

(19)日本国特許庁(JP)

## (12)特許公報(B2)

(11)特許番号  
特許第7062384号  
(P7062384)

(45)発行日 令和4年5月6日(2022.5.6)

(24)登録日 令和4年4月22日(2022.4.22)

(51)国際特許分類 F I  
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 11 (全21頁)

|                   |                             |          |   |
|-------------------|-----------------------------|----------|---|
| (21)出願番号          | 特願2017-140686(P2017-140686) | (73)特許権者 | 594164542<br>キャノンメディカルシステムズ株式会社<br>栃木県大田原市下石上1385番地 |
| (22)出願日           | 平成29年7月20日(2017.7.20)       | (74)代理人  | 110001380<br>特許業務法人東京国際特許事務所                        |
| (65)公開番号          | 特開2018-20109(P2018-20109A)  | (72)発明者  | 松永 智史<br>栃木県大田原市下石上1385番地 東<br>芝メディカルシステムズ株式会社内     |
| (43)公開日           | 平成30年2月8日(2018.2.8)         | (72)発明者  | 嶺 喜隆<br>栃木県大田原市下石上1385番地 東<br>芝メディカルシステムズ株式会社内      |
| 審査請求日             | 令和2年6月4日(2020.6.4)          | 審査官      | 富永 昌彦   |
| (31)優先権主張番号       | 特願2016-146715(P2016-146715) |          |   |
| (32)優先日           | 平成28年7月26日(2016.7.26)       |          |   |
| (33)優先権主張国・地域又は機関 | 日本国(JP)                     |          |   |

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 医用画像処理装置および医用画像処理プログラム

## (57)【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

超音波プローブを動かしながら収集したエコーデータと、前記超音波プローブに設けられた位置センサの出力と、にもとづくボリュームデータから画像を生成する画像生成部と、前記位置センサの出力にもとづいて算出された前記超音波プローブの速さと、前記超音波プローブを動かす速さの推奨範囲と、を示すインジケータを生成するインジケータ生成部と、

前記画像および前記インジケータを表示させる表示制御部と、  
を備え、

前記インジケータは、

前記画像の色付きの枠を含み、前記画像の色付きの枠は、前記インジケータ生成部により、前記超音波プローブの速さに応じて色付けが変更される、または、前記超音波プローブの速さと前記超音波プローブを動かす速さの推奨範囲との関係に応じて色付けが変更される、

医用画像処理装置。

## 【請求項2】

前記推奨範囲は、

前記超音波プローブの種類、前記エコーデータを収集するためのスキャン条件、前記エコーデータを収集する対象部位、またはユーザからの指示に応じて決定される、

請求項1記載の医用画像処理装置。

## 【請求項 3】

前記画像は、

M P R ( Multi Planar Reconstruction ) 画像、サーフェスレンダリング画像、およびボリュームレンダリング画像のうちの少なくとも1つである、

請求項 1 または 2 に記載の医用画像処理装置。

## 【請求項 4】

前記画像生成部は、

前記ボリュームデータから、少なくとも1つの断面に対応する少なくとも1つの断面画像を生成し、

前記インジケータ生成部は、

前記位置センサの出力にもとづいて算出された、前記少なくとも1つの断面における前記エコーデータの収集密度の分布を示すインジケータをさらに生成し、

前記表示制御部は、

前記少なくとも1つの断面画像に、前記エコーデータの収集密度の分布を示すインジケータをさらに合成表示させる、

請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

## 【請求項 5】

前記画像生成部は、

前記ボリュームデータから、互いに直交する3断面に対応する3つの断面画像を生成し、

前記インジケータ生成部は、

前記3つの断面画像のそれぞれについて、各断面における前記エコーデータの収集密度の分布を示すインジケータを生成し、

前記表示制御部は、

前記3つの断面画像のそれぞれに、各断面に対応する前記インジケータを合成表示させる、請求項 4 記載の医用画像処理装置。

## 【請求項 6】

前記エコーデータの収集密度の分布を示すインジケータは、

前記断面画像の色付きの枠を含み、前記断面画像の色付きの枠は、前記インジケータ生成部により、前記エコーデータの収集密度の分布に応じて色付けが変更される、

請求項 4 または 5 に記載の医用画像処理装置。

## 【請求項 7】

超音波プローブを動かしながら収集したエコーデータと、前記超音波プローブに設けられた位置センサの出力と、にもとづくボリュームデータから、少なくとも1つの断面に対応する少なくとも1つの断面画像を生成する画像生成部と、

前記ボリュームデータの各ボクセルについて、前記位置センサの出力にもとづいて求められた前記エコーデータの収集密度の均一性を示す情報を割り付ける割付部と、

前記ボリュームデータの前記少なくとも1つの断面に対応するボクセルに割り付けられた前記収集密度の均一性を示す情報にもとづいてインジケータを生成するインジケータ生成部と、

前記少なくとも1つの断面画像に、前記インジケータを合成表示させる表示制御部と、を備えた医用画像処理装置。

## 【請求項 8】

前記収集密度の均一性を示す情報は、互いに直交する3方向それぞれに関する前記エコーデータの収集密度から求められる、

請求項 7 記載の医用画像処理装置。

## 【請求項 9】

前記画像生成部は、

前記エコーデータと前記位置センサの出力とにもとづいて前記ボリュームデータを生成する、

請求項 1 ないし 8 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

10

20

30

40

50

**【請求項 10】**

請求項 1 ないし 9 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置を備えた超音波診断装置。

**【請求項 11】**

コンピュータに、

超音波プローブを動かしながら収集したエコーデータと、前記超音波プローブに設けられた位置センサの出力と、にもとづくボリュームデータから画像を生成するステップと、前記位置センサの出力にもとづいて算出された前記超音波プローブの速さと、前記超音波プローブを動かす速さの推奨範囲と、を示すインジケータを生成するステップと、前記画像および前記インジケータを表示させるステップと、  
を実行させるための医用画像処理プログラムであって、  
前記インジケータは、

10

前記画像の色付きの枠を含み、前記画像の色付きの枠は、前記超音波プローブの速さに応じて色付けが変更される、または、前記超音波プローブの速さと前記超音波プローブを動かす速さの推奨範囲との関係に応じて色付けが変更される、  
医用画像処理プログラム。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明の実施形態は、医用画像処理装置および医用画像処理プログラムに関する。

**【背景技術】**

20

**【0002】**

超音波診断装置において 3 次元超音波画像データ（超音波ボリュームデータ、以下ボリュームデータという）を生成する方法として、超音波プローブを移動させながら所定のフレームレートで撮影することで取得した超音波断層像群を並べることによりボリュームデータを生成する方法がある。この方法では、良好な均一のデータ密度のボリュームデータを生成するためには、超音波プローブが等速で動かされることが重要となる。等速で超音波プローブを移動させながら所定のフレームレートで撮影することで、時間的に等間隔な超音波断層像群を得ることができボリュームデータのデータ密度を均一なものとすることができる。

**【0003】**

30

また、たとえばボリュームデータから任意の断面の画像を生成する場合には、これらの断面画像の画質は、ボリュームデータの当該断面内におけるデータ密度に依存する。ボリュームデータのデータ密度は、超音波プローブの移動速度に依存する。このため、たとえば、生成すべき断面に沿った方向における超音波プローブの移動速度成分が大きくなると、生成すべき断面内におけるボリュームデータのデータ密度が粗くなり、当該断面の画質が劣化してしまう。したがって、ボリュームデータから良好な画質の断面画像を得るためには、所定の速度範囲内の速度で超音波プローブを移動させることが好ましい。

**【先行技術文献】****【特許文献】****【0004】**

40

【文献】特開 2007 - 319492 号公報

**【発明の概要】****【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

本発明が解決しようとする課題は、ユーザの熟練度によらず良好なボリュームデータを生成するよう支援することができる医用画像処理装置および医用画像処理プログラムを提供することである。

**【課題を解決するための手段】****【0006】**

本発明の一実施形態に係る医用画像処理装置は、上述した課題を解決するために、超音波

50

プローブを動かしながら収集したエコーデータと、前記超音波プローブに設けられた位置センサの出力と、にもとづくボリュームデータから画像を生成する画像生成部と、前記位置センサの出力にもとづいて算出された前記超音波プローブの速さと、前記超音波プローブを動かす速さの推奨範囲と、を示すインジケータを生成するインジケータ生成部と、前記画像および前記インジケータを表示させる表示制御部と、を備えたものである。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】本発明の第1実施形態に係る医用画像処理装置を含む超音波診断装置の一構成例を示すブロック図。

【図2】処理回路のプロセッサによる実現機能例を示す概略的なブロック図。

10

【図3】(a)は表示用超音波画像と第1インジケータとが表示される様子の一例を示す説明図、(b)は第1インジケータの一例を拡大して示す説明図。

【図4】(a)は超音波プローブを走査面に直交する方向に直線的に移動させる場合の例を示す説明図、(b)は(a)の図をy方向から見たzx平面図、(c)は超音波プローブを曲線的に移動させる場合のzx平面図。

【図5】(a)はA面、B面およびC面の第1の定義方法の一例を示す説明図、(b)は第2の定義方法の一例を示す説明図。

【図6】図1に示す処理回路により、ユーザの熟練度によらず良好なボリュームデータを生成するよう支援するよう、第1インジケータを表示させる際の手順の一例を示すフローチャート。

20

【図7】(a)は複数の表示用超音波画像のそれぞれに対して第2インジケータが合成表示される様子の一例を示す説明図、(b)はエコーデータの収集密度の分布を概念的に示す説明図。

【図8】図1に示す処理回路により、ユーザの熟練度によらず良好なボリュームデータを生成するよう支援するよう、第2インジケータを表示させる際の手順の一例を示すフローチャート。

【図9】第2インジケータと第3インジケータの関係を示す説明図。

【図10】A面画像に対して第3インジケータが合成表示される様子の一例を示す説明図。

【図11】図1に示す処理回路により、ユーザの熟練度によらず良好なボリュームデータを生成するよう支援するよう、第3インジケータを表示させる際の手順の一例を示すフローチャート。

30

【図12】第2実施形態に係る超音波診断装置および医用画像処理装置の一構成例を示すブロック図。

【図13】第2実施形態に係る医用画像処理装置の内部構成例を示すブロック図。

【発明を実施するための形態】

【0008】

本発明に係る医用画像処理装置および医用画像処理プログラムの実施の形態について、添付図面を参照して説明する。

【0009】

(第1の実施形態)

40

図1は、本発明の第1実施形態に係る医用画像処理装置1を含む超音波診断装置10の一構成例を示すブロック図である。超音波診断装置10は、超音波プローブ11、位置情報取得装置12、入力回路20、ディスプレイ30および装置本体40を有する。

【0010】

本実施形態においては、医用画像処理装置1は、超音波診断装置10に内包されており、入力回路20、ディスプレイ30、および装置本体40の処理回路57が医用画像処理装置1を構成する。

【0011】

超音波プローブ11は、複数の超音波振動子(圧電振動子)を有する。これら複数の超音波振動子は、装置本体40から供給される駆動信号にもとづいて超音波を発生させる。超

50

音波プローブ11は、複数の超音波振動子から発生する超音波を集束させることでビーム状の超音波（超音波ビーム）を被検体0の体内へ送信し、さらに、被検体0からのエコー信号（反射波信号）を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ11は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバッキング材などを有する。

#### 【0012】

超音波プローブ11から被検体0に超音波ビームが送信されると、送信された超音波ビームは、被検体0の体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波がエコー信号として複数の超音波振動子にて受信される。受信されるエコー信号の振幅は、超音波ビームが反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが移動している血流や心臓壁などの表面で反射された場合のエコー信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。なお、以下の説明において、速度はベクトル、速さは速度ベクトルの大きさ（スカラー）を表すものとする。

10

#### 【0013】

なお、本実施形態に係る超音波プローブ11は、被検体0の任意の断面を撮影可能であるとともに超音波プローブ11移動させながら所定のフレームレートで撮影可能なものであればよく、コンベックス型などの型式および圧電振動子の配置形状に制限はない。

#### 【0014】

位置情報取得装置12は、たとえば磁気センサ、赤外線センサ、光学センサ、または加速度センサなどを用いて構成することができる。また、位置情報取得装置12は、超音波プローブ11の筐体にマーカが設けられている場合、このマーカを複数のカメラにより撮像した複数方向からの画像にもとづいて、超音波プローブ11の位置情報を求めてもよい。この場合、あらかじめ、マーカと振動子配列面または超音波プローブ11の筐体の所定位置との距離がオフセット情報として記憶回路56に記憶されているとよい。

20

#### 【0015】

以下の説明では、位置情報取得装置12がトランスミッタ、位置センサとしての磁気センサ、および制御装置を有し、インターフェース回路55を介して処理回路57に接続される場合の例を示す。

#### 【0016】

この場合、トランスミッタは、基準信号を送信する。具体的には、トランスミッタは、任意の位置に配置され、トランスミッタを中心として外側に向かって磁場を形成する。位置センサとしての磁気センサは、基準信号を受信することにより、3次元空間上の位置情報を取得する。具体的には、位置センサとしての磁気センサは、超音波プローブ11の表面に装着され、トランスミッタによって形成された3次元の磁場を検出して、検出した磁場の情報を信号に変換して、制御装置に出力する。

30

#### 【0017】

また、この場合、制御装置は、磁気センサから受信した信号にもとづいて、トランスミッタを原点とする3次元座標における磁気センサの座標および向きを算出し、算出した座標および向きを超音波プローブ11の位置情報として処理回路57に出力する。被検体0は、超音波プローブ11に装着された磁気センサが、トランスミッタの出力磁場を正確に検出することが可能な範囲内に位置するとよい。

40

#### 【0018】

入力回路20は、たとえば操作パネルとして構成され、タッチパネルおよびハードキーを有する。タッチパネルは、タッチコマンドスクリーンとして機能し、ディスプレイと、ディスプレイの近傍に設けられたタッチ入力回路とを有する。タッチパネルのディスプレイは、たとえば液晶ディスプレイやOLED（Organic Light Emitting Diode）ディスプレイなどの一般的な表示出力装置により構成される。タッチ入力回路は、ユーザによるタッチ入力回路上の指示位置の情報を装置本体40に与える。ハードキーは、たとえばキーボード、マウス、フットスイッチ、トラックボール、各種ボタン等である。

50

## 【 0 0 1 9 】

入力回路 2 0 は、超音波診断装置 1 0 のユーザからの各種指示を受け付け、インターフェース回路 5 5 を介して装置本体 4 0 に対して受け付けた各種指示を転送する。具体的には、タッチ入力回路およびハードキーは、たとえばユーザから位置合わせ開始指示や位置合わせ確定指示などを受け付け、ユーザの操作に対応した操作入力信号を装置本体 4 0 に出力する。

## 【 0 0 2 0 】

ディスプレイ 3 0 は、たとえば液晶ディスプレイや O L E D ( Organic Light Emitting Diode ) ディスプレイなどの一般的な表示出力装置により構成され、装置本体 4 0 において生成された超音波画像を表示する。また、ディスプレイ 3 0 は、たとえば超音波診断装置 1 0 のユーザが入力回路 2 0 を用いて各種指示を入力するための画像を表示する。

10

## 【 0 0 2 1 】

装置本体 4 0 は、たとえば超音波プローブ 1 1 が受信した被検体 O からのエコー信号にもとづいて収集されたエコーデータからボリウムデータを生成する。また、装置本体 4 0 は、このボリウムデータから、MPR ( Multi Planar Reconstruction ) 画像やボリウムレンダリング画像、サーフェスレンダリング画像などの超音波画像を生成してディスプレイ 3 0 に表示させる。

## 【 0 0 2 2 】

装置本体 4 0 は、図 1 に示すように、送受信回路 5 0 、 B モード処理回路 5 1 、ドプラ処理回路 5 2 、画像生成回路 5 3 、画像メモリ 5 4 、インターフェース回路 5 5 、記憶回路 5 6 、処理回路 5 7 を有する。

20

## 【 0 0 2 3 】

送受信回路 5 0 は、送信回路 5 0 a および受信回路 5 0 b を有する。送受信回路 5 0 は、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御して、超音波プローブ 1 1 から被検体 O に対して超音波を送信させるとともに、超音波プローブ 1 1 が受信したエコー信号にもとづいてエコーデータを生成する。

## 【 0 0 2 4 】

送信回路 5 0 a は、パルス発生器、送信遅延回路およびパルサ回路などを有し、超音波プローブ 1 1 に駆動信号を供給する。パルス発生器は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。送信遅延回路は、超音波プローブ 1 1 から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルス発生器が発生する各レートパルスに対し与える。また、パルサ回路は、レートパルスにもとづくタイミングで、超音波プローブ 1 1 に駆動パルスを印加する。送信遅延回路は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面から送信される超音波ビームの送信方向を任意に調整する。

30

## 【 0 0 2 5 】

また、送信回路 5 0 a は、処理回路 5 7 に制御されて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧などを瞬時に変更可能な機能を有する。送信駆動電圧の変更機能は、瞬間にその値を切り替え可能なリニアアンプ型の発信回路、または、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

40

## 【 0 0 2 6 】

受信回路 5 0 b は、アンプ回路、A / D 変換器、加算器などを有し、超音波プローブ 1 1 が受信したエコー信号を受け、このエコー信号に対して各種処理を行なってエコーデータを生成する。アンプ回路は、エコー信号をチャンネルごとに増幅してゲイン補正処理を行なう。A / D 変換器は、ゲイン補正されたエコー信号を A / D 変換し、デジタルデータに受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器は、A / D 変換器によって処理されたエコー信号の加算処理を行なってエコーデータを生成する。加算器の加算処理により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

## 【 0 0 2 7 】

本実施形態では、送信回路 5 0 a は、超音波プローブ 1 1 から被検体 O に対して 2 次元の

50

超音波ビームを送信させることができる。また、受信回路 50b は、超音波プローブ 11 が受信した 2 次元のエコー信号から 2 次元のエコーデータを生成することができる。また、処理回路 57 は、超音波プローブ 11 が移動しながら所定のフレームレートで収集された複数の 2 次元のエコーデータと、各エコーデータの収集時における超音波プローブ 11 の位置情報と、にもとづいてボリュームデータを生成する。

【0028】

B モード処理回路 51 は、受信回路 50b からエコーデータを受信し、対数増幅、包絡線検波処理などを行なって、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ（B モードデータ）を生成する。

【0029】

ドブラ処理回路 52 は、受信回路 50b から受信したエコーデータから速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワーなどの移動体情報を多点について抽出したデータ（ドブラデータ）を生成する。

【0030】

画像生成回路 53 は、超音波プローブ 11 が受信したエコー信号にもとづいて超音波画像データを生成する。たとえば、画像生成回路 53 は、B モード処理回路 51 が生成した 2 次元の B モードデータから反射波の強度を輝度にて表した 2 次元 B モード画像データを生成する。また、画像生成回路 53 は、ドブラ処理回路 52 が生成した 2 次元のドブラデータから移動体情報を表す平均速度画像、分散画像、パワー画像、または、これらの組み合わせ画像としての 2 次元のカラードブラ画像の画像データを生成する。

【0031】

画像メモリ 54 は、処理回路 57 が生成した 2 次元超音波画像を記憶する記憶回路である。

【0032】

インターフェース回路 55 は、位置情報取得装置 12、ネットワーク 100、およびモダリティや画像サーバなどの外部装置 101 などと処理回路 57 との間でのデータ送受信を制御するインターフェースである。たとえば、位置情報取得装置 12 は超音波プローブ 11 の位置情報を取得し、インターフェース回路 55 を介してこの位置情報を処理回路 57 に与える。

【0033】

記憶回路 56 は、磁気的もしくは光学的記録媒体または半導体メモリなどの、プロセッサにより読み取り可能な記録媒体を含んだ構成を有する。これら記憶媒体内のプログラムおよびデータの一部または全部は電子ネットワークを介した通信によりダウンロードされるように構成してもよい。記憶回路 56 は、たとえば処理回路 57 により生成されたボリュームデータを記憶する。また、記憶回路 56 は、外部装置 101 からネットワーク 100 を介して取得したボリュームデータを記憶してもよい。

【0034】

処理回路 57 は、超音波診断装置 10 を統括制御する機能を実現するほか、記憶回路 56 に記憶された医用画像処理プログラムを読み出して実行することにより、ユーザの熟練度によらず良好なボリュームデータを生成するよう支援するための処理を実行するプロセッサである。なお、この支援処理は、超音波プローブ 11 を移動させながらリアルタイムに実行されてもよいし、スキャンの終了後の画像レビュー時に実行されてもよい。

【0035】

図 2 は、処理回路 57 のプロセッサによる実現機能例を示す概略的なブロック図である。図 2 に示すように、処理回路 57 のプロセッサは、画像生成機能 61、インジケータ生成機能 62、表示制御機能 63 および割付機能 64 を実現する。これらの各機能 61 - 64 は、それぞれプログラムの形態で記憶回路 56 に記憶されている。なお、割付機能 64 は省略されてもよい。

【0036】

画像生成機能 61 は、超音波プローブ 11 を動かしながら収集されたエコーデータと、超音波プローブ 11 に設けられた位置センサとしての磁気センサの出力と、にもとづくボリ

10

20

30

40

50

ュームデータから、MPR画像やポリウムレンダリング画像、サーフェスレンダリング画像などのレンダリング画像などの表示用の超音波画像を生成する。表示用の超音波画像には、たとえば少なくとも1つの断面に対応する少なくとも1つの断面画像が含まれる。

【0037】

具体的には、画像生成機能61は、Bモードデータと、位置情報取得装置12から取得した当該Bモードデータの収集時における3次元的な超音波プローブ11の位置情報と、を関連付ける。また、画像生成機能61は、時系列的に連続して取得された複数のBモードデータと、各Bモードデータに関連付けられた位置情報とにもとづいて、ポリウムデータ(3次元超音波画像データ)を生成する。そして、画像生成機能61は、このポリウムデータから表示用の超音波画像を生成する。

10

【0038】

インジケータ生成機能62は、ユーザの熟練度によらず良好なポリウムデータを生成するよう支援するための支援画像(以下、インジケータという)を生成する。インジケータ生成機能62は、インジケータとして、たとえば位置センサの出力にもとづいて算出された超音波プローブ11の速さと、超音波プローブを動かす速さの推奨範囲と、を示すインジケータ(以下、第1インジケータという)を生成する。また、インジケータ生成機能62は、位置センサの出力にもとづいて算出された、少なくとも1つの断面におけるエコーデータの収集密度の分布を示すインジケータ(以下、第2インジケータという)を生成する。また、処理回路57が割付機能64を実現する場合、インジケータ生成機能62は、ポリウムデータの少なくとも1つの断面に対応するボクセルに対して割付機能64によって割り付けられた収集密度の均一性を示す情報にもとづくインジケータ(以下、第3インジケータという)を生成する。

20

【0039】

表示制御機能63は、画像生成機能61により生成された表示用の超音波画像と、インジケータ生成機能62により生成されたインジケータと、をディスプレイ30に表示させる。

【0040】

割付機能64は、位置センサの出力にもとづいてポリウムデータの各ボクセルのエコーデータの収集密度を求め、各ボクセルに割り付ける。

【0041】

(第1インジケータ)

続いて、位置センサの出力にもとづいて算出された超音波プローブ11の速さと、超音波プローブを動かす速さの推奨範囲と、を示す第1インジケータの表示処理について説明する。

30

【0042】

図3(a)は表示用超音波画像70と第1インジケータ71b、71cとが表示される様子の一例を示す説明図であり、(b)は第1インジケータ71の一例を拡大して示す説明図である。

【0043】

図3(a)に示すように、表示制御機能63は、画像生成機能61により生成された複数の表示用超音波画像をディスプレイ30に並列表示させることができる。図3(a)には、複数の表示用超音波画像として、A面画像70a、B面画像70bおよびC面画像70cからなる直交3断面画像と、レンダリング画像70dとが表示される場合の例を示した。なお、断面画像は、コンベックスキャンによって得られたポリウムデータにもとづくものであっても、リニアスキャンによって得られたポリウムデータにもとづくものであっても同等である。また、ポリウムデータは、Bモードによって生成されたものに限られるものではなく、カラードプラモードや、エラストモードによって生成されたものであってもよい。

40

【0044】

また、図3(a)および(b)に示すように、インジケータ生成機能62は、断面画像ごとに、位置センサの出力にもとづいて算出された各断面の面内における超音波プローブ1

50



1の速さ72と、各面内における超音波プローブを動かす速さの推奨範囲73と、を示す第1インジケータ71を生成する。表示制御機能63は、各断面画像と、各断面に対応する第1インジケータ71と、をディスプレイ30に合成して表示させる。

【0045】

図3(a)には、B面画像70bに対応する第1インジケータ71bがB面画像70bに合成表示され、C面画像70cに対応する第1インジケータ71cがC面画像70cに合成表示される場合の例を示した。なお、A面が走査面に一致し、かつA面に直交する方向にプローブが動かされる場合は、A面画像70aに対応する第1インジケータ71aは省略されてもよい(図3(a)参照)。この場合、超音波プローブ11の速度のA面内成分はほぼゼロとみなせるためである。

【0046】

推奨範囲73の情報は、ユーザにより入力回路20を介して入力されてもよいし、あらかじめ記憶回路56に記憶されてもよい。あらかじめ記憶回路56に記憶されている場合、推奨範囲73の情報は、エコーデータを収集するためのスキャン条件や超音波プローブ11の種類に関連付けられて記憶されてもよい。たとえば、スキャン条件に含まれた撮影対象部位が、表示画像の解像度が高い方が好ましい部位であるほど、すなわちボリュームデータのデータ密度が密であることが好ましい部位であるほど、速さの推奨範囲73は低い範囲とするとよい。

【0047】

例えば、超音波プローブ11を移動させる速さの推奨範囲73は、フレームレートに応じて決定される。フレームレートは、例えば走査範囲、走査線密度、及び並列同時受信数などに依存するため、推奨範囲73は、それらのパラメータに応じて決定されることも言い換えることができる。フレームレートが高いほど、超音波プローブ11を速く動かしてもデータ密度は高く保たれやすい。また、推奨範囲73は、例えば、エコーデータを収集する対象部位に応じて決定される。対象部位によっては、小さい観察対象を画像化するために、スライス厚(超音波ビームの厚み)を小さくすることがある。これは、スライス厚が小さいほど、高分解能の画像を得やすいためである。一方で、スライス厚が小さい状態で超音波プローブ11を速く動かしてしまうと、小さい観察対象がスライス(超音波ビーム)内に含まれない状態で走査してしまう可能性がある。つまり、小さい観察対象を見逃してしまうリスクが高まってしまう。したがって、小さいスライス厚が要求される対象部位を走査するときほど、推奨範囲73は、低く設定されることが好ましい。

【0048】

また、第1インジケータ71は、超音波プローブ11の速さ72と速さの推奨範囲73とを示すものであればよく、図3(a)および図3(b)に示した例に限られない。たとえば、インジケータ生成機能62は、第1インジケータ71として、各断面画像の色付きの枠を生成してもよい。色付きの枠と、図3(a)および図3(b)に示した第1インジケータ71とは、同時に、または択一的に用いることができる。

【0049】

第1インジケータ71として各断面画像の色付きの枠を生成する場合、インジケータ生成機能62は、たとえば各面内の超音波プローブ11の速さ72に応じて各断面画像の枠の色付けを変更する。このとき、インジケータ生成機能62は、たとえばカラーマップまたはグレースケールマップにもとづいて各断面画像の枠の色を決定する。

【0050】

また、第1インジケータ71として各断面画像の色付きの枠を生成する場合、インジケータ生成機能62は、各面内の超音波プローブ11の速さ72と前記超音波プローブを動かす速さの推奨範囲73との関係に応じて、各断面画像の枠の色付けを変更してもよい。具体的には、インジケータ生成機能62は、各面内の超音波プローブ11の速さ72が推奨範囲73を超えると、対応する断面画像の枠をたとえば赤色に着色し、ユーザに推奨範囲73を超えたことを直感的に警告することができる。

【0051】

10

20

30

40

50

ここで、図 3 ( a ) に示した A 面、B 面および C 面の定義について説明する。

【 0 0 5 2 】

図 4 ( a ) は超音波プローブ 1 1 を走査面に直交する方向に直線的に移動させる場合の例を示す説明図であり、( b ) は ( a ) の図を y 方向から見た z x 平面図である。また、図 4 ( c ) は超音波プローブ 1 1 を曲線的に移動させる場合の z x 平面図である。

【 0 0 5 3 】

図 4 ( a ) および ( b ) に一例として示した直交座標軸は、超音波プローブ 1 1 の走査面を x y 面とする場合の座標軸である。超音波プローブ 1 1 を走査面に直交する方向に直線的に移動させる場合、A 面、B 面および C 面を直交 3 断面として定義すれば、超音波プローブ 1 1 の移動中においても走査面と A 面、B 面および C 面との位置関係は変化しない。したがって、たとえば図 4 ( a ) および ( b ) に示すように超音波プローブ 1 1 の初期位置における走査面を x y 面と定義した固定座標系を用い、たとえば A 面を x y 平面、B 面を y z 平面、C 面を z x 平面と定義すれば、x y 平面すなわち A 面は超音波プローブ 1 1 の移動中において走査面に平行であり続ける。したがって、この場合、超音波プローブ 1 1 を移動させながらリアルタイムにエコーデータが収集されるごとに生成されるボリュームデータから生成される A 面画像 7 0 a は、常に走査面に平行な画像となる。

10

【 0 0 5 4 】

一方、図 4 ( c ) に示すように、超音波プローブ 1 1 が曲線的に移動する場合には、たとえば超音波プローブ 1 1 の初期位置における走査面を x y 面と定義した座標系 ( 図 4 ( c ) の左下および右下参照 ) を用いても、当該座標系の x y 面は、超音波プローブ 1 1 の移動中において走査面と常に平行であるとはいえない。また、超音波プローブ 1 1 の中間位置における走査面を x y 面と定義した座標系 ( 図 4 ( c ) の右上参照 ) を用いても同様である。

20

【 0 0 5 5 】

したがって、超音波プローブ 1 1 が曲線的に移動する場合を考慮して A 面、B 面および C 面を定義しておくことが好ましい。

【 0 0 5 6 】

図 5 ( a ) は A 面、B 面および C 面の第 1 の定義方法の一例を示す説明図であり、( b ) は第 2 の定義方法の一例を示す説明図である。

【 0 0 5 7 】

第 1 の定義方法は、所定の固定座標系の x y 平面を A 面、y z 平面を B 面、z x 平面を C 面と定義する方法である。この場合、固定座標系としては、図 4 ( c ) に示すように、超音波プローブ 1 1 の初期位置における走査面を x y 面と定義した座標系 ( 図 4 ( c ) の左下および右下参照 ) や、超音波プローブ 1 1 の中間位置における走査面を x y 面と定義した座標系 ( 図 4 ( c ) の右上参照 ) を用いるとよい。たとえば、処理回路 5 7 による支援処理をリアルタイムに実行する場合には、超音波プローブ 1 1 の初期位置における走査面を x y 面と定義した座標系を用いるとよい。

30

【 0 0 5 8 】

また、図 5 ( b ) に第 2 の定義方法として示すように、A 面はリアルタイムに、または画像レビュー時の動画再生タイミングにあわせて、走査面に追従させつつ、所定の固定座標系の y z 平面を B 面、z x 平面を C 面と定義してもよい。この場合、A 面と B 面は必ずしも直交しないが、A 面画像 7 0 a には収集した 2 次元 B モード画像データから生成された B モード画像そのものを表示することができる。

40

【 0 0 5 9 】

図 6 は、図 1 に示す処理回路 5 7 により、ユーザの熟練度によらず良好なボリュームデータを生成するよう支援するよう、第 1 インジケータ 7 1 を表示させる際の手順の一例を示すフローチャートである。図 6 において、S に数字を付した符号はフローチャートの各ステップを示す。

【 0 0 6 0 】

この手順は、リアルタイムに実行されてもよいし、撮影終了後の画像レビュー時に実行さ

50

れてもよい。以下の説明では、リアルタイムに実行される場合の例について示す。リアルタイムに実行される場合は、この手順はユーザにより入力回路20を介してスキャン条件が入力され、超音波プローブ11の移動が開始されて所定のフレームレートでの連続撮影が開始された時点でスタートとなる。

【0061】

まず、ステップS1において、画像生成機能61は、超音波プローブ11を動かしながら収集されたエコーデータと、超音波プローブ11に設けられた位置センサとしての磁気センサの出力と、にもとづくボリュームデータから、表示用超音波画像70を生成する。

【0062】

次に、ステップS2において、インジケータ生成機能62は、位置情報取得装置12から取得した位置センサの出力にもとづいて超音波プローブ11の位置情報を求め、この位置情報にもとづいて超音波プローブ11の移動速度を求める。このとき、表示用超音波画像70が断面画像を含む場合は、インジケータ生成機能62は、当該断面内における速度成分の大きさ(速さ72)を求める。

10

【0063】

なお、図4(c)に示すように超音波プローブ11が曲線的に移動する場合には、同一断面内であっても断面内の位置ごとに超音波プローブ11の速さが異なりうる。この場合、断面内の所定の位置における速さを当該断面内の速さとしてもよいし、断面内の部分または全ての位置の速さの平均を当該断面内の速さとしてもよい。

【0064】

次に、ステップS3において、インジケータ生成機能62は、推奨範囲73の情報を取得する。

20

【0065】

次に、ステップS4において、インジケータ生成機能62は、超音波プローブ11の速さ72と推奨範囲73とを示す第1インジケータ71を生成する。表示用超音波画像70が断面画像を含む場合は、インジケータ生成機能62は、断面ごとに第1インジケータ71を生成する。

【0066】

次に、ステップS5において、表示制御機能63は、表示用超音波画像70と第1インジケータ71とを合成してディスプレイ30に表示させる(図3参照)。

30

【0067】

以上の手順により、第1インジケータ71を表示させることによってユーザの熟練度によらず良好なボリュームデータを生成するよう支援することができる。

【0068】

ボリュームデータから任意の断面の画像を生成する場合には、これらの断面画像の画質は、ボリュームデータの当該断面内におけるデータ密度に依存する。このボリュームデータのデータ密度は、超音波プローブ11の移動速度に依存する。

【0069】

本実施形態に係る医用画像処理装置1によれば、ユーザは、たとえばリアルタイムに表示される第1インジケータ71を確認することにより、容易に各断面画像に対して推奨される速さの範囲内で超音波プローブ11を動かすことができ、容易に良好なボリュームデータを取得することができる。このためボリュームデータから生成される表示用超音波画像70もまた良好な画質のものとすることができ、診断精度を向上させることができる。

40

【0070】

また、たとえば撮影後の画像レビュー時において超音波画像70を動画又は静止画として再生する場合には、再生とともに表示される第1インジケータ71を確認することにより、各断面画像について、超音波プローブ11が推奨範囲73の範囲内の速さで動かされながら取得されたのか否かを容易に把握することができる。このため、医用画像処理装置1によれば、生成された画像の信頼性を客観的に判断することができるため診断精度を向上させることができるとともに、ユーザは超音波プローブ11の動かし方を効率よく学習す

50

ることができる。

【0071】

(第2インジケータ)

続いて、位置センサの出力にもとづいて算出された、少なくとも1つの断面におけるエコーデータの収集密度の分布を示す第2インジケータの表示処理について説明する。

【0072】

図7(a)は複数の表示用超音波画像70a-cのそれぞれに対して第2インジケータ81a-cが合成表示される様子の一例を示す説明図であり、(b)はエコーデータの収集密度の分布を概念的に示す説明図である。

【0073】

第2インジケータ81a-cは、断面ごとに、各断面の面内におけるエコーデータの密度を示すよう生成される。たとえば、走査面がx-y平面に平行であり超音波プローブ11の移動方向がz軸方向に平行である場合には(図4(a)および(b)参照)、たとえばx方向のエコーデータ収集密度 $D_x$ は走査範囲における超音波ビームの本数に依存する。また、y方向のエコーデータ収集密度 $D_y$ は各ビーム上のサンプル数に依存する。また、z方向のエコーデータ収集密度 $D_z$ はフレームレートを超音波プローブ11の走査速度で除した値に依存する。第2インジケータ81a-cは、たとえばカラーマップまたはグレースケールマップにもとづいて、カラーまたはグレースケールでエコーデータの収集密度の分布を示す画像である。

【0074】

たとえば、A面、B面およびC面の第1の定義方法(図5(a)参照)を用いる場合、A面画像70aに対応する第2インジケータ81aは、z方向から見たx-y面内におけるエコーデータの収集密度を示す。同様に、B面画像70bに対応する第2インジケータ81bはx方向から見たy-z面内におけるエコーデータの収集密度を示し、C面画像70cに対応する第2インジケータ81cは、y方向から見たz-x面内におけるエコーデータの収集密度を示す(図7参照)。

【0075】

また、第2インジケータ81a-cは、各断面の面内におけるエコーデータの収集密度を示すものであればよく、図7(a)に示した例に限られない。たとえば、インジケータ生成機能62は、第2インジケータ81a-cとして、各断面画像の色付きの枠を生成してもよい。色付きの枠と、図7(a)に示した第2インジケータ81a-cとは、同時に、または択一的に用いることができる。

【0076】

第2インジケータ81a-cとして各断面画像の色付きの枠を生成する場合、インジケータ生成機能62は、各断面の面内におけるエコーデータの収集密度に応じて各断面画像の枠の色付けを変更する。このとき、インジケータ生成機能62は、たとえばカラーマップまたはグレースケールマップにもとづいて各断面画像の枠の色を決定する。

【0077】

図8は、図1に示す処理回路57により、ユーザの熟練度によらず良好なボリュームデータを生成するよう支援するよう、第2インジケータ81a-cを表示させる際の手順の一例を示すフローチャートである。図8において、Sに数字を付した符号はフローチャートの各ステップを示す。

【0078】

この手順は、リアルタイムに実行されてもよいし、撮影終了後の画像レビュー時に実行されてもよい。以下の説明では、画像レビュー時に実行される場合の例について示す。

【0079】

まず、ステップS11において、画像生成機能61は、超音波プローブ11を動かしながら収集されたエコーデータと、超音波プローブ11に設けられた位置センサとしての磁気センサの出力と、にもとづくボリュームデータから、少なくとも1つの断面画像70a-cを生成する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 0 】

次に、ステップ S 1 2 において、インジケータ生成機能 6 2 は、各 B モードデータに関連付けられた位置情報にもとづいて、生成された断面画像 7 0 a - c に対応する断面ごとに、各断面におけるエコーデータの収集密度を求める。

## 【 0 0 8 1 】

次に、ステップ S 1 3 において、インジケータ生成機能 6 2 は、各断面におけるエコーデータ収集密度の分布を示す第 2 インジケータ 8 1 a - c を生成する。

## 【 0 0 8 2 】

次に、ステップ S 1 4 において、表示制御機能 6 3 は、表示用超音波画像 7 0 a - c と第 2 インジケータ 8 1 a - c とを合成してディスプレイ 3 0 に表示させる（図 7 ( a ) 参照）。

10

## 【 0 0 8 3 】

以上の手順により、第 2 インジケータ 8 1 a - c を表示させることによってユーザの熟練度によらず良好なボリュームデータを生成するよう支援することができる。

## 【 0 0 8 4 】

本実施形態に係る医用画像処理装置 1 によれば、ユーザは、たとえばリアルタイムに表示される第 2 インジケータ 8 1 a - c を確認することにより、容易に各断面画像のエコーデータ収集密度を適切な密度に保つことができ、容易に良好なボリュームデータを取得することができる。このため、ボリュームデータから生成される表示用超音波画像 7 0 もまた良好な画質のものとすることができ、診断精度を向上させることができる。また、たとえば撮影後の画像レビュー時において第 2 インジケータ 8 1 a - c を確認することにより、各断面画像について、エコーデータ収集密度を容易に把握することができる。このため、医用画像処理装置 1 によれば、生成された画像の信頼性を客観的に判断することができるため診断精度を向上させることができるとともに、ユーザは超音波プローブ 1 1 の動かし方を効率よく学習することができる。

20

## 【 0 0 8 5 】

（第 3 インジケータ）

続いて、ボリュームデータの少なくとも 1 つの断面に対応するボクセルに対して割り付けられた収集密度の均一性を示す情報にもとづく第 3 インジケータの表示処理について説明する。

30

## 【 0 0 8 6 】

図 9 は、第 2 インジケータと第 3 インジケータの関係を示す説明図である。また、図 1 0 は A 面画像 7 0 a に対して第 3 インジケータ 9 1 a が合成表示される様子の一例を示す説明図である。

## 【 0 0 8 7 】

第 3 インジケータは、エコーデータ収集密度の均一性を表現するものとして生成される。ボリュームデータは、どの方向から見ても均一なデータであることが好ましい。しかし、第 2 インジケータは、見る方向に応じて異なる分布となっている。そこで、インジケータ生成機能 6 2 は、たとえば撮影後の画像レビュー時においてエコーデータ収集密度の均一性を確認することができるように、第 3 インジケータを生成する。

40

## 【 0 0 8 8 】

具体的には、割付機能 6 4 により、ボリュームデータを構成する各ボクセルについて、データ収集密度の均一性を示す情報が割り付けられる。より具体的には、割付機能 6 4 により、ボリュームデータを構成する各ボクセルについて、各ボクセルにおけるデータ収集密度の各軸成分をデータとする分散が割り付けられる。この分散は次の式 ( 1 ) で与えられる。

## 【 0 0 8 9 】

$$\Delta^2 = 1/3 * ((Dx-Dave)^2+(Dy-Dave)^2+(Dz-Dave)^2) \quad ( 1 )$$

## 【 0 0 9 0 】

ここで、D x、D y、D z はそれぞれ x 方向、y 方向、z 方向のエコーデータ収集密度を

50

表し、D a v e はエコーデータ収集密度の平均を表す。

【0091】

インジケータ生成機能62は、たとえば所定の断面に対応するボクセルに割り付けられた分散の分布を示す第3インジケータを生成する。図10には、A面画像70aに対して第3インジケータ91aが合成表示される様子の一例を示した。

【0092】

図11は、図1に示す処理回路57により、ユーザの熟練度によらず良好なボリュームデータを生成するよう支援するよう、第3インジケータ91aを表示させる際の手順の一例を示すフローチャートである。図11において、Sに数字を付した符号はフローチャートの各ステップを示す。

【0093】

この手順は、リアルタイムに実行されてもよいし、撮影終了後の画像レビュー時に実行されてもよい。以下の説明では、画像レビュー時に実行される場合の例について示す。

【0094】

まず、ステップS21において、画像生成機能61は、超音波プローブ11を動かしながら収集されたエコーデータと、超音波プローブ11に設けられた位置センサとしての磁気センサの出力と、にもとづくボリュームデータから、少なくとも1つの断面画像を生成する。以下の説明では、断面画像としてA面画像70aが生成される場合の例を示す。

【0095】

次に、ステップS22において、割付機能64は、ボリュームデータを構成する各ボクセルについて、位置センサの出力にもとづいて求められたエコーデータの収集密度の均一性を示す情報を割り付ける。具体的には、割付機能64は、各Bモードデータに関連付けられた位置情報にもとづいて、データ収集密度を求める。そして、割付機能64は、ボリュームデータを構成する各ボクセルについて、式(1)を用いて各ボクセルにおけるエコーデータ収集密度の各軸成分をデータとする分散を割り付ける。

【0096】

次に、ステップS23において、インジケータ生成機能62は、ステップS21で生成されたA面画像70aに対応する断面に対応するボクセルに割り付けられたエコーデータの収集密度の均一性を示す情報(たとえば分散など)の分布を示す第3インジケータ91aを生成する。

【0097】

次に、ステップS24において、表示制御機能63は、A面画像70aと第3インジケータ91aとを合成してディスプレイ30に表示させる(図10参照)。

【0098】

以上の手順により、第3インジケータ91aを表示させることによってユーザの熟練度によらず良好なボリュームデータを生成するよう支援することができる。

【0099】

本実施形態に係る医用画像処理装置1によれば、ユーザは、たとえばリアルタイムに表示される第3インジケータ91aを確認することにより、容易にエコーデータ収集密度の均一性を維持することができ、容易に良好なボリュームデータを取得することができる。このため、ボリュームデータから生成される表示用超音波画像70もまた良好な画質のものとなることができ、診断精度を向上させることができる。また、たとえば撮影後の画像レビュー時に第3インジケータ91aを確認することにより、容易にエコーデータ収集密度の均一性を確認することができる。このため、医用画像処理装置1によれば、生成された画像の信頼性を客観的に判断することができるため診断精度を向上させることができるとともに、ユーザは超音波プローブ11の動かし方を効率よく学習することができる。

【0100】

(第2の実施形態)

次に、本発明に係る医用画像処理装置および医用画像処理プログラムの第2実施形態について説明する。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 0 1 】

図 1 2 は、第 2 実施形態に係る超音波診断装置 1 0 および医用画像処理装置 1 A の一構成例を示すブロック図である。また、図 1 3 は、第 2 実施形態に係る医用画像処理装置 1 A の内部構成例を示すブロック図である。

## 【 0 1 0 2 】

この第 2 実施形態に示す超音波診断装置 1 0 は、医用画像処理装置 1 A とは独立に設けられる点で第 1 実施形態に示す超音波診断装置 1 0 と異なる。他の構成および作用については図 1 に示す超音波診断装置 1 0 と実質的に異ならないため、同じ構成には同一符号を付して説明を省略する。

## 【 0 1 0 3 】

医用画像処理装置 1 A は、超音波診断装置 1 0 とは独立に設けられる。たとえば、医用画像処理装置 1 A は、ネットワーク 1 0 0 を介して超音波診断装置 1 0 とデータ送受信可能に接続される。

## 【 0 1 0 4 】

医用画像処理装置 1 A の入力回路 2 0 A、ディスプレイ 3 0 A、記憶回路 5 6 A および処理回路 5 7 A は、第 1 実施形態に係る入力回路 2 0、ディスプレイ 3 0、記憶回路 5 6 および装置本体 4 0 の処理回路 5 7 とそれぞれ同等の作用および効果を奏する。

## 【 0 1 0 5 】

また、処理回路 5 7 A が実現する画像生成機能 6 1 A、インジケータ生成機能 6 2 A、表示制御機能 6 3 A および割付機能 6 4 A は、第 1 実施形態に係る画像生成機能 6 1、インジケータ生成機能 6 2、表示制御機能 6 3 および割付機能 6 4 とそれぞれ同等の作用および効果を奏する。すなわち、医用画像処理装置 1 A の処理回路 5 7 A は、超音波診断装置 1 0 から少なくともエコーデータおよび位置情報を受けて、ユーザの熟練度によらず良好なボリュームデータを生成するよう支援するための処理を実行する。この支援処理は第 1 実施形態に示した支援処理と同等であるため説明を省略する。

## 【 0 1 0 6 】

また、第 2 実施形態において、超音波診断装置 1 0 の処理回路 5 7 は、超音波診断装置 1 0 を統括制御する機能を実現すればよく、画像生成機能 6 1、インジケータ生成機能 6 2、表示制御機能 6 3 および割付機能 6 4 は実現せずともよい。

## 【 0 1 0 7 】

本実施形態に係る医用画像処理装置 1 A は、超音波診断装置 1 0 から受けたエコーデータおよび位置情報にもとづいて、ユーザの熟練度によらず良好なボリュームデータを生成するよう支援するための処理を実行することにより、第 1 実施形態に係る医用画像処理装置 1 と同等の作用効果を奏する。

## 【 0 1 0 8 】

以上説明した少なくとも 1 つの実施形態によれば、ユーザの熟練度によらず良好なボリュームデータを生成するよう支援することができる。

## 【 0 1 0 9 】

なお、本実施形態における処理回路 5 7 および 5 7 A の画像生成機能 6 1 および 6 1 A、インジケータ生成機能 6 2 および 6 2 A、表示制御機能 6 3 および 6 3 A ならびに割付機能 6 4 および 6 4 A は、それぞれ特許請求の範囲における画像生成部、インジケータ生成部、表示制御部および割付部の一例である。

## 【 0 1 1 0 】

なお、上記実施形態において、「プロセッサ」という文言は、たとえば、専用または汎用の CPU (Central Processing Unit)、GPU (Graphics Processing Unit)、または、特定用途向け集積回路 (Application Specific Integrated Circuit: ASIC)、プログラマブル論理デバイス (たとえば、単純プログラマブル論理デバイス (Simple Programmable Logic Device: SPLD)、複合プログラマブル論理デバイス (Complex Programmable Logic Device: CPLD)、および FPGA) 等の回路を意味するものとする。プロセッサは、記憶媒体に保存されたプログラムを読み出して実行することによ

10

20

30

40

50

り、各種機能を実現する。

【0111】

また、上記実施形態では処理回路の単一のプロセッサが各機能を実現する場合の例について示したが、複数の独立したプロセッサを組み合わせることで処理回路を構成し、各プロセッサが各機能を実現してもよい。また、プロセッサが複数設けられる場合、プログラムを記憶する記憶媒体は、プロセッサごとに個別に設けられてもよいし、1つの記憶媒体が全てのプロセッサの機能に対応するプログラムを一括して記憶してもよい。

【0112】

なお、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【符号の説明】

【0113】

1、1A...医用画像処理装置

10...超音波診断装置

11...超音波プローブ

50...送受信回路

61、61A...画像生成機能

62、62A...インジケータ生成機能

63、63A...表示制御機能

64、64A...割付機能

70...表示用超音波画像

70a...A面画像

70b...B面画像

70c...C面画像

70d...レンダリング画像

71、81、91...インジケータ

72...速さ

73...推奨範囲

10

20

30

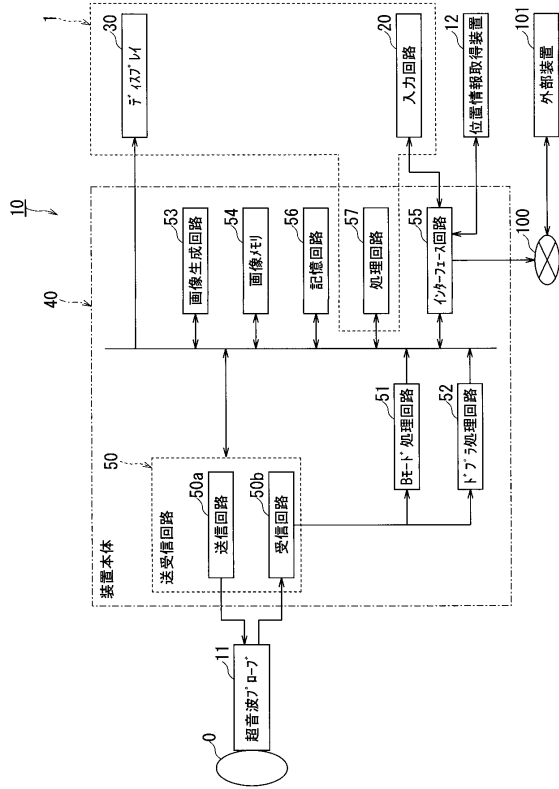
40

50

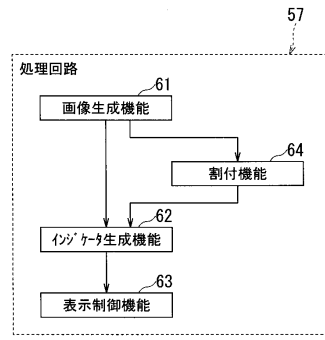


【図面】

【図 1】



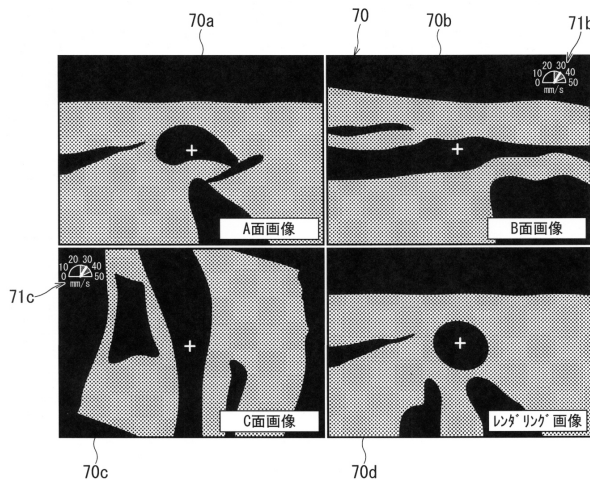
【図 2】



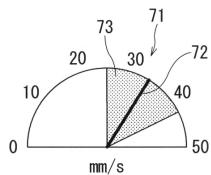
10

20

【図 3】

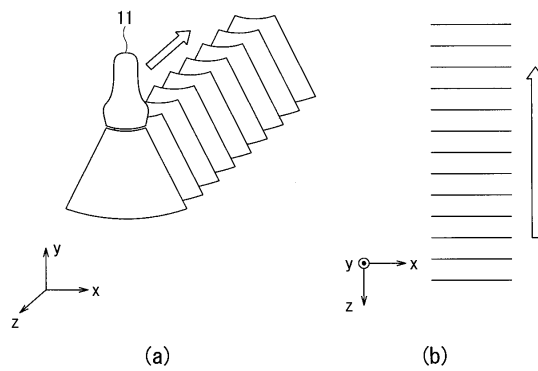


(a)



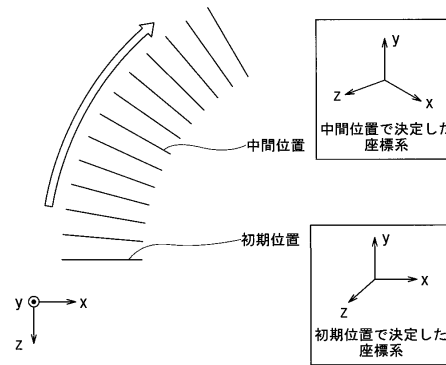
(b)

【図 4】



(a)

(b)



(c)

30

40

50

【 図 5 】

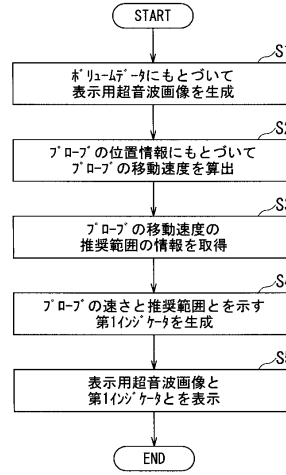
|    |      |
|----|------|
| A面 | xy平面 |
| B面 | yz平面 |
| C面 | zx平面 |

|    |      |
|----|------|
| A面 | 走査面  |
| B面 | yz平面 |
| C面 | zx平面 |

(a)

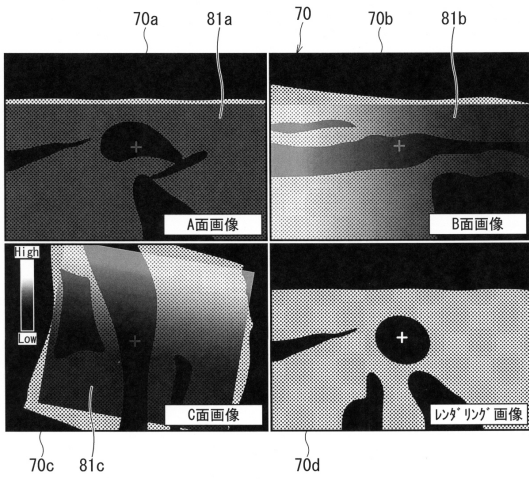
(b)

【 図 6 】

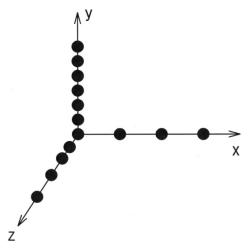


10

【 図 7 】

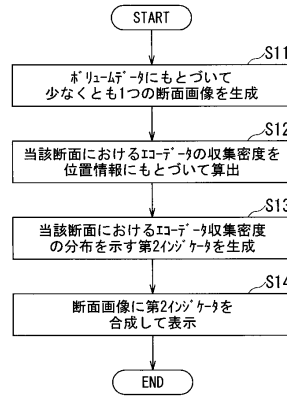


(a)



(b)

【 図 8 】



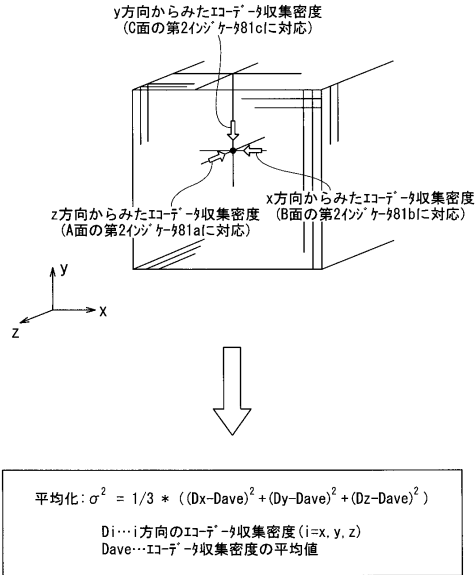
20

30

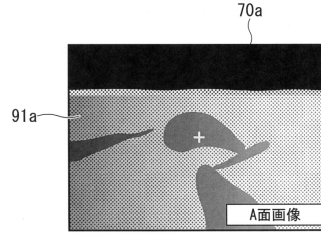
40

50

【図9】

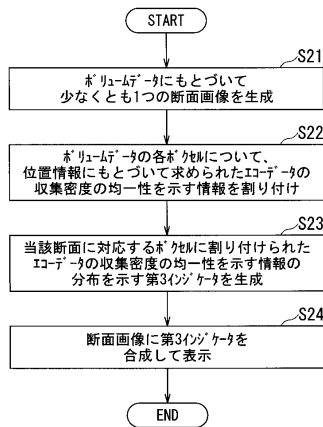


【図10】

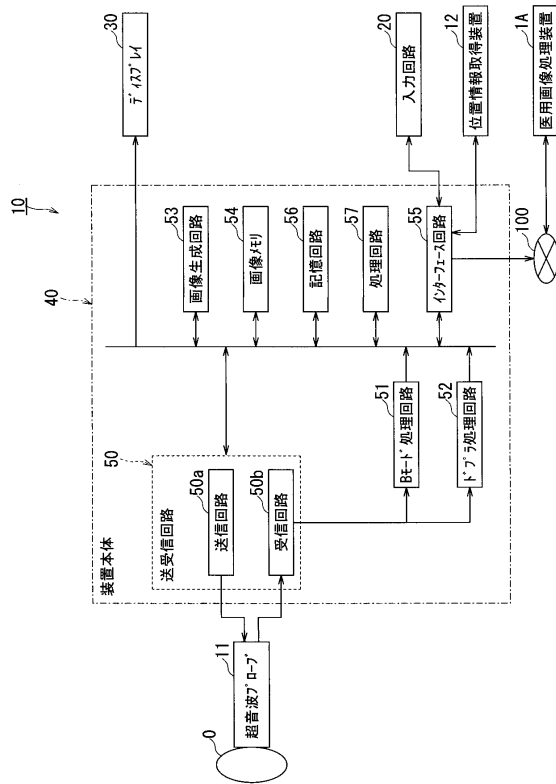


10

【図11】



【図12】



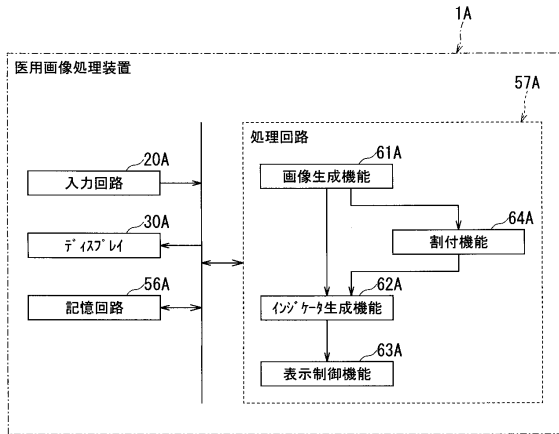
20

30

40

50

【 図 1 3 】



10

20

30

40

50

---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2 0 0 1 - 2 5 2 2 6 8 ( J P , A )  
特開 2 0 1 5 - 0 8 4 8 9 8 ( J P , A )  
特開 2 0 1 3 - 1 5 0 7 8 7 ( J P , A )  
米国特許出願公開第 2 0 1 4 / 0 3 1 6 2 7 0 ( U S , A 1 )  
特開 2 0 1 4 - 0 0 3 9 9 1 ( J P , A )  
特開平 1 1 - 1 1 3 9 1 3 ( J P , A )  
米国特許第 0 6 2 4 8 0 7 4 ( U S , B 1 )  
米国特許出願公開第 2 0 1 5 / 0 1 8 2 1 9 1 ( U S , A 1 )
- (58)調査した分野 (Int.Cl., D B 名)  
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5