第 3 の偏向角度）とする。

## 【 0 0 9 4 】

画像処理部 9 は、各偏向方向に超音波を偏向させることで取得されたボリウムデータを信号処理部 4 から受けると、各ボリウムデータから穿刺針に相当するデータを抽出し、抽出したデータを加算する。そして、画像処理部 9 は、加算後のボリウムデータを画像記憶部 5 に出力する。ここで、画像処理部 9 の構成について図 1 1 を参照して説明する。画像処理部 9 は、閾値処理部 9 1、処理結果記憶部 9 2、及び加算部 9 3 を備えている。

## 【 0 0 9 5 】

閾値処理部 9 1 は、信号処理部 4 から入力されたボリウムデータに対して閾値処理を行う。閾値処理部 9 1 は、例えば、ボリウムデータのうち、予め設定された閾値以下の輝度値（ボクセル値）を予め設定された最小値に置き換える。閾値は、電極針からの超音波の反射に対応する輝度値よりも小さい値としておく。また、最小値は、電極針からの超音波の反射に対応する輝度値よりも十分に小さい値とする。なお、この最小値がこの発明の「相対的に低い値」に相当する。

## 【 0 0 9 6 】

この閾値処理によって、閾値以下の輝度値が最小値に置換されるため、閾値処理後の第 2 のボリウムデータには電極針に相当する部分が残されることになる。これにより、第 2 のボリウムデータから電極針に相当するデータが抽出されたことになる。

## 【 0 0 9 7 】

閾値処理部 9 1 は、各偏向角度で取得されたボリウムデータに対して閾値処理を行う。図 1 2 に示す例では、閾値処理部 9 1 は、領域 5 0 0 のボリウムデータ、領域 5 0 1 のボリウムデータ、及び領域 5 0 2 のボリウムデータに対して閾値処理を行う。そして、閾値処理部 9 1 は、閾値処理後の各ボリウムデータを処理結果記憶部 9 2 に出力する。これにより、電極針に相当する部分以外の輝度値が最小値に置換されたボリウムデータが処理結果記憶部 9 2 に記憶されたことになる。図 1 2 に示す例では、領域 5 0 0、領域 5 0 1、及び領域 5 0 2 のボリウムデータが取得されるため、処理結果記憶部 9 2 には、各領域についての閾値処理後のボリウムデータが記憶される。

## 【 0 0 9 8 】

加算部 9 3 は、処理結果記憶部 9 2 に記憶されている閾値処理後の複数のボリウムデータを加算する。加算部 9 3 は、例えば、超音波ビームを偏向させない領域と空間的に重複する領域に含まれるボリウムデータを加算する。また、加算部 9 3 は、複数のボリウムデータにおいて、空間的に重複する領域に含まれるボリウムデータを加算してもよい。

## 【 0 0 9 9 】

加算する領域の具体例について図 1 2 を参照して説明する。例えば、加算部 9 3 は、閾値処理後の各ボリウムデータのうち、超音波ビームを偏向させないでスキャンする領域



500と重複する領域に含まれるデータを加算する。つまり、加算部93は、第1のボリュームデータと空間的に重複する領域に含まれるデータ同士を加算する。図12に示す例では、加算部93は、領域500のボリュームデータと、領域501のボリュームデータのうち領域500と重複する領域に含まれるボリュームデータと、領域502のボリュームデータのうち領域500と重複する領域に含まれるボリュームデータとを加算する。

【0100】

また、加算部93は、領域500、領域501、及び領域502が空間的に重複する領域503に含まれるデータを加算してもよい。つまり、加算部93は、領域500のボリュームデータのうち、他の領域と重複する領域503に含まれるボリュームデータと、領域501のボリュームデータのうち、他の領域と重複する領域503に含まれるボリュームデータと、領域502のボリュームデータのうち、他の領域と重複する領域503に含まれるボリュームデータとを加算してもよい。

10

【0101】

図12に示す例では、加算部93は、3つの領域が重複する領域に含まれるボリュームデータを加算したが、少なくとも2つの領域が重複する領域に含まれるボリュームデータを加算してもよい。例えば、加算部93は、領域500と領域501については、互いに重複する領域に含まれるボリュームデータを加算し、領域500と領域502についても、互いに重複する領域に含まれるボリュームデータを加算してもよい。

【0102】

また、制御部8からの指示に従って、画像処理部9は閾値処理を行わない場合もある。この場合、画像処理部9は信号処理部4からボリュームデータを受けると、そのまま、そのボリュームデータを画像記憶部5に出力する。例えば、画像処理部9は、第1のボリュームデータに対しては閾値処理を行わずに、第1のボリュームデータを画像記憶部5に出力する。

20

【0103】

(動作)

次に、この発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置1Aによる一連の動作について図13を参照して説明する。図13は、この発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

【0104】

30

(ステップS20)

まず、送受信部3Aは制御部8の制御の下、所定の送信周波数の超音波を超音波プローブ2Aに送信させ、超音波を偏向させない領域500をスキャンする。このスキャンによって、領域500のボリュームデータが取得される。画像処理部9は制御部8の制御の下、このボリュームデータに対して閾値処理を行わずに、画像記憶部5に出力する。領域500をスキャンすることで得られたボリュームデータを、「第1のボリュームデータ」と称することにする。

【0105】

(ステップS21)

次に、送受信部3Aの偏向制御部31は、パラメータ記憶部32から第1の偏向パラメータ(第1の偏向角度)を取り出し、この第1の偏向パラメータに従って超音波を偏向させ、領域500をスキャンする。このスキャンによって領域500のボリュームデータが取得され、画像処理部9に出力される。

40

【0106】

さらに、偏向制御部31は、パラメータ記憶部32から第2の偏向パラメータ(第2の偏向角度)を取り出し、この第2の偏向パラメータに従って超音波を偏向させ、領域501をスキャンする。このスキャンによって領域501のボリュームデータが取得され、画像処理部9に出力される。

【0107】

さらに、偏向制御部31は、パラメータ記憶部32から第3の偏向パラメータ(第3

50

の偏向角度)を取り出し、この第3の偏向パラメータに従って超音波を偏向させ、領域502をスキャンする。このスキャンによって領域502のボリウムデータが取得され、画像処理部9に出力される。

【0108】

(ステップS22)

画像処理部9の閾値処理部91は、ステップS21にて取得された各領域のボリウムデータを受けると、それぞれのボリウムデータに対して閾値処理を行う。これにより、各ボリウムデータのうち、閾値以下の輝度値(電極針に相当する部分以外の輝度値)が最小値に置換されたボリウムデータが得られる。そして、閾値処理後のボリウムデータは処理結果記憶部92に記憶される。この実施形態では、閾値処理部91は、領域500、領域501、及び領域502のボリウムデータに対して閾値処理を施し、閾値処理後のボリウムデータを処理結果記憶部92に出力する。これにより、処理結果記憶部92には3つのボリウムデータが記憶されることになる。

10

【0109】

(ステップS23)

画像処理部9の加算部93は制御部8の指示により、処理結果記憶部92に記憶されている閾値処理後の複数のボリウムデータを読み出して加算する。例えば、加算部93は、超音波ビームを偏向させないでスキャンする領域500と重複する領域に含まれるボリウムデータを加算する。また、加算部93は、閾値処理後の各ボリウムデータのうち、領域500、領域501、及び領域502に重複する領域503に含まれるボリウムデータを加算してもよい。画像処理部9は、加算後のボリウムデータを画像記憶部5に出力する。

20

【0110】

(ステップS24)

画像生成部6の合成部61は、画像記憶部5から第1のボリウムデータと、画像処理部9にて加算処理されたボリウムデータとを受けて合成し、合成後のボリウムデータを投影部62に出力する。

【0111】

(ステップS25)

投影部62は、合成後のボリウムデータに対して所定の画像生成条件(不透明度や色)に従ってボリウムレンダリングを施すことにより、3次元画像データを生成する。そして、投影部62は3次元画像データを表示部71に出力する。

30

【0112】

(ステップS26)

表示部71は画像生成部6から3次元画像データを受けると、その3次元画像データに基づく3次元画像を表示する。

【0113】

以上のように、複数方向に超音波を偏向させることで、複数の電極針に対してほぼ垂直方向から超音波を照射することができるため、3次元画像において、電極針の輝度値を高くすることができる。これにより、電極針が見やすい3次元画像が得られる。また、ボリウムデータに対して閾値処理を施すことで、ボリウムデータから電極針に相当するボリウムデータを抽出することができる。そして、閾値処理後のボリウムデータと、第1のボリウムデータとを合成したボリウムデータに基づく3次元画像によると、組織と穿刺針との空間的な位置関係を容易に把握することが可能となる。

40

【0114】

(変形例4)

次に、第2の実施形態に係る超音波診断装置1Aの変形例4について説明する。上記第2の実施形態では、超音波の送信周波数を切り替えなかったが、変形例4では、上記第1の実施形態と同様に、超音波の送信周波数を切り替える。つまり、送受信部3Aは、第1の実施形態に係る送受信部3と同様に、ボリウムごとに超音波の送信周波数を切り替え

50

て超音波を超音波プローブ 2 A に送信させる。以下、変形例 4 に係る超音波診断装置による一連の動作について、図 1 4 を参照して説明する。

【 0 1 1 5 】

( ステップ S 3 0 )

まず、送受信部 3 A は制御部 8 の制御の下、相対的に高い送信周波数の超音波を超音波プローブ 2 A に送信させ、超音波を偏向させない領域 5 0 0 をスキャンする。このスキャンによって、領域 5 0 0 のボリュームデータが取得される。画像処理部 9 は制御部 8 の制御の下、このボリュームデータに対して閾値処理を行わずに、画像記憶部 5 に出力する。領域 5 0 0 をスキャンすることで得られたボリュームデータを、「第 1 のボリュームデータ」と称することにする。

10

【 0 1 1 6 】

( ステップ S 3 1 )

次に、送受信部 3 A は制御部 8 の制御の下、相対的に低い送信周波数の超音波を超音波プローブ 2 A に送信させる。さらに、送受信部 3 A の偏向制御部 3 1 は、パラメータ記憶部 3 2 から第 1 の偏向パラメータ ( 第 1 の偏向角度 ) を取り出し、この第 1 の偏向パラメータに従って超音波を偏向させ、領域 5 0 0 をスキャンする。つまり、送受信部 3 A は、相対的に低い送信周波数の超音波で領域 5 0 0 をスキャンする。このスキャンによって、領域 5 0 0 のボリュームデータが取得され、画像処理部 9 に出力される。

【 0 1 1 7 】

さらに、偏向制御部 3 1 は、パラメータ記憶部 3 2 から第 2 の偏向パラメータ ( 第 2 の偏向角度 ) を取り出し、この第 2 の偏向パラメータに従って超音波を偏向させ、領域 5 0 1 をスキャンする。つまり、送受信部 3 A は、相対的に低い送信周波数の超音波で領域 5 0 1 をスキャンする。このスキャンによって、領域 5 0 1 のボリュームデータが取得され、画像処理部 9 に出力される。

20

【 0 1 1 8 】

さらに、偏向制御部 3 1 は、パラメータ記憶部 3 2 から第 3 の偏向パラメータ ( 第 3 の偏向角度 ) を取り出し、この第 3 の偏向パラメータに従って超音波を偏向させ、領域 5 0 2 をスキャンする。つまり、送受信部 3 A は、相対的に低い送信周波数の超音波で領域 5 0 2 をスキャンする。このスキャンによって、領域 5 0 2 のボリュームデータが取得され、画像処理部 9 に出力される。

30

【 0 1 1 9 】

( ステップ S 3 2 )

画像処理部 9 の閾値処理部 9 1 は、ステップ S 3 1 にて取得された各領域のボリュームデータを受けると、それぞれのボリュームデータに対して閾値処理を行う。そして、閾値処理後のボリュームデータは処理結果記憶部 9 2 に記憶される。この時点で、処理結果記憶部 9 2 には、3 つのボリュームデータが記憶されていることになる。これら 3 つのボリュームデータは、相対的に低い送信周波数で取得されたデータである。

【 0 1 2 0 】

( ステップ S 3 3 )

画像処理部 9 の加算部 9 3 は制御部 8 の指示により、処理結果記憶部 9 2 に記憶されている閾値処理後の複数のボリュームデータを読み出して加算する。例えば、加算部 9 3 は、領域 5 0 0 と重複する領域に含まれるボリュームデータを加算する。また、加算部 9 3 は、各領域に重複する領域 5 0 3 に含まれるボリュームデータを加算してもよい。そして、画像処理部 9 は、加算後のボリュームデータを画像記憶部 5 に出力する。

40

【 0 1 2 1 】

( ステップ S 3 4 )

画像生成部 6 の合成部 6 1 は、画像記憶部 5 から第 1 のボリュームデータと、画像処理部 9 にて加算処理されたボリュームデータとを受けて合成し、合成後のボリュームデータを投影部 6 2 に出力する。

【 0 1 2 2 】

50

## (ステップ S 3 5)

投影部 6 2 は、合成後のポリウムデータに対してポリウムレンダリングを施すことにより、3 次元画像データを生成する。このとき、上記第 1 の実施形態と同様に、第 1 のポリウムデータに対しては、がん組織などの組織の表示に適した不透明度曲線を適用し、加算処理されたポリウムデータに対しては、電極針の表示に適した不透明度曲線を適用する。例えば、第 1 のポリウムデータに対しては、図 3 ( a ) に示す第 1 の不透明度曲線 3 1 2 を用い、閾値処理と加算処理が施されたポリウムデータに対しては、図 3 ( b ) に示す第 2 の不透明度曲線 3 2 3 を用いて、3 次元画像データを生成する。これにより、3 次元画像上においてがん組織と電極針とを区別することが容易になり、電極針とがん組織との空間的な位置関係の把握が容易になる。

10

## 【 0 1 2 3 】

## (ステップ S 3 6)

表示部 7 1 は画像生成部 6 から 3 次元画像データを受けると、その 3 次元画像データに基づく 3 次元画像を表示する。

## 【 0 1 2 4 】

変形例 4 に係る超音波診断装置によると、上記第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の作用及び効果に加え、超音波の送信周波数を切り替えているため、電極針の輝度値が相対的に高くなり、3 次元画像において電極針が更に見やすくなる。その結果、3 次元画像において、がん組織と電極針との空間的な位置関係の把握が容易になる。

20

## 【 0 1 2 5 】

なお、第 2 の実施形態及び変形例 4 では、超音波プローブ 2 A に 2 次元超音波プローブを用いたが、機械式の 1 次元超音波プローブを用いて 3 次元の領域をスキャンするようにしてもよい。

## 【図面の簡単な説明】

## 【 0 1 2 6 】

【図 1】この発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の概略的な構成を示すブロック図である。

【図 2】画像記憶部に記憶される超音波画像データの構成を示す概念図である。

【図 3】ポリウムデータの輝度値（ボクセル値）に対して設定される不透明度の 1 例を示すグラフである。

30

【図 4】穿刺針と組織の 3 次元画像を示す図である。

【図 5】穿刺針と組織の 3 次元画像を示す図であり、電極針が刺入していく様子を示す図である。

【図 6】操作パネルの一部を示す上面図である。

【図 7】この発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

【図 8】ポリウムデータとそれを構成する 2 次元超音波画像データを説明するための図である。

【図 9】変形例 1 に係る超音波診断装置によって取得されたポリウムデータと、それを構成する 2 次元超音波画像データを説明するための図である。

40

【図 10】この発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の概略的な構成を示すブロック図である。

【図 11】第 2 の実施形態に係る超音波診断装置に設置された画像処理部の構成を示すブロック図である。

【図 12】超音波ビームの偏向方向を説明するための模式図である。

【図 13】この発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

【図 14】変形例 4 に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

【図 15】穿刺針を示す斜視図である。

50

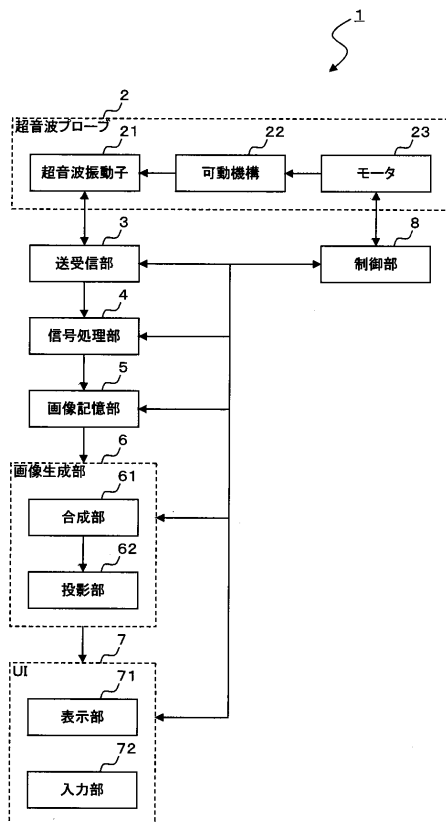
## 【符号の説明】

## 【0127】

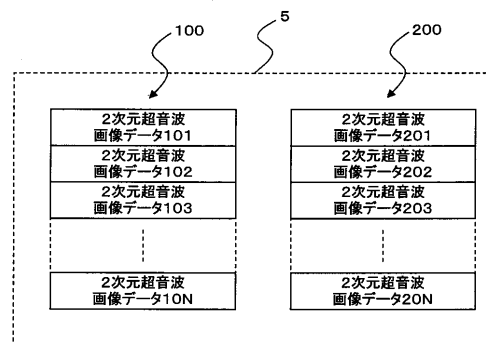
- 1、1A 超音波診断装置
- 2、2A 超音波プローブ
- 3、3A 送受信部
- 4 信号処理部
- 5 画像記憶部
- 6 画像生成部
- 7 ユーザーインターフェース（UI）
- 8 制御部
- 9 画像処理部
- 31 偏向制御部
- 32 パラメータ記憶部
- 61 合成部
- 62 投影部
- 91 閾値処理部
- 92 処理結果記憶部
- 93 加算部

10

【図1】

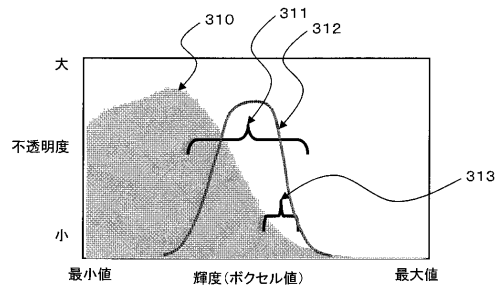


【図2】

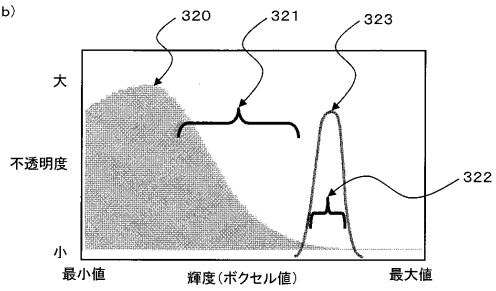


【図 3】

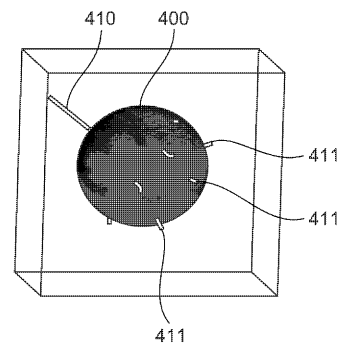
(a)



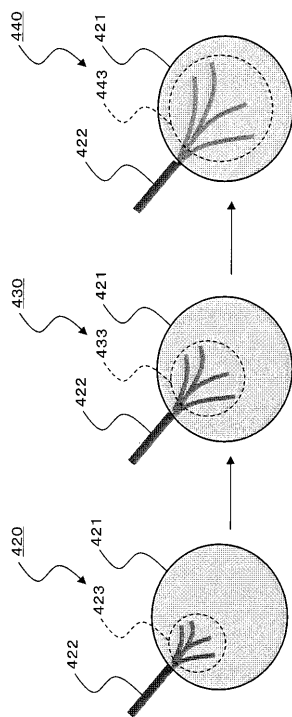
(b)



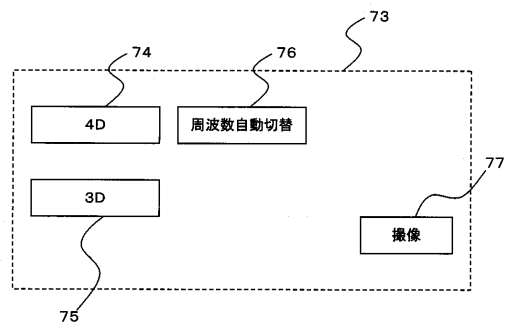
【図 4】



【図 5】



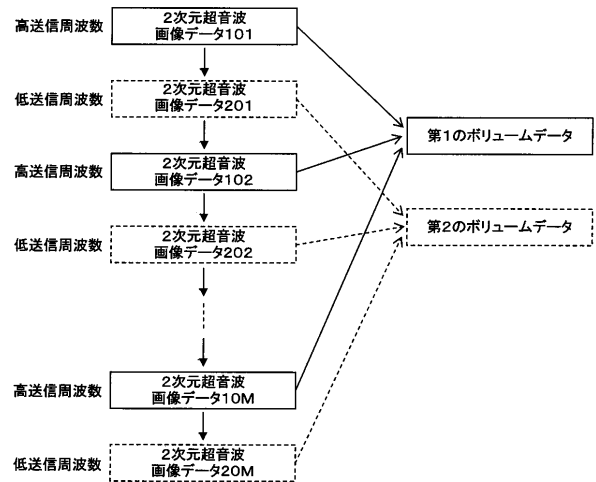
【図 6】



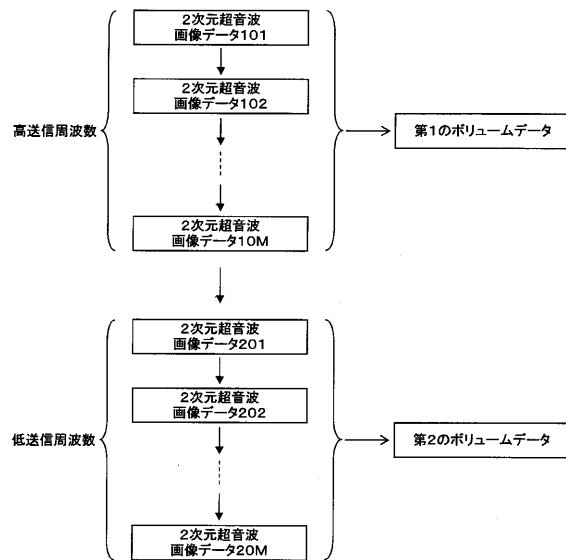
【図 7】



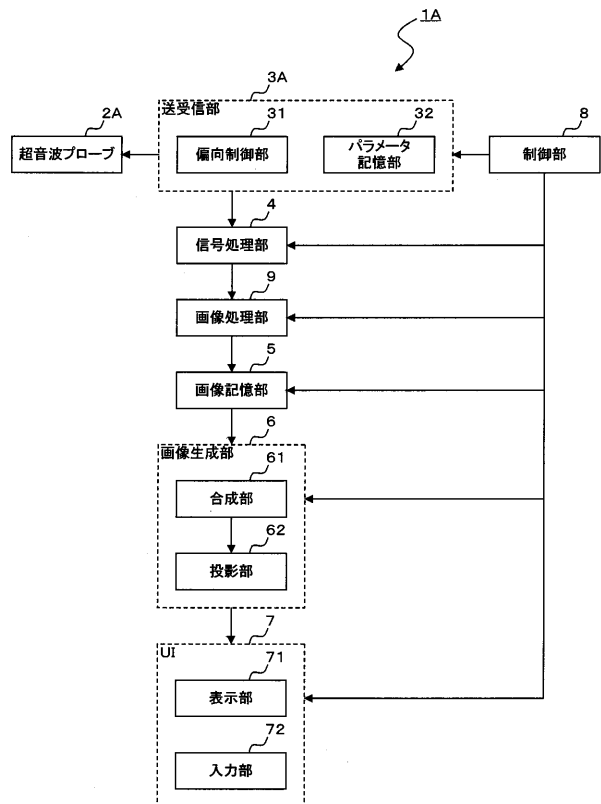
【図 8】



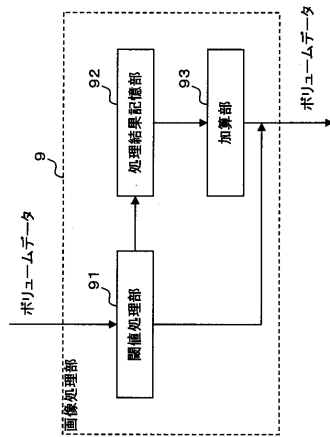
【図 9】



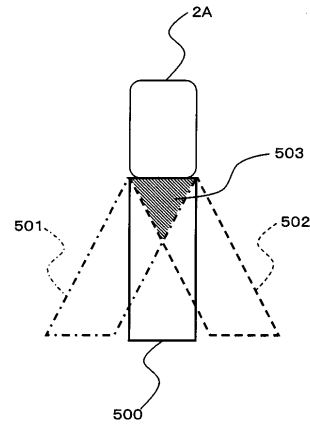
【図 10】



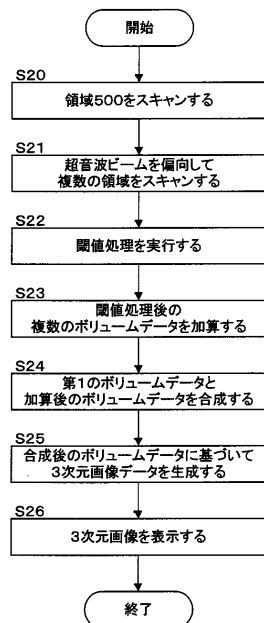
【図 1 1】



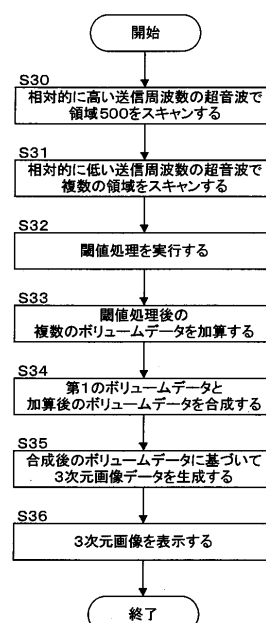
【図 1 2】



【図 1 3】

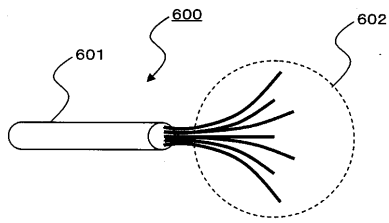


【図 1 4】





【図 15】



---

フロントページの続き

(72)発明者 山形 仁

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

(72)発明者 青柳 康太

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

(72)発明者 佐藤 俊介

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB15 BB16 EE11 EE22 FF03 FF15 FF16 HH06

HH14 HH23 JC11 JC21 JC27 JC29 KK12 KK22 KK31

5B050 AA02 BA03 DA02 FA06

5B057 AA07 BA05 CA08 CA13 CA16 CB13 CE08

专利名称(译)	用于超声诊断设备的超声诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2008012150A</a>	公开(公告)日	2008-01-24
申请号	JP2006187706	申请日	2006-07-07
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	江馬武博 山形仁 青柳康太 佐藤俊介		
发明人	江馬 武博 山形 仁 青柳 康太 佐藤 俊介		
IPC分类号	A61B8/12 G06T1/00 G06T17/40		
FI分类号	A61B8/12 G06T1/00.290.D G06T17/40.A A61B8/14 G06T19/00.A G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB15 4C601/BB16 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/FF03 4C601/FF15 4C601/FF16 4C601/HH06 4C601/HH14 4C601/HH23 4C601/JC11 4C601/JC21 4C601/JC27 4C601/JC29 4C601/KK12 4C601/KK22 4C601/KK31 5B050/AA02 5B050/BA03 5B050/DA02 5B050/FA06 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB13 5B057/CE08 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA18 5L096/DA01 5L096/GA51		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够产生三维图像的超声波诊断装置，其中穿刺针易于看到并且产生易于掌握穿刺针和组织之间的空间位置关系的三维图像。 解决方案：发送/接收单元3使超声探头2发送相对高的发送频率的超声波以获取第一体数据，此外，将相对低的发送频率的超声波发送到超声波并将其发送到探头2以获取第二体数据。图像生成单元6组合第一体数据和第二体数据以生成组合数据，并且对于第一体数据，组合适合于显示组织的图像生成条件，用于第二体数据根据适合于显示电极针的图像生成条件，从合成数据生成三维图像数据。 点域1

