

(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2005-245936

(P2005-245936A)

(43) 公開日 平成17年9月15日(2005.9.15)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

A61B 8/00  
G06T 1/00  
G06T 15/00

F I

A61B 8/00  
G06T 1/00 290D  
G06T 15/00 200

テーマコード (参考)

4C601  
5B057  
5B080

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2004-64115 (P2004-64115)  
(22) 出願日 平成16年3月8日(2004.3.8)

(71) 出願人 000003078  
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  
(74) 代理人 100081411  
弁理士 三澤 正義  
(72) 発明者 宮島 泰夫  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
メディカルシステムズ株式会社本社内

最終頁に続く

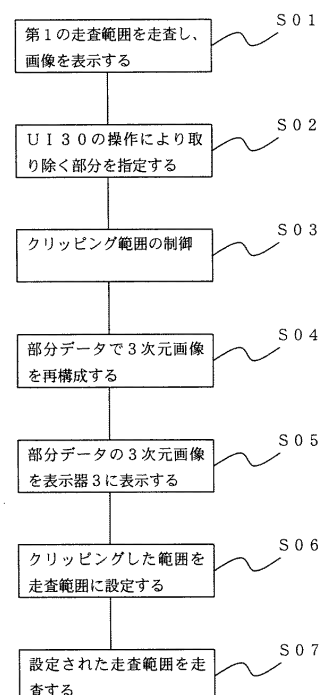
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

## (57) 【要約】

【課題】 時間を要する実際の走査範囲の変更回数を低減し、短時間で最適な画像を得ることができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波プローブを用いて被検体内を走査し、被検体内の3次元形態画像を取得して表示器に表示する(S01)。表示器に表示されている3次元形態画像の取り除きたい部分を指定する(S02)。3D表示制御回路は上記の指定に従ってクリッピングの範囲の制御を行ない(S03)、3D表示処理は3D表示制御回路の制御に基づいてボリュームレンダリングを行い、部分データで3次元形態画像を再生成する(S04)。部分データによる3次元形態画像が表示器に表示される(S05)。クリッピングした範囲を走査範囲に設定し(S06)、超音波プローブを駆動して実際にその走査範囲を走査する(S07)。

【選択図】 図2



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体に対して超音波の送受信を行う超音波プローブと、

前記超音波プローブを駆動して前記被検体内の第 1 の走査範囲を走査する送受信手段と

、

前記送受信手段の前記第 1 の走査範囲の走査によって得られる受信信号に基づいて前記被検体の画像を生成する画像処理手段と、

前記画像処理手段で生成された画像を表示する表示手段と、

前記表示手段に表示された画像の一部の領域を設定する表示設定手段と、を有し、

前記表示設定手段によって前記一部の領域が設定されたときは、前記画像処理手段は前記第 1 の走査範囲の走査によって得られた受信信号に基づいて前記一部の領域に対応する 3 次元画像を生成し、

前記表示手段は前記一部の領域に対応する 3 次元画像を表示することを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 2】

前記一部の領域が設定された後に、前記送受信手段は前記一部の領域における範囲を第 2 の走査範囲として前記超音波プローブを駆動して前記被検体内を走査し、

前記画像処理手段は、前記第 2 の走査範囲を走査することによって得られる受信信号に基づいて前記被検体の画像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 3】

前記第 1 の走査範囲に対応する画像は、超音波の伝播方向とほぼ直交する平面又は曲面に対応するものであることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 のいずれかに記載の超音波診断装置。

## 【請求項 4】

前記第 1 の走査範囲に対応する画像は、3 次元画像であることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 のいずれかに記載の超音波診断装置。

## 【請求項 5】

前記表示手段は、前記一部の領域における画像を表示するとともに、前記一部の領域と前記一部の領域以外の他の領域とを区別するマーカを表示することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

## 【請求項 6】

前記送受信手段は、超音波を同時受信できる領域を単位領域として全走査範囲を走査し、

前記画像処理手段は、前記同時受信の単位領域に従って前記一部の領域における画像を生成し、

前記表示手段は、前記同時受信の単位領域に従って前記一部の領域における画像を表示することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

## 【請求項 7】

前記表示設定手段は、前記単位領域に従って前記一部の領域を設定す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】

前記送受信手段は、超音波を同時受信できる領域を単位領域として全走査範囲を走査し、

前記画像処理手段は、前記同時受信の単位領域に従って前記一部の領域における画像を生成し、

前記表示手段は、前記同時受信の単位領域より細かい領域を単位領域として前記一部の領域における画像を表示することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

## 【請求項 9】

前記表示手段は、前記一部の領域における画像と、前記一部の領域以外の他の領域における画像とを識別するように表示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 10】**

前記表示手段は、前記一部の領域に含まれない範囲の画像を、前記一部の範囲における画像と異なる透過度、輝度、彩度又は色相で表示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。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、3次元画像を取得する走査が可能な超音波診断装置に関する。

**【背景技術】**

10

**【0002】**

3次元画像を取得する走査が可能な超音波診断装置では、送受信ビームを二つの軸方向に偏向させるか、一つの軸方向の偏向と別の軸方向に開口移動させる必要がある。3次元画像を取得する走査の場合、2次元の断層画像を得る走査よりも走査線数が多くなり、1つの画像を得るための走査に時間を要する。

**【0003】**

2次元の断層画像を得る装置と比べて、1回の送信で受信する走査線の数を増やし、1つの画像を得るための走査時間の増大を低減させているが、広い範囲（例えば、90度×90度）の走査を速い更新周期（例えば、毎秒30回）で行うことが困難な状況である。

**【0004】**

20

そこで、走査範囲や走査線密度を限定した走査モードを用意して、これを選択的に使用することにより比較的遅い送信周期で広い走査範囲の画像を得たり、走査範囲や走査線密度を限定して速い更新周期の画像を得たりする使用方法が実施されている（例えば、特許文献1、特許文献2）。

**【0005】**

特許文献1に記載されている超音波診断装置では、画面に設定メニューを表示し、その設定メニュー上で断層面の移動範囲、断層面の移動間隔及び断層面の移動速度を任意に指定し、その設定条件で超音波プローブを走査して画像を得ている。

**【0006】**

また、特許文献2に記載されている超音波診断装置では、画面上に表示されたワイヤーフレームに対してポインティングデバイス等を用いて走査領域の設定を行い、その設定に基づいて新に走査を行う方法が採用されている。

30

**【0007】**

**【特許文献1】**特開2000-135217号公報（段落[0027]、図4、図5）

**【特許文献2】**特開2000-197631号公報（段落[0048]-[0061]、図11）

**【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0008】**

しかしながら、狭い走査範囲や粗い走査線密度の画像では、対象臓器が走査範囲内に入らなかったり、走査線密度が低いために関心対象が分解できなかったりする場合があった。走査範囲や走査線密度の選択は、正確で迅速な診断を行う上で重要であるが、実際に対象臓器が設定された走査範囲内に入りきるか否かは、走査範囲を変更した後に画像を得て、初めて確認できる状況にある。特許文献1及び特許文献2に記載されている超音波診断装置においても、画像上で走査範囲を設定するのではなく、別の設定メニューやワイヤーフレームを用いて新たな走査範囲を設定するものである。また、3次元走査では走査方向が2方向あるため、走査範囲の幅と中心を調整する際に設定すべき指標が多くなり、設定に時間がかかる。そのため、3次元走査での走査範囲の変更は、時間がかかるといった問題がある。

40

**【0009】**

50

本願発明は、上記の問題点を解決するものであり、画像上に必要な範囲を設定する手段を設けることにより、時間を要する実際の走査範囲の変更回数を低減し、短時間で最適な画像を得ることが可能な超音波診断装置を提供するものである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

請求項1記載の発明は、被検体に対して超音波の送受信を行う超音波プローブと、前記超音波プローブを駆動して前記被検体内の第1の走査範囲を走査する送受信手段と、前記送受信手段の前記第1の走査範囲の走査によって得られる受信信号に基づいて前記被検体の画像を生成する画像処理手段と、前記画像処理手段で生成された画像を表示する表示手段と、前記表示手段に表示された画像の一部の領域を設定する表示設定手段と、を有し、前記表示設定手段によって前記一部の領域が設定されたときは、前記画像処理手段は前記第1の走査範囲の走査によって得られた受信信号に基づいて前記一部の領域に対応する3次元画像を生成し、前記表示手段は前記一部の領域に対応する3次元画像を表示することを特徴とする超音波診断装置である。

10

【0011】

請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の超音波診断装置であって、前記一部の領域が設定された後に、前記送受信手段は前記一部の領域における範囲を第2の走査範囲として前記超音波プローブを駆動して前記被検体内を走査し、前記画像処理手段は、前記第2の走査範囲を走査することによって得られる受信信号に基づいて前記被検体の画像を生成することを特徴とするものである。

20

【0012】

請求項3に記載の発明は、請求項1又は請求項2のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記第1の走査範囲に対応する画像は、超音波の伝播方向とほぼ直交する平面又は曲面に対応するものであることを特徴とするものである。

【0013】

請求項4に記載の発明は、請求項1又は請求項2のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記第1の走査範囲に対応する画像は、3次元画像であることを特徴とするものである。

【0014】

請求項5に記載の発明は、請求項1乃至請求項4のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記表示手段は、前記一部の領域における画像を表示するとともに、前記一部の領域と前記一部の領域以外の他の領域とを区別するマーカを表示することを特徴とするものである。

30

【0015】

請求項6に記載の発明は、請求項1乃至請求項5のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記送受信手段は、超音波を同時受信できる領域を単位領域として全走査範囲を走査し、前記画像処理手段は、前記同時受信の単位領域に従って前記一部の領域における画像を生成し、前記表示手段は、前記同時受信の単位領域に従って前記一部の領域における画像を表示することを特徴とするものである。

【0016】

40

請求項7に記載の発明は、請求項6に記載の超音波診断装置であって、前記表示設定手段は、前記単位領域に従って前記一部の領域を設定することを特徴とするものである。

【0017】

請求項8に記載の発明は、請求項1乃至請求項5のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記送受信手段は、超音波を同時受信できる領域を単位領域として全走査範囲を走査し、前記画像処理手段は、前記同時受信の単位領域に従って前記一部の領域における画像を生成し、前記表示手段は、前記同時受信の単位領域より細かい領域を単位領域として前記一部の領域における画像を表示することを特徴とするものである。

【0018】

請求項9に記載の発明は、請求項1に記載の超音波診断装置であって、前記表示手段は

50

、前記一部の領域における画像と、前記一部の領域以外の他の領域における画像とを識別するように表示することを特徴とするものである。

【0019】

請求項10に記載の発明は、請求項1に記載の超音波診断装置であって、前記表示手段は、前記一部の領域に含まれない範囲の画像を、前記一部の範囲における画像と異なる透過度、輝度、彩度又は色相で表示することを特徴とするものである。

【発明の効果】

【0020】

請求項1に記載の超音波診断装置によれば、表示設定手段を設けたことにより、画像から必要な走査範囲を確認し、その範囲を次の走査範囲に設定することが可能となる。そのことにより、時間を要する実際の走査範囲の変更の回数を低減し、短時間で最適な時間分解能の画像を得ることが可能となる。

【0021】

請求項2に記載の超音波診断装置によれば、画像で確認及び設定した範囲を走査することが可能となり、走査範囲の変更の回数を低減し、短時間で最適な時間分解能の画像を得ることが可能となる。

【0022】

請求項3に記載の超音波診断装置によれば、超音波の伝播方向とほぼ直交する方向の平面又曲面画像（Cモード画像）について、上記と同じ効果を奏することが可能となる。また、請求項4に記載の超音波診断装置によれば、3次元画像について上記と同じ効果を奏することが可能となる。

【0023】

請求項5に記載の超音波診断装置によれば、設定した一部の範囲における画像とともにマーカを表示することにより、一部の領域における画像と、対象臓器の画像との差が明確になるため、操作者にとってその区別が容易となる。

【0024】

請求項6に記載の超音波診断装置によれば、同時受信の単位領域に従って一部の領域における画像を表示することにより、実際に走査される範囲を確認しながら第2の走査範囲を設定することが可能となる。また、請求項7に記載の超音波診断装置によれば、走査範囲の単位と表示手段における設定単位が一致するため、合理的に画像処理を行うことが可能となる。また、請求項8に記載の超音波診断装置のように同時受信の単位領域より細かい領域を単位領域として画像を表示しても良く、操作者によって表示単位を選択することも可能である。

【0025】

請求項9に記載の超音波診断装置によれば、一部の領域における画像と、それ以外の部分の画像とを識別することにより、容易に一部の領域の画像を視認することが可能となる。また、請求項10に記載の超音波診断装置によれば、透過度、輝度、彩度又は色相で領域を区別することにより、一部の領域における画像を容易に視認することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

〔第1の実施の形態〕

本願発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置について、図1乃至図7を参照しつつ説明する。

【0027】

（構成）

本願発明の第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を参照しつつ説明する。図1は、本願発明の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【0028】

同図に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ1と、装置本

10

20

30

40

50

体 2 と、表示器 3 とからなる。超音波プローブ 1 は、被検体の内部の 3 次元領域を超音波により電子的に高速で走査することができ、電気信号と音響信号とを相互変換するための複数の振動子がマトリクス状に配列されてなる 2 次元アレイ型が採用されている。

【 0 0 2 9 】

装置本体 2 には、送受信ユニット 4 と、デジタルビームフォーマユニット 5 と、信号処理ユニット 6 と、ホスト C P U 7 と、ディスプレイユニット 8 とが含まれている。

【 0 0 3 0 】

送受信ユニット 4 は、高速スイッチ ( T / R S W ) 1 2 と、送信走査回路 1 1 と、プリアンプ 1 3 とから構成されている。高速スイッチ 1 2 は、超音波の送信時には、超音波プローブ 1 に送信走査回路 1 1 を接続し、また、エコー受信時には、超音波プローブ 1 にプリアンプ 1 3 を接続する。プローブケーブルの本数を素子アレイの数より少なくするために、超音波プローブ 1 内に送信回路を設けたり、送信又は受信の部分ビームフォーマを設けたりしても良い。

【 0 0 3 1 】

送信走査回路 1 1 は、図示しないが、クロック発生器、分周器、送信遅延回路、パルサから構成されている。クロック発生器で発生されたクロックパルスに分周器で、例えば 5 [ k H z ] 程度のレートパルスに落とし、このレートパルスを、送信遅延回路を通してパルサに与えて高周波の電圧パルスを発生させ、振動子を駆動させる。つまり、機械的に振動させるようになっている。このようにして発生された超音波は、被検体内の音響インピーダンスの境界で反射され、超音波プローブ 1 に戻り、振動子を機械的に振動させる。このようにして、各振動子に電気信号が個別に発生する。この電気信号は、プリアンプ 1 3 で増幅された後、デジタルビームフォーマユニット 5 に送られ、整相加算される。これにより、指向性を有する信号 ( エコー信号 ) が生成される。

【 0 0 3 2 】

尚、3次元走査 ( ボリュームスキャンともいう ) に要する時間を短縮して、1秒あたりの3次元領域の走査回数 ( ボリュームレート ) を向上させてリアルタイム性を促進するために、各振動子に与えられる電圧パルスの遅延制御によって超音波ビームが意図的に太くされている。また、この太い超音波ビームを1回送信するごとに、指向性の異なる複数 ( ここでは N 個とする ) のエコー信号を生成するため、つまり、いわゆる多方向同時受信を実現させるために、デジタルビームフォーマユニット 5 には複数 ( ここでは N 個とする ) のデジタルビームフォーマ 1 4 ( 1 ) ~ 1 4 ( N ) が装備されていて、それぞれ異なる位相ずれパターンで整相加算を行うようになっている。

【 0 0 3 3 】

信号処理ユニット 6 には、バス 1 5、1 6 に接続された 4 つのプロセッサ 1 7 ~ 2 0 が装備されている。エコープロセッサ 1 7 は、デジタルビームフォーマユニット 5 からのエコー信号に基づいて、組織の形態的な情報を提供する B モード像データを生成する。

【 0 0 3 4 】

ドブラプロセッサ 1 8 は、いわゆるカラードプライメージング ( C D I ) を実現するユニットである。まず、デジタルビームフォーマユニット 5 からのエコー信号を直交位相で検波して周波数偏移を受けたドブラ信号を取り出し、この取り出したドブラ信号から M T I フィルタで特定の周波数成分だけを通し、その通過した信号の周波数を自己相関器により求め、この周波数から演算部で平均速度、分散、パワーを演算するように構成されている。

【 0 0 3 5 】

尚、M T I フィルタの通過帯域を調整することにより、主に血流を映像化する一般的なドブラモード ( このモードによる画像データを血流ドブラ画像データと称する ) と、主に心筋等の臓器を映像化する組織ドブラモード ( このモードによる画像データを組織ドブラ画像データと称する ) とを切り替えることができるようになっている。

【 0 0 3 6 】

3 D プロセッサ 1 9 は、上述したエコープロセッサ 1 7 で生成した B モード像データか

10

20

30

40

50

ら、例えば左室内壁の３次元的な形態を表す３次元形態画像データを作成する。そして、３次元形態画像データは３Ｄ表示用メモリ１９Ａに蓄えられ、３Ｄ表示処理回路１９Ｂでボリュームレンダリングや多断面表示が行われる。更に、収集された情報をすべて用いる表示以外に、部分的なデータで３次元形態画像の再構成を行う機能（クリッピング機能）が３Ｄプロセッサ１９に備えられている。このクリッピングの範囲の制御は、３Ｄ表示制御回路１９Ｃにより、他の表示制御（輝度、透過度、視線方向等）とともに行われる。尚、３Ｄプロセッサ１９が本願発明の「画像処理手段」に相当し、３Ｄ表示制御回路１９Ｃが本願発明の「表示設定手段」に相当する。

【００３７】

また、３Ｄプロセッサ１９は、上述したドブラプロセッサ１８で生成した血流ドブラ画像データと３次元形態画像データとを合成して表示する。この場合、３次元血流ドブラ画像は、３次元形態画像よりも更に３次元走査に要する時間が長くなるので、走査範囲を３次元形態画像の範囲より更に狭い範囲で３次元血流ドブラ画像を得ることが一般的である。これらの走査範囲を最適に設定することが効率的な走査では大変重要となる。

【００３８】

更に、３Ｄプロセッサ１９は、上述した３次元形態画像データを、血流ドブラ画像等の任意の３次元の機能画像データの対応する位置に位置整合して合成する。この３次元形態画像データと３次元の機能画像データとの合成画像は、ディスプレイユニット８を介して表示器３に表示される。

【００３９】

また、走査制御回路１０は、ホストＣＰＵ７及び送信走査回路１１に接続されており、２次元に配列された多数の（リニアアレイ）超音波振動子に与える電圧のタイミングを制御する。電圧のタイミングを変えることにより、超音波プローブ１から送信される超音波ビームを電子的に扇状に走査させることや、フォーカスさせることが可能となる。

【００４０】

走査制御回路１０は、デジタルビームフォーマユニット５にも接続されており、デジタルビームフォーマ１４（１）～１４（Ｎ）の指向性を制御する。指向性は、３次元走査の形態がピラミッド形状の場合には、横方向の偏向と縦方向の偏向を組み合わせで行われる。尚、走査断面の形態はセクタ式電子走査型に限定されず、リニア式走査型でもよく、３次元走査形態はピラミッド形状に限定されず、扇型の断面を平行移動させたものや円錐状でも良い。

【００４１】

また、ユーザーインターフェイス（ＵＩ）２１がホストＣＰＵ７に接続されている。操作者はＵＩ３０により、表示器３に表示されるポインティングデバイスを操作することができる。

【００４２】

（動作）

次に第１の実施形態に係る超音波診断装置の動作について、図２乃至図７を参照しつつ説明する。図２は、本願発明の第１の実施形態に係る超音波診断装置の動作を説明するフローチャートである。

【００４３】

まず、超音波プローブ１を用いて被検体内を走査し、被検体内の対象臓器の３次元形態画像を取得して表示器３に表示する（ステップＳ０１）。尚、このときの走査範囲を便宜的に「第１の走査範囲」と称する。この３次元画像は次のようにして得られる。まず、送信走査回路１１により超音波プローブ１を駆動し、被検体内を走査して超音波を送信する。被検体内に送信された超音波は、被検体内の音響インピーダンスの境界で反射され、超音波プローブ１で受信されて電気信号に変換される。この電気信号はデジタルビームフォーマユニット５に送られ、エコー信号が作成される。そして、そのエコー信号に基づいてエコープロセッサ１７により、第１の走査範囲におけるＢモード像データが作成される。３Ｄプロセッサ１９はそのＢモード像データに基づいて第１の走査範囲における３次元形

10

20

30

40

50

態画像データを作成する。その3次元形態画像データはディスプレイユニット8を介して、図3に示すように表示器3に表示される。尚、図3は、全画像データを使用した3次元ボリュームレンダリングの画像例である。

【0044】

次に、3Dプロセッサ19が有するクリップ機能により、表示器3に表示されている第1の走査範囲における3次元形態画像の一部分を取り除き、第2の走査範囲を設定する。この操作は、操作者がユーザーインターフェイス(UI)21を操作し、表示器3に表示されている第1の走査範囲における3次元形態画像の取り除きたい部分を指定する(ステップS02)。具体的には、操作者がユーザーインターフェイス(UI)21により、表示器3に表示されているポインティングデバイス进行操作し、3次元形態画像の取り除きたい部分(不要な部分)を指定する。

10

【0045】

3D表示制御回路19Cは上記の指定に従って、クリッピングの範囲の制御を行ない(ステップS03)、3D表示処理回路19Bは3D表示制御回路19Cの制御に基づいてボリュームレンダリングを行い、部分データで3次元形態画像を再構成する(ステップS04)。そして、部分データによるクリッピング3次元ボリュームレンダリングの画像が表示器3に表示される(ステップS05)。このクリッピング処理は、例えば、3D表示制御回路19Cによって指定された範囲(座標)に含まれるデータ値を、3D表示処理回路19Bによって0にすることにより、その範囲を表示しないことにより行われる。または、3Dプロセッサ19が行うオパシティ/カラー設定処理においてクリッピング領域内

20

【0046】

図4及び図5は、クリッピング後の3次元画像を示しており、マーカ31及びマーカ32が同時に示されている。マーカ31及びマーカ32が表示されている部分がクリッピングにより取り除かれた部分であり、クリッピング後に残った範囲(つまり、マーカ31及び32によって区切られて残った一部の領域)が、第2の走査範囲に相当する。つまり、操作者は、観察したい部分(第2の走査範囲)のみを残し、それ以外の部分はクリッピングにより取り除く。また、マーカ31及びマーカ32を表示することにより、操作者は、クリッピングされた部分を容易に認識することが可能となる。尚、マーカ31及びマーカ32は表示されなくても構わない。

30

【0047】

3次元走査では大まかに範囲を設定する場合の走査時間と、適切に範囲を設定する場合の走査時間との比が大きく異なることが多い。例えば、50度の走査範囲に十分な対象を60度で走査する場合と、50度で走査する場合とでは、2次元走査では1/6(=約17%)だけ走査時間が増大する。一方、3次元走査では、縦横ともに同じ比率の場合で(3600-2500)/3600(=約30%)だけ走査時間が増大する。

【0048】

そこで、図6に示すように、まず、破線で表された広い範囲(例えば90度×90度)の範囲を第1の走査範囲41として走査し、得られた3次元形態画像を表示器3に表示する。そして、上述したクリッピング機能により、実線で表された必要な範囲(例えば、必要な50度×50度)を第2の走査範囲42として表示器3の表示画面上に表示する。尚、図6は走査範囲の設定例を示す図である。そして、走査制御手段10が、表示器3上の表示範囲を実際に走査する走査範囲に反映させる。

40

【0049】

この走査制御手段10の動作について説明する。操作者がユーザーインターフェイス(UI)21を操作してクリッピングした範囲(本実施形態においては、50度×50度)の情報に対応した信号が、バス16及びホストCPU7を介して3D表示制御回路19Cから走査制御回路10に送信される。走査制御回路10は、この信号に基づいて送信走査回路11を制御し、走査範囲を設定する(ステップS06)。そして、送信走査回路11は超音波プローブ1を駆動して実際にその走査範囲を走査する(ステップS07)。

50

## 【 0 0 5 0 】

この動作について更に具体的に説明する。第 1 の走査範囲を走査するときは、第 1 のシーケンスに従って行われる。この第 1 のシーケンスの内容は、所定の走査順序に従って 90 度 × 90 度の範囲（第 1 の走査範囲）を走査するというものである。操作者がクリッピングの作業を行って第 2 の走査範囲を設定すると、設定された第 2 の走査範囲に基づいて走査制御回路 10 は第 1 のシーケンスを第 2 のシーケンスに書き換える。この第 2 のシーケンスは、所定の走査順序に従って 50 度 × 50 度の範囲（第 2 の走査範囲）を走査するというものである。つまり、走査制御回路 10 により、クリッピングにより取り除かれた範囲のシーケンスが作成され、そのシーケンスに従って超音波の送受信がされることになる。このようにして、表示器 3 上の表示範囲が実際に走査される走査範囲に反映されることになる。

10

## 【 0 0 5 1 】

以上のように、適切な範囲の設定を表示器 3 の画面上で行った上で、その範囲を実際の走査範囲に反映させることにより、何度も走査範囲の設定をすることなく、必要最小限の範囲を設定することが可能となる。

## 【 0 0 5 2 】

図 7 に示す第 2 の走査範囲 42 の設定のように、走査の幅及び角の不要な部分の削除を表示器 3 の画面上で表示範囲の変更として行うことは、実際に走査範囲を何回も設定する場合に比べて容易に行うことが可能となる。尚、図 7 は、第 1 の走査範囲における 3 次元形態画像からクリッピングにより不要な部分を取り除く操作の例を示す図である。図 7 において、矢印の方向は不要な部分を削除する方向を示しており、削除されて残った部分が第 2 の走査範囲 42 となる。実際の走査範囲の制御は、走査制御部 10 が千素子以上の多くの素子の送受信を制御する必要がある。しかしながら、表示制御は走査線単位での制御であり、画像収集後のレビュー状態で制御を行なうことが可能である。従って、容易に制御を行なうことができ、その結果、超音波診断装置の操作性を向上させることができる。

20

## 【 0 0 5 3 】

尚、表示器 3 上での設定は、受信走査線単位又は表示画素単位ごとに行うことが可能であるが、同時受信の単位で設定することが合理的である。ここで、同時受信とは、超音波プローブの振動子から発せられた超音波ビームを、例えば、3 度 × 3 度の範囲を 1 つのまとまりとして同時に受信することを意味し、60 度 × 60 度の全範囲を走査する場合であっても、3 度 × 3 度の範囲を 1 つの単位領域として全範囲を走査することになる。同時受信の単位ごとに走査範囲を取り除くことにより、走査時間を短縮することが可能となる。また、表示器 3 の画面上での設定は、走査単位（同時受信）を反映せずに受信走査線単位又は表示画素単位に従って描画を行い、実際の走査範囲はこの描画範囲を包含するものであっても良い。例えば、受信走査線単位又は表示画素単位を同時受信の単位よりも細かくすることにより、表示器 3 の画面上では詳細な画像を表示することが可能となる。

30

## 【 0 0 5 4 】

## [ 第 2 の実施の形態 ]

次に、本願発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。この第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の構成は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置と同じであるが、表示する画面が異なる。第 1 の実施形態においては、ポリウム表示によって走査範囲を設定したが、第 2 の実施形態においては、超音波ビームの伝播方向とほぼ直交する平面又は曲面（C モード画像）で走査範囲を設定する。以下、図 8 及び図 9 を参照しつつ第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の動作について説明する。尚、図 8 は、本願発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の動作を説明するフローチャートであり、図 9 は、超音波ビームの伝播方向と直交する平面の図である。

40

## 【 0 0 5 5 】

まず、超音波プローブ 1 を用いて広い範囲（例えば、90 度 × 90 度）を走査し、被検体内の対象臓器の C モード画像を表示器 3 に表示する（ステップ S01）。尚、このときの走査範囲が第 1 の走査範囲に相当する。例えば、図 9 に示すように、破線で示す第 1 の

50

走査範囲 4 1 を走査した結果得られた、超音波ビームの伝播方向とほぼ直交する平面画像を表示する。

【 0 0 5 6 】

次に、3 D プロセッサ 1 9 が有するクリッピング機能により、表示器 3 に表示されている第 1 の走査範囲における C モード画像の一部を取り除き、第 2 の走査範囲を設定する。この操作は、第 1 の実施形態と同様に、操作者がユーザーインターフェイス ( U I ) 2 1 を操作し、表示器 3 に表示されている第 1 の走査範囲における C モード画像の取り除きたい部分を指定する ( ステップ S 0 2 ) 。

【 0 0 5 7 】

3 D 表示制御回路 1 9 C は上記の指定に従って、クリッピングの範囲の制御を行ない ( ステップ S 0 3 ) 、 3 D 表示処理回路 1 9 B は 3 D 表示制御回路 1 9 C の制御に基づいてレンダリングを行い、部分データで C モード画像を再構成する ( ステップ S 0 4 ) 。そして、部分データによる C モード画像が表示器 3 に表示される ( ステップ S 0 5 ) 。

【 0 0 5 8 】

例えば、図 9 に示すように、まず、破線で表された広い範囲 ( 例えば、9 0 度 × 9 0 度 ) の範囲を第 1 の走査範囲 4 1 として走査し、得られた C モード画像を表示器 3 に表示する。そして、クリッピング機能により、実線で表された必要な範囲 ( 例えば、必要な 5 0 度 × 5 0 度 ) を第 2 の走査範囲 4 2 として表示器 3 の表示画面上に表示する。そして、走査制御手段 1 0 が、表示器 3 上の表示範囲を実際に走査する走査範囲に反映させる。

【 0 0 5 9 】

この走査制御手段 1 0 の動作は第 1 の実施形態と同様であり、クリッピングした範囲 ( 5 0 度 × 5 0 度 ) の情報に対応した信号が、バス 1 6 等を介して 3 D 表示制御回路 1 9 C から走査制御回路 1 0 に送信される。走査制御回路 1 0 は、この信号に基づいて送信走査回路 1 1 を制御し、走査範囲を設定する ( ステップ S 0 6 ) 。そして、送信走査回路 1 1 は超音波プローブ 1 を駆動して実際にその走査範囲を走査し、被検体の画像を取得する ( ステップ S 0 7 ) 。

【 0 0 6 0 】

以上のように、適切な範囲の設定を表示器 3 の画面上で行った上で、その範囲を実際の走査範囲に反映させることにより、何度も走査範囲の設定をすることなく、必要最小限の範囲を設定することが可能となる。

【 0 0 6 1 】

尚、第 1 の実施形態と同様に、表示器 3 上での設定は、受信走査線単位又は表示画素単位ごとに行うことが可能であるが、同時受信の単位で設定することが合理的である。例えば、図 9 に示すように、表示器 3 上で第 2 の走査範囲 4 2 を設定する際に、表示の単位 ( 受信走査線単位又は表示画素単位 ) で規定された範囲を描画 ( マーカ 4 3 ) する場合であっても、同時受信の単位で設定され、その同時受信の単位で設定された範囲 ( 図 9 における第 2 の走査範囲 4 2 ) を走査することになる。従って、表示器 3 上での設定においても、走査単位 ( 同時受信 ) を反映して表示を行うことが望ましい。また、第 1 の実施形態と同様に、表示器 3 の画面上での設定は、走査単位 ( 同時受信 ) を反映せずに受信走査線単位又は表示画素単位に従って描画を行い、実際の走査範囲はこの描画範囲を包含するものであっても構わない。

【 0 0 6 2 】

尚、本願発明は、上記の実施形態に限定されることはなく、種々変形して実施することができる。

【 0 0 6 3 】

3 次元走査範囲の設定として説明したが、3 次元形態画像の範囲と 3 次元機能画像の範囲をそれぞれ異なる範囲として設定することも可能である。ここで、3 次元機能画像とは、例えばドブラ画像等のような動きの速さ等の情報のことをいう。3 次元形態画像について第 1 及び第 2 の走査範囲を表示器 3 の画面上で設定し、3 次元機能画像について第 1 及び第 2 の走査範囲を表示器 3 の画面上で設定しても良い。

## 【 0 0 6 4 】

また、表示器 3 の画面上にボリュームレンダリングした画像をクリッピングしたものを表示することで第 2 の走査範囲を設定したが、クリッピングして表示させなくても良い。例えば、第 1 の走査範囲に含まれるが第 2 の走査範囲に含まれない範囲の画像データを、第 2 の走査範囲における画像データと異なる透過度、輝度、彩度又は色相で生成された 3 次元画像として表示しても良い。

## 【 0 0 6 5 】

例えば、第 1 の走査範囲に含まれるが、第 2 の走査範囲に含まれない領域の画像データの透過度は高く設定し、第 2 の走査範囲に含まれる領域の画像データの透過度は低く設定することにより、両方の領域を視認することが可能となる。特に第 2 の走査範囲に含まれる領域の画像データを強調して表示することにより、両者を確認しながら範囲設定を行うことが可能となる。

10

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 6 6 】

【 図 1 】 本願発明の第 1 の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。

【 図 2 】 本願発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の動作の流れを示すフローチャートである。

【 図 3 】 全画像データを使用した 3 次元ボリュームレンダリングの画像例を示す図である。

20

【 図 4 】 部分的な画像データを使用したクリッピング 3 次元ボリュームレンダリングの画像例を示す図である。

【 図 5 】 部分的な画像データを使用したクリッピング 3 次元ボリュームレンダリングの画像例を示す図である。

【 図 6 】 走査範囲の設定例を示す図である。

【 図 7 】 第 1 の走査範囲における画像から不要な部分を取り除く操作の例を示す図である。

【 図 8 】 本願発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の動作の流れを示すフローチャートである。

【 図 9 】 超音波ビームの伝播方向とほぼ直交する平面での走査範囲設定の例を示す図である。

30

## 【 符号の説明 】

## 【 0 0 6 7 】

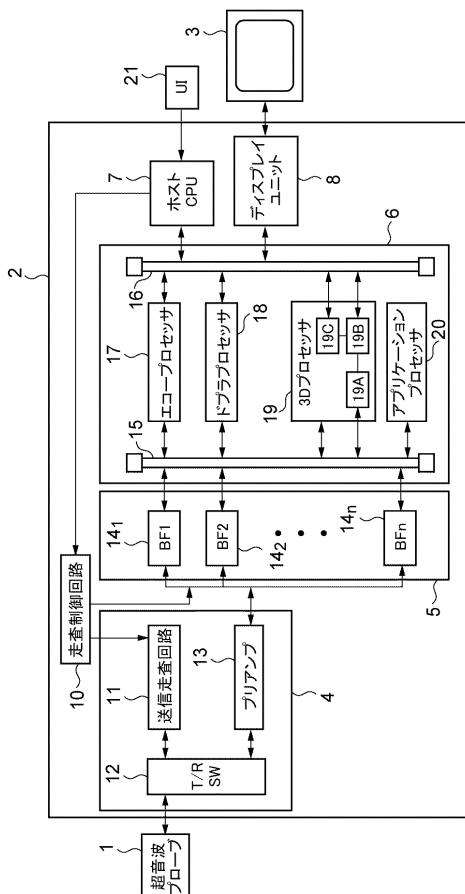
- 1 超音波プローブ
- 2 装置本体
- 3 表示器
- 4 送受信ユニット
- 5 受信ビームフォーマユニット
- 6 信号処理ユニット
- 7 ホスト CPU
- 8 ディスプレイユニット
- 10 走査制御回路
- 11 送信走査回路
- 12 スイッチ
- 13 プリアンプ
- 14 デジタルビームフォーマ
- 15、16 バス
- 17 エコープロセッサ
- 18 ドブラプロセッサ
- 19 3Dプロセッサ

40

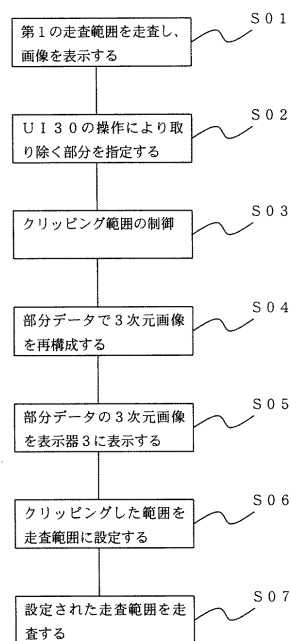
50

- 1 9 A 3 D データメモリ  
1 9 B 3 D 表示処理回路  
1 9 C 3 D 表示制御回路  
2 0 アプリケーションプロセッサ  
2 1 ユーザーインターフェイス ( U I )  
3 1、3 2 マーカ

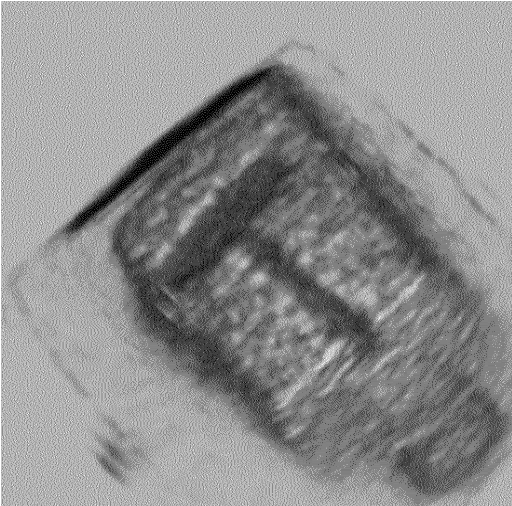
【 圖 1 】



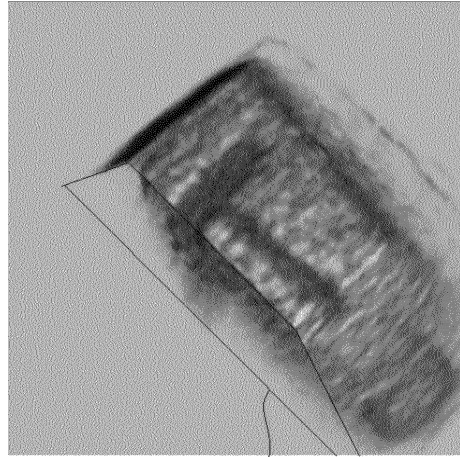
【圖 2】



【図 3】

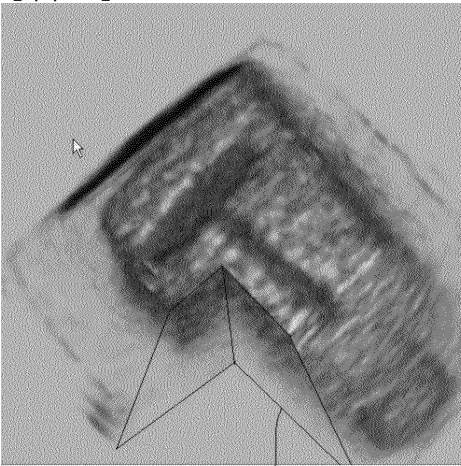


【図 4】



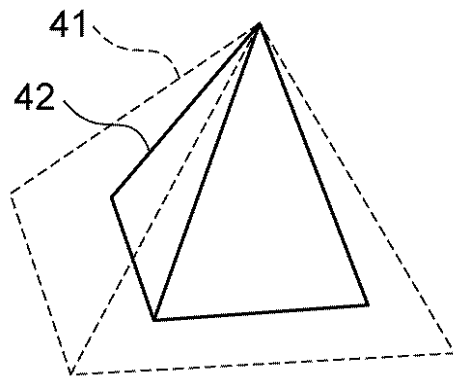
31

【図 5】

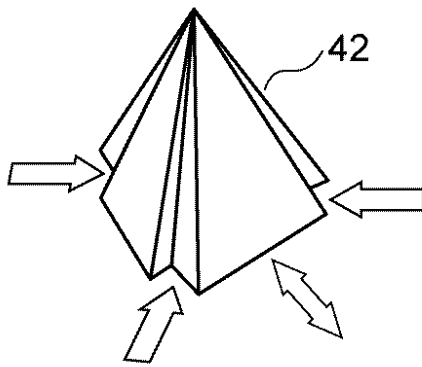


32

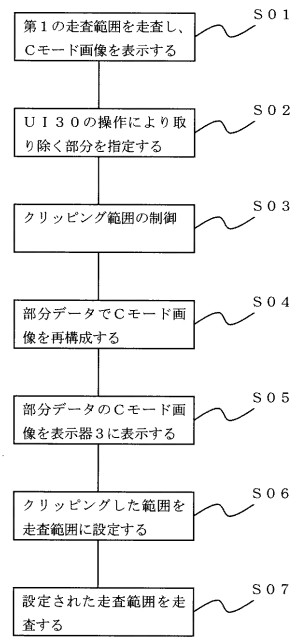
【図 6】



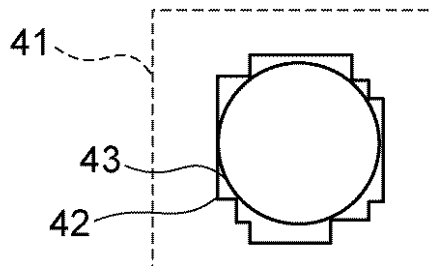
【図 7】



【図 8】



【図 9】



---

フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB06 DD03 DE03 DE04 EE07 EE08 EE11 GB06 HH28  
JB03 JB09 JC26 JC29 JC31 JC37 KK12 KK15 KK18 KK21  
KK31 KK44  
5B057 AA07 BA05 BA24 CA12 CB13 CD14  
5B080 AA17

|                |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |         |            |
|----------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声诊断设备                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2005245936A</a>                                                                                                                                                                                                                                                                                                  | 公开(公告)日 | 2005-09-15 |
| 申请号            | JP2004064115                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   | 申请日     | 2004-03-08 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社东芝<br>东芝医疗系统株式会社                                                                                                                                                                                                                                                                                                           |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 东芝公司<br>东芝医疗系统有限公司                                                                                                                                                                                                                                                                                                             |         |            |
| [标]发明人         | 宮島泰夫                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           |         |            |
| 发明人            | 宮島 泰夫                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00 G06T1/00 G06T15/08 G06T15/00                                                                                                                                                                                                                                                                                          |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T15/00.200 A61B8/14 G06T15/08 G06T7/00.612                                                                                                                                                                                                                                                          |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE07 4C601/EE08 4C601/EE11 4C601/GB06 4C601/HH28 4C601/JB03 4C601/JB09 4C601/JC26 4C601/JC29 4C601/JC31 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK15 4C601/KK18 4C601/KK21 4C601/KK31 4C601/KK44 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA24 5B057/CA12 5B057/CB13 5B057/CD14 5B080/AA17 |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |         |            |

## 摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断设备，其能够通过减少改变需要时间的实际扫描范围的次数而在短时间内获得最佳图像。超声探头用于扫描对象的内部，并且获取对象的内部的三维形态图像并将其显示在显示器上（S01）。指定在显示单元上显示的三维形态图像中应去除的部分（S02）。3D显示控制电路根据上述指定控制剪切范围（S03），3D显示处理根据3D显示控制电路的控制执行体绘制，并使用部分数据重新生成三维形态图像（S04）。在显示器上显示基于部分数据的三维形态图像（S05）。将限幅范围设置为扫描范围（S06），并且驱动超声探头以实际扫描扫描范围（S07）。[选择图]图2

