

(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2010-279486

(P2010-279486A)

(43) 公開日 平成22年12月16日(2010.12.16)

(51) Int.Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

F1

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2009-134138 (P2009-134138)  
 (22) 出願日 平成21年6月3日 (2009.6.3)

(71) 出願人 303000420  
 コニカミノルタエムジー株式会社  
 東京都日野市さくら町1番地  
 (74) 代理人 100088672  
 弁理士 吉竹 英俊  
 (74) 代理人 100088845  
 弁理士 有田 貴弘  
 (72) 発明者 藤原 浩一  
 東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ  
 ルタテクノロジーセンター株式会社内  
 (72) 発明者 遠山 修  
 東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ  
 ルタテクノロジーセンター株式会社内

最終頁に続く

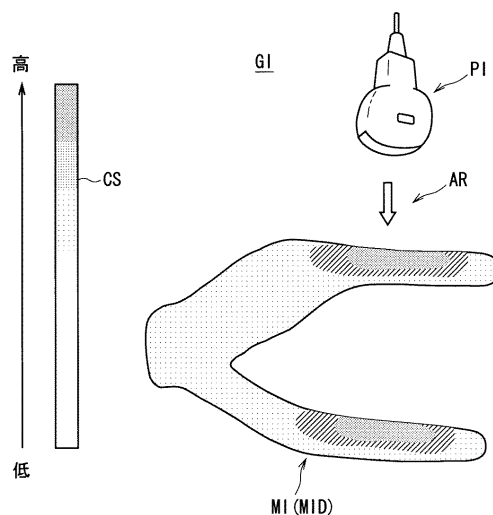
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

## (57) 【要約】

【課題】観察すべき部位を見落とすことなく適切に撮影することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】被診断画像のモデル画像M Iを準備しておく。超音波プローブによって被診断器官の各部の撮影と並行してその撮影時間を被診断器官の部分ごとに累積し、その累積値に応じてモデル画像M Iの各部を色分けして、プローブ像P Iの現在位置とともにカラーディスプレイ上に表示する。このディスプレイ上には超音波プローブで現在撮影された超音波像も表示される。診断者は当該器官の各部分の撮影履歴を色の相違によって視覚的に知ることが可能であるため、超音波によって観察すべき部位を見落とすことなく適切に撮影を行うことができる。

【選択図】 図12



**【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を有する超音波診断装置であって、

前記被検体の所定の器官についてのモデル画像のデータを保持するモデル画像データ保持手段と、

前記超音波プローブを用いた前記被検体の撮影の際に、前記被検体における前記器官と前記超音波プローブとの空間的関係を決定する空間的関係決定手段と、

前記空間的関係に基づいて、前記器官のどの部分が超音波の照射領域と重なっているかを特定する照射領域特定手段と、

前記器官の各部と前記照射領域とが重なっている状態の履歴を表現する値を累算し、前記モデル画像の各部についての撮影累算値として記憶する撮影履歴累算手段と、

前記撮影累算値に応じた視覚的情報を前記モデル画像の各部に付与した修飾モデル画像を生成する画像修飾手段と、

前記超音波プローブを用いて得た前記被検体の超音波像と前記修正モデル画像とを表示手段に表示させる表示制御手段と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記空間的関係決定手段は、

前記超音波プローブの位置と姿勢とをプローブ情報として検出するプローブ情報検出手段と、

前記プローブ情報とあらかじめ与えられた前記器官の標準的体内位置の情報とに基づいて、前記器官と前記超音波プローブとの前記空間的関係を相対的に特定する相対関係特定手段と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 3】**

請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記モデル画像修飾手段は、前記器官の各部の前記撮影累算値に応じた色で前記モデル画像の各部の色を定め、それによって前記修飾モデル画像を生成することを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 4】**

請求項 1 ないし請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置において、

前記表示制御手段は、前記超音波プローブが前記器官に対してどのような空間的関係で超音波を照射しているかを示す視覚的情報を、前記修飾モデル画像とともに前記表示手段に表示させることを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 5】**

請求項 1 ないし請求項 4 のいずれかに記載の超音波診断装置において、

前記超音波プローブからの超音波受信信号に基づいて前記器官の所定の第 1 の特徴部位の位置を検出する特徴部位検出手段と、

前記器官における前記第 1 の特徴部位の位置と、前記第 1 の特徴部位に対応する前記モデル画像の第 2 の特徴部位との位置ズレ量を特定し、当該位置ズレ量に応じて、前記モデル画像の各部と前記累算値との対応関係を更新する対応関係更新手段と、

をさらに備え、

前記モデル画像修飾手段は、前記修飾モデル画像における修飾状態を、更新後の前記対応関係に基づいて更新することを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 6】**

請求項 1 ないし請求項 5 のいずれかに記載の超音波診断装置において、

前記撮影履歴累算手段は、

前記器官の各部と前記照射領域とが重なっている時間に応じた値を累算して前記撮影累

10

20

30

40

50

算値とすることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 ないし請求項 6 のいずれかに記載の超音波診断装置において、

前記モデル画像の各部と前記照射領域との重なりは、前記超音波プローブから照射された超音波の伝播方向と前記モデル画像の表面各部の法線方向とのなす角度に応じて重み付けがなされた値として、前記撮影累算値に反映されることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療などに用いられる超音波診断装置に関するもので、特に、観察すべき部位の見落としを防止するための技術に関する。 10

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波の送受信を行なうプローブを体表から当てるだけの簡単な操作で胎児診断や心臓の拍動といった臓器の動きをリアルタイムで表示することができる。また、放射線被爆がなく任意の断層面を容易に観察できることから、繰り返し検査が行える有効な検査方法である。そして、この超音波診断において用いられる超音波診断装置は、システムの規模が X 線、CT、MRI など他の診断機器に比べて小さいという特徴がある。また、小型なものは片手で持ち運べる程度の小さな超音波診断装置が開発されており、そのような装置は、ベッドサイドへ移動して容易に検査を行うこともできる簡便な診断装置 20 となっている。

【0003】

ところで、超音波撮影に際しては、超音波プローブを操作して撮影をする者（典型的には医師）の技術により情報量や診断能に差が生じる。すなわち、超音波撮影が撮影者の手技スキルに大きく依存することになる。これに対応するために、所定の参照位置から撮影した超音波画像を参照画像として擬似的に生成し、その参照画像と実際の撮影画像と並べて表示するとともに、参照位置からの撮影が可能となるように、プローブの移動方向をナビゲートする方法が提案されている（例えば、特許文献 1 参照）。

【0004】

また、CT ボリュームデータと超音波画像を同一断面で表示させる方法も提案されている（例えば、非特許文献 1 参照）。ここでは、CT の任意断面の位置を示すマークが CT の 3 次元画像上にリアルタイムで表示されるので、超音波像の立体ボディマークとして使用することができる。 30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2004 - 16268 号公報

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献 1】日立メディコ Real-time Virtual Sonography ([http://www.hitachi-medical.co.jp/info/contrast/realtime\\_virtual.htm](http://www.hitachi-medical.co.jp/info/contrast/realtime_virtual.htm)) 40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところで、超音波撮影では、検査対象器官の全体を一度には撮影できない場合がほとんどであるため、プローブを移動させつつ検査対象器官の必要箇所を順次に観察する必要がある。しかしながら、既にどの部分を観察したか、あるいはどの部分が観察されていないかといった履歴は撮影者の記憶に頼っているため、熟練した撮影者であっても、観察すべき部位をすべて見渡したつもりでも実は見落としているという場合が頻繁に起こりうる。

【0008】

この発明は、このような事情に鑑みてなされたものであり、観察すべき部位を見落とすことなく適切に撮影することができる超音波診断装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0010】

請求項1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を有する超音波診断装置であって、前記被検体の所定の器官についてのモデル画像のデータを保持するモデル画像データ保持手段と、前記超音波プローブを用いた前記被検体の撮影の際に、前記被検体における前記器官と前記超音波プローブとの空間的関係を決定する空間的関係決定手段と、前記空間的関係に基づいて、前記器官のどの部分が超音波の照射領域と重なっているかを特定する照射領域特定手段と、前記器官の各部と前記照射領域とが重なっている時間に応じた値を累算し、前記モデル画像の各部についての撮影累算値として記憶する累算手段と、前記撮影累算値に応じた視覚的情報を前記モデル画像の各部に付与した修飾モデル画像を生成する画像修飾手段と、前記超音波プローブを用いて得た前記被検体の超音波像と前記修正モデル画像とを表示手段に表示させる表示制御手段と、を備えることを特徴とする。

10

【0011】

請求項2の発明は、請求項1に記載の超音波診断装置であって、前記空間的関係決定手段が、前記超音波プローブの位置と姿勢とをプローブ情報として検出する検出手段と、前記プローブ情報と予め与えられた前記器官の標準的体内位置の情報とに基づいて、前記器官と前記超音波プローブとの前記空間的関係を決定する手段と、を備えることを特徴とする。

20

【0012】

請求項3の発明は、請求項1または請求項2に記載の超音波診断装置であって、前記モデル画像修飾手段が、前記器官の各部の前記撮影累算値に応じた色で前記モデル画像の各部の色を定め、それによって前記修飾モデル画像を生成することを特徴とする。

【0013】

請求項4の発明は、請求項1ないし請求項3のいずれかに記載の超音波診断装置であって、請求項1ないし請求項3のいずれかに記載の前記表示制御手段が、前記超音波プローブが前記器官に対してどのような空間的関係で超音波を照射しているかを示す視覚的情報を、前記修飾モデル画像とともに前記表示手段に表示させることを特徴とする。

30

【0014】

請求項5の発明は、請求項1ないし請求項4のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記超音波プローブの受信信号に基づいて前記器官の所定の第1の特徴点の位置を検出する手段と、前記器官における前記第1特徴点の位置と、前記第1特徴点に対応する前記モデル画像の第2の特徴点との位置ズレ量を特定し、当該位置ズレ量に応じて、前記モデル画像の各部と前記累算値との対応関係を修正する対応関係補正手段と、をさらに備え、前記モデル画像修飾手段が、前記修飾モデル画像における修飾位置を、修正後の前記対応関係に基づいて修正することを特徴とする。

40

【0015】

請求項6の発明は、請求項1ないし請求項5のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記撮影履歴累算手段が、前記器官の各部と前記照射領域とが重なっている時間に応じた値を累算して前記撮影累算値とすることを特徴とする。

【0016】

請求項7の発明は、請求項1ないし請求項6のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記モデル画像の各部と前記照射領域との重なりは、前記超音波プローブから照射された超音波の伝播方向と前記モデル画像の表面各部の法線方向とのなす角度に応じて重み付けがなされた値として、前記撮影累算値に反映されることを特徴とする。

【発明の効果】

50

## 【 0 0 1 7 】

請求項 1 ～ 6 の発明によると、撮影履歴に応じて検査対象器官のモデル画像の各部を視覚的に修飾して表示することによって、撮影者は当該器官の各部分の撮影履歴を視覚的に知ることが可能である。このため、観察すべき部位を見落とすことなく適切に撮影を行うことができる。

## 【 0 0 1 8 】

特に請求項 2 の発明では、検査対象器官と超音波プローブとの空間的關係が、検査対象器官の標準的体内位置の情報を用いて決定されるため、被検体（検査対象者または検査対象動物）のどの位置に検査対象器官があるかについて毎回、撮影者が指定する必要がない。

10

## 【 0 0 1 9 】

特に請求項 3 の発明では、撮影履歴に応じた色付け修飾がなされた修飾モデル画像を表示することにより、直感的に撮影履歴を理解可能である。

## 【 0 0 2 0 】

特に請求項 4 の発明では、超音波プローブが検査対象器官に対してどのような空間的關係で超音波を照射しているかを示す視覚的情報が修飾モデル画像とともに表示されることにより、まだ観察されていない部分への超音波プローブの移動方向などを容易に知ることができる。

## 【 0 0 2 1 】

特に請求項 5 の発明では、検査対象器官の特徴部位の位置とモデル画像の対応特徴点との位置ズレ量を特定し、当該位置ズレ量に応じて修飾位置を変化させた修飾モデル画像を表示することによって、被検体の検査対象器官があらかじめ予想されている体内位置から離れて存在している場合でも、正確な修飾モデル画像を生成できる。

20

## 【 0 0 2 2 】

特に請求項 6 の発明では、モデル画像の各部と超音波の照射領域との重なり時間に応じて撮影累算値が得られることにより、直感的に最も理解しやすい単位で撮影履歴を把握できる。

## 【 0 0 2 3 】

特に請求項 7 の発明では、モデル画像の各部と超音波の照射領域との重なりは、超音波プローブから照射された超音波の伝播方向とモデル画像の表面各部の法線方向とのなす角度に応じて重み付けがなされた値として撮影累算値に反映されることにより、超音波が照射された領域のうちで、超音波が面直に照射されて鮮明に超音波撮影がなされた部分と、そうでない部分との区別が可能である。

30

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 2 4 】

【 図 1 】 この発明の実施形態である超音波診断装置を用いて診断を行っている状況の概略外見図である。

【 図 2 】 実施形態の超音波診断装置のハードウェア構成の要部を示す図である。

【 図 3 】 実施形態の超音波診断装置の機能ブロック図である。

【 図 4 】 実施形態の超音波診断装置を用いた超音波診断の手順と装置動作を示すフローチャートである。

40

【 図 5 】 被診断器官が頸動脈である場合についてのモデル画像の説明図である。

【 図 6 】 被診断器官のうちその時点で超音波プローブが撮影している部分を特定する原理の説明図である。

【 図 7 】 モデル画像を内包する 3 次元直方体のボクセル群を示す図である。

【 図 8 】 超音波の伝播方向とモデル画像の法線方向との角度関係に基づく重み付けを示す図である。

【 図 9 】 図 4 のステップ S 5 の前半部の詳細な内容を示すフローチャートである。

【 図 1 0 】 図 4 のステップ S 5 の後半部の詳細な内容を示すフローチャートである。

【 図 1 1 】 主ディスプレイにおけるガイド画像と超音波像との並列表示を例示する図であ

50

る。

【図 1 2】ガイド画像の拡大図である。

【図 1 3】モデル画像の再位置あわせ処理を示すフローチャートである。

【図 1 4】モデル画像の再位置あわせの表示内容を例示する図である。

【発明を実施するための形態】

【0025】

<用語の定義>

この発明における「器官」の用語は、被検体としての人体または動物自身の器官だけではなく、母体の子宮内の胎児の診断を行う場合には、母体を被検体と見たときの胎児の身体全体のほか、当該胎児の個別の器官も包含する概念の用語として使用する。

10

【0026】

<実施形態の装置構成>

図 1 はこの発明の実施形態である超音波診断装置 1 を用いて診断を行っている状況の概略外見図であり、図 2 は超音波診断装置 1 のハードウェア構成の要部を示す図である。図 1 において、この超音波診断装置 1 は本体 100 と超音波プローブ 10 とを備えている。超音波プローブ 10 には超音波の送受信部 11 (図 2) が内蔵されており、超音波プローブ 10 は可撓性ケーブルによって本体 100 内の情報処理装置 101 に接続されていることによって、超音波像の基礎となる検出信号 S U を情報処理装置 101 に与える。情報処理装置 101 は、演算部 111 および記憶部 112 を備えたコンピュータによって構成されており、後述するような種々の演算や制御のほか、データの記憶を行う。

20

【0027】

図 1 の本体 100 の上にはまた、超音波プローブ 10 から得られる超音波像のほか、後述するモデル画像を含んだガイド画像を表示可能なカラーディスプレイで構成された主ディスプレイ 21 が設けられている。これとは別に、本体 100 の前面側には、被検者 P に対して超音波画像診断を行う診断者 D (医師など) が超音波診断装置 1 に操作命令を入力する操作盤 23 と、その操作に関するメニューや装置 1 のステータスを表示する副ディスプレイ 22 とが設置されている。

【0028】

本体 100 にはさらに、診断者 D による超音波プローブ 10 の操作空間を撮影可能な 3 次元カメラ (ステレオカメラ) 24 が自在アーム 24 a によって、その位置および姿勢を変更可能に取り付けられている。3 次元カメラ 24 は超音波プローブ 10 の 3 次元画像を撮影することによって超音波プローブ 10 の 3 次元的位置を検出可能であって、その検出信号 S P (図 2) は本体 100 内の情報処理装置 101 に取り込まれる。また、超音波プローブ 10 には姿勢センサ 25 (図 2) が組み込まれている。姿勢センサ 25 は、超音波プローブ 10 の姿勢、具体的には鉛直線に対する超音波の送受信面 12 の法線方向 D N の傾斜角を検出し、それによって得られた姿勢信号 S A を情報処理装置 101 に与える。もっとも、3 次元カメラ 24 は、超音波プローブ 10 の位置だけでなく姿勢 (3 次元的な方向) をも特定できる機能を持つため、姿勢センサ 25 を設けずに 3 次元カメラ 24 だけで超音波プローブ 10 の 3 次元的位置および姿勢を検出することも可能であり、その場合には、超音波プローブ 10 として (姿勢センサ 25 を設けていない) 通常の構成のもの

30

40

【0029】

図 3 は、超音波診断装置 1 の機能ブロック図である。図示されている各要素のうち、情報処理装置 101 によって実現される各機能は、それにインストールされているプログラムを実行することによって実現される。これらの各要素の機能については、超音波診断装置 1 の動作フローの説明の後に要約して説明する。

【0030】

<処理フロー>

この超音波診断装置 1 は、診断対象の器官 (被診断器官) に対応する 3 次元モデル画像をあらかじめ準備しておき、被診断器官の各部を超音波プローブ 10 で順次に撮影してゆ

50

くにあたって、被診断器官の各部の撮影履歴に応じてモデル画像の対応部分を色分けしてグラフィカルに表示し、超音波による撮影履歴を診断者Dが直感的に把握できるように構成されている。

#### 【0031】

以下、この超音波診断装置1を用いた超音波診断の手順と超音波診断装置1の動作について、図4のフローチャートに沿って説明する。

#### 【0032】

＜モデル画像の準備と座標変換パラメータの特定＞

この超音波診断装置1によって診断を行う前に、被診断器官としての頸動脈の3次元モデル画像を表現したデジタルデータ（モデル画像データ）を準備し、そのデータを記憶部112に記憶させておく（図4：ステップS1）。 10

#### 【0033】

図5は、頸動脈についてのモデル画像の説明図である。人体の頸動脈は左右に存在するが、左右それぞれの総頸動脈CCAは内頸動脈ICAと外頸動脈ECAとに分岐している。この分岐部付近を含んだ範囲（図5の破線範囲）の頸動脈の形状を表現する3次元モデル画像MIをあらかじめ準備しておく。モデル画像MIは、一般的な解剖学の知見に基づいて3次元CGを用いて作成してもよく、被検者P自身の頸部をCTなどによって3次元計測して得たデータ（つまり実測データ）から作成してもよい。

#### 【0034】

3次元CGを用いる場合には、頸動脈のみならず、超音波診断の対象となることが多い人体の各器官（たとえば、心臓、乳腺、胆道など）について、それぞれの3次元モデル画像をあらかじめ作成して記憶部112に記憶させておくことが好ましい。その場合には、診断者Dがその時点で診断対象となる器官名を操作盤23の操作によって選択することによって、記憶部112に記憶されている複数の器官のモデル画像から、その特定の器官のモデル画像を呼び出す。また、医療機関のサーバ上に各器官のモデル画像をデータベース化して蓄積しておけば、院内LANなどを用いて呼び出すことも可能である。さらに、インターネット経由でそのデータベースにアクセスしてモデル画像を取り込むように構成すれば、ポータブルな超音波診断装置を院外に持ち出して検査をする場合でも、モデル画像を得ることができる。 20

#### 【0035】

次に、実際の超音波診断を開始する前に、超音波プローブ10の位置と、頸動脈のモデル画像MIの位置との3次元的な位置合わせを行う（図4：ステップS2）。すなわち、撮影履歴を知るためには、超音波プローブ10から出射した超音波が被診断器官のどの部分に照射されているかを知る必要があるが、そのためには、超音波プローブ10の位置と被診断器官（頸動脈）の位置との3次元的な空間位置および方向の対応付けをしておく必要があるため、このステップS2でそれを行うわけである。 30

#### 【0036】

この実施形態の場合、この対応付けは、

- (1) 第1の関係： 3次元カメラ24に固定された座標系（カメラ座標系）で観測される超音波プローブ10と被検者Pの身体との間の、相対的な位置および方向、の関係、 40
  - (2) 第2の関係：被検者Pの身体に固定された座標系（身体座標系）から見た被診断器官の3次元的な位置および方向、
- を特定し、それら2つの関係をつなぐことによって超音波プローブ10と被診断器官との空間的關係を3次元で特定できるようになる。

#### 【0037】

まず第1の関係は、3次元カメラ24を用いることによって知ることができる。すなわち、3次元カメラ24の視野内に被検者Pの頭頸部と超音波プローブ10との双方が同時に入るように3次元カメラ24の設置位置と方向とを調整しておけば、超音波プローブ10と身体座標系との関係を検出できる。被検者Pの頭頸部の3次元位置の特定は、たとえば被検者Pの頭頸部の特定の3箇所を特徴部位として捕捉するか、あるいは被検者Pの身 50

体の3箇所にもマーカに相当するパッチを貼付してそれを3次元的に検出することによって可能である。超音波プローブ10についても同様に、プローブの外形上の幾何学的な特徴部位3点、または3箇所に貼り付けたマーカを3次元カメラ24で検出することによって特定される。

#### 【0038】

第2の関係については、この実施形態では、頸動脈が頭頸部内のどの位置に存在するかという解剖学的知識に基づいて、標準的な3次元位置の情報を記憶部112にあらかじめ記憶させておき、その標準的な3次元位置を初期値として与える。この3次元位置については、被検者Pの体表観察などに基づいて、診断者Dが操作盤23を用いて任意に変更可能に構成することもできる。また、後述するように、この超音波診断装置1では、被診断器官の幾何学的な特徴部位を超音波画像から自動検出することにより、自動的に頸動脈の位置情報を修正できるように構成されており、これによって、標準的な器官位置情報だけに頼らずに、個人差を加味した高精度の診断が可能になっている。

10

#### 【0039】

上記の第1と第2の関係を特定する情報を得ることによって、超音波プローブ10の位置および方向(姿勢)を3次元カメラ24や姿勢センサ25で検出すると、その検出結果に基づいて、超音波プローブ10が頸動脈のどの方向のどの位置から、どの方向に向かって超音波を照射しているかを演算部111が計算できる状態になる。より具体的には、演算部111の事前の演算によって、3次元カメラ24で特定された超音波プローブ10の位置および方向を頸動脈に固定された座標系(器官座標系)に変換するための座標変換パラメータが上記の第1と第2の関係から求められ、その座標変換パラメータが記憶部112に記憶される。この座標変換パラメータを用いることによって、超音波プローブ10の3次元的な位置および方向(以下、単に「プローブ位置」と言う)が3次元カメラ24や姿勢センサ25を用いて検出される都度、被診断器官に対するプローブ位置を計算できる。

20

#### 【0040】

##### <撮影の開始とモデル画像の超音波照射領域の特定>

以上の準備の後に、実際の超音波撮影に相当する図4のステップS3以後が実行される。後に詳述するが、図11に示すように、超音波による撮影診断中の主ディスプレイ21には、その時点での超音波像UIのほか、ガイド画像GIがあわせて表示される。ガイド画像GIは、モデル画像MIの各部を撮影履歴に応じて着色したもの(修飾モデル画像)を含んでいる。まず、図4のステップS3では、超音波プローブ10からの超音波受信信号に基づいて超音波被画像を取得する。またステップS4において診断器官(頸動脈)のうちその時点で超音波プローブ10が撮影している部分がどこであることを特定する。図6は、その原理を説明するための図であり、超音波プローブ10から照射した超音波の伝播領域AUと、モデル画像MIとの3次元的關係が示されている。モデル画像MIと超音波の伝播領域AUと交差する部分(重なっている部分)が図6中では破線で示されており、この部分が構造境界として現れているような超音波断面像が取得されて主ディスプレイ21に表示される。超音波の伝播領域AUは、超音波プローブ10の送受信面12の法線方向DNを含み、送受信面12の長手方向に幅を持つ面領域である。この関係を定量的に扱う目的で、図7に示すようにモデル画像MIを内包する3次元直方体が想定され、それらを3次元マトリクス分割したボクセル群BXが定義される。このボクセル群BXは、少なくともモデル画像MIの表面を覆うだけのボクセルを含むように定義されて、それらに対応する数だけのカウンタの記憶アドレスが記憶部112内に確保されていけばよい。

30

40

#### 【0041】

##### <撮影累算値の更新>

一方、あらかじめカウント用の単位時間 $\Delta t$ (たとえば1秒)が定義されており、各ボクセルが超音波の伝播領域AUと交差している時間が単位時間 $\Delta t$ だけ増加するごとに、各ボクセルに対応して記憶部112に確保してあるカウンタのうち、伝播領域AUと交差しているボクセルの値を増加させる。これによって、その時点までに超音波が照射された

50

撮影累算値（それらのボクセル部位についてその時点までに超音波撮影された累積時間を反映した値）が、撮影履歴情報としてボクセルごとにカウンタに記録されてゆく。時間を単位にして撮影履歴を累算することによって、診断者Dにとって最も理解しやすい単位での履歴表現となる。

#### 【0042】

好ましくは、撮影累算値に対する1回の加算に相当する増分として、超音波プローブ10から照射された超音波の伝播方向RUとモデル画像MIの表面各部の法線方向MN（図8）とのなす角度 $\theta$ に応じて重み付けがなされた値を撮影ウエイト値として用いる。このうち、超音波の伝播方向RUは、送受信面12の法線方向DNを基準として特定される方向である。なお、角度 $\theta$ が90度を超える場合には、補角（180度 -  $\theta$ ）を新たに $\theta$ の値として定義することにより、入射角 $\theta$ を0度～90度の範囲に規格化する。

10

#### 【0043】

そのような重み付けとしては、角度 $\theta$ の絶対値が小さいほど大きくなるような値が望ましく、典型的には余弦関数（ $\cos \theta$ ）または余弦関数の累乗を使用することができる。これは、超音波が垂直に照射された部分では精密な超音波画像が得られるが、斜め入射の場合には撮影精度が低下するため、撮影履歴としては垂直照射を重視する方が好ましいためである。そして、斜め入射の中でも、傾き角度 $\theta$ の絶対値が大きいほど撮影精度が低下するため、角度 $\theta$ の絶対値の減少関数が重み付けに利用される。

#### 【0044】

図4ではこれらの処理がステップS5の前半部として示されているが、その詳細な内容が図9に示されている。図9のステップS51ではプローブ位置が検出され、ステップS52においてプローブ位置と被診断器官との空間的關係が特定される。それに基づいて超音波の伝播面および伝播方向が計算され（ステップS53）、その伝播面と3次元モデル画像MIと交差するボクセル（以下「交差ボクセル」）が特定される（ステップS54）。

20

#### 【0045】

図4に戻って、ステップS5の後半では、各交差ボクセルについて撮影累算値 $N_i$ を更新する。ただし、添字「i」はボクセルの識別符号である。

#### 【0046】

この処理の詳細が図10に示されており、そこではまず各交差ボクセルにおける被診断器官の表面素片の法線ベクトルと伝播方向のなす角 $\theta_i$ が計算される（ステップS55）また、各交差ボクセルについて、角度 $\theta_i$ に応じた重み付けがなされた撮影ウエイト値が増分 $\Delta N_i$ として計算され（ステップS56）、単位時間 $\Delta t$ が経過すると、各交差ボクセルの撮影累算値 $N_i$ に増分 $\Delta N_i$ が加算される（ステップS57～S58）。ただし、撮影累算値 $N_i$ のすべては、一連の撮影開始前にゼロに初期化されている。

30

#### 【0047】

<モデル画像の表示の更新>

図4の次のステップS6では、更新後の撮影累算値 $N_i$ に応じて、主ディスプレイ21内のガイド画像GI中に示されているモデル画像MIの各部の色をボクセル単位で更新する。

40

#### 【0048】

図11は主ディスプレイ21におけるガイド画像GIと超音波像UIとの並列表示を示す図であり、図12はガイド画像GIの拡大図である。図11に示すように、ガイド画像GIは超音波像UIの観察の障害とならないようにデフォルトでは画面の特定の隅に表示されるが、診断者Dが操作盤23を操作することによって、ガイド画像GIの表示位置を自在に変更できるようになっている。また図12に示すように、ガイド画像GIではモデル画像MIの表面の各部の色が、各部に対応するボクセルの撮影累算値 $N_i$ に応じた色に着色されている。このように、モデル画像MIの各部を、その撮影履歴（撮影累算値）に応じて視覚的に修飾したものが「修飾モデル画像」である。各図において、モデル画像MIに色修飾がなされたものは、この修飾モデル画像MIDとしての参照符号（MID

50

）もカッコ内に付記されている。

【 0 0 4 9 】

図 1 2 では図示の便宜上、モデル画像 M I における各部の色の違いをモノクロの数段階の濃淡で概念的に表現しているだけであるが、たとえばモデル画像 M I の初期色が赤色である場合、撮影累算値 N i が大きい部分ほど青味が強い色となるように、多段階のカラーグラデーションで色表現してモデル画像 M I とすることができる。そのグラデーションはカラースケール C S としてガイド画像 G I 内に表示される。ここで「低」という表示は「まだ撮影時間が短いため、十分な超音波診断がなされていない部分の色」を意味している。また「高」という表示は「かなりの時間にわたって撮影が行われた部分の色」を意味している。既述したように、被診断器官の表面の法線方向と超音波の伝播方向（照射方向）との角度関係を加味して撮影累算値 N i をカウントしているため、超音波の伝播面 A U と平行な部分は、撮影累算値 N i は比較的小さな値となる。

10

【 0 0 5 0 】

超音波プローブ 1 0 を同じ位置と方向に固定したままで時間が経過するにつれて、交差ボクセルの撮影累算値 N i は次第に大きくなってゆく。概念的にカラー指数 C L （図示せず）を想定し、C L = 0 で完全な赤色、C L = 2 5 6 で完全な青色を表現するとすれば、交差ボクセルに相当する部分は、撮影時間の経過に伴って初期値 C L = 0 から次第にカラー指数 C L が増大してゆき、青見がかってくる。また、診断者 D が超音波プローブ 1 0 の位置や方向を変化すると、図 1 1 の超音波像 U I も変化するが、ガイド画像 G I 内のモデル画像 M I の各部のうち、新たに交差ボクセルに相当することとなった部分のカラー指数 C L が初期値から増大し始める。カラー指数 C L は、増加することはあっても減少はしない。このため、既に C L = 2 5 6 まで撮影が行われた部分は、超音波プローブ 1 0 の移動によって超音波の伝播面からはずれるようになっても C L = 2 5 6 を維持する。したがって、診断者 D は、各部の超音波の照射履歴ないしは撮影履歴を視覚的に把握可能であり、まだ撮影が不十分であるような部位に超音波プローブ 1 0 を移動させることによって、撮影もれを防止することができる。

20

【 0 0 5 1 】

ここにおいて、どの方向に超音波プローブ 1 0 を移動させれば撮影が不十分な箇所を新たに撮影することができるかを案内するために、ガイド画像 G I 中には、現時点での超音波プローブ 1 0 の画像 P I と超音波の照射方向を示すグラフィカル要素（照射方向矢印 A R など）も表示し、超音波プローブ 1 0 が移動する都度、プローブ画像 P I と照射方向矢印 A R も、モデル画像 M I に対して相対的に移動させるような表示制御が行われることが好ましい。これらは、超音波プローブ 1 0 が被診断器官に対してどのような空間的關係で超音波を照射しているかを示す視覚的情報である。

30

【 0 0 5 2 】

以上のような、モデル画像 M I の各部の色の更新を含んだガイド画像 G I の更新は、所定の時間サイクルで繰り返し実行される。それによって、診断者 D は被診断器官の各部をもれなく検査することが可能になる。

【 0 0 5 3 】

各ボクセルの撮影累算値 N i は、一連の撮影が完了して超音波診断装置 1 での撮影完了を操作盤 2 3 から指示することによって「0」にリセットされる。もっとも、一連の撮影の途中で、診断者 D が最初から撮影をやり直したいと考えるような場合のために、一連の撮影が完了する前であっても操作盤 2 3 の操作によって、すべてのボクセルの撮影累算値 N i を強制的に 0 にリセットし、各部の表示色も初期値（赤）に戻す強制リセット機能を追加することもできる。

40

【 0 0 5 4 】

なお、図 1 1 中に黒丸で示した部位 S P の意味については、モデル画像の再位置あわせ処理に関連して後述するが、この黒丸は説明用であって、実際に画面上に表示されるわけではない。

【 0 0 5 5 】

50

### <モデル画像の再位置あわせ>

ところで、上記のルーチンでは、被検者Pの身体の中の位置に被診断器官が存在するかについては、解剖学的な知見に基づいて標準的な位置を設定しており、それを前提としてプローブ位置と被診断器官との空間的関係を特定するという処理内容となっているが、実際には被診断器官の位置には個人差がある。そこで、そのような個人差による誤差を補償して、より正確な位置関係でモデル画像MIの撮影履歴表示ができるような機能をも、この実施形態の超音波診断装置1に持たせることができる。

#### 【0056】

図13はそのような機能に対応して演算部111が行う動作のフローチャートであり、図14はモデル画像MIの再位置あわせの説明図である。このうち、図13のルーチンは、たとえば図4のステップS3とS4との間で実行させることが可能である。

10

#### 【0057】

そこではまず、被診断器官の幾何学的特徴部として、総頸動脈CCAが内頸動脈ICAと外頸動脈ECAとに分岐する部位(分岐部)SPの位置(図11参照)を超音波画像から検出する(ステップS101)。このときの分岐部SPの位置を「実測分岐位置」と呼ぶことにする。

#### 【0058】

次に、頸動脈のモデル画像MIが被検者Pの体内の標準位置に存在する場合の分岐部SPの位置(「標準分岐位置」と)と上記実測分岐位置とを比較し(ステップS102)、それらのズレ量(偏差)が所定の閾値以上である場合は、実測分岐位置に合致するように、被検者Pの体内におけるモデル画像MIの位置関係を修正して更新する(ステップS103、S104)。また、下記で詳述するように、モデル画像MIの各部と撮影累算値Niとの対応関係を上記ズレ量に応じてずらせることによって更新する(ステップS105)。さらに、これに応じてガイド画像GIの表示内容を更新する(ステップS106)。

20

#### 【0059】

図14(a)には、標準位置に置かれたモデル画像MIの分岐部の位置と、実測分岐位置SPとが空間的に離れている場合が例示されている。このような場合には、図14(b)に示すように、実測分岐位置SPとモデル画像MIの分岐部との位置が一致するように、モデル画像MIと超音波プローブ10(超音波プローブ画像PI)との位置関係を修正することになる。また、これに応じて、モデル画像MIの各部と撮影累算値Niのアドレスの相互関係も修正する。すなわち、各ボクセルと撮影累算値Niの対応関係を全体としてシフトすることにより、たとえば修正前には図14(a)の部分K1のボクセルに対して記憶されていた撮影累算値Niが、図14(b)の部分K2のボクセルに対する撮影累算値となるように、ボクセルとの対応関係を移動させる。他の部分も同様であり、具体的には、空間座標に対応させて付与している各ボクセルの記憶アドレスを上記ズレ量に応じて一律にシフトさせることによって、空間位置と撮影累算値Niとの対応関係の変更することができる。移動元では被診断器官の表面上にあるボクセルが、移動後には被診断器官の表面から離れる場合もあるが、そのときには、移動後の位置から見て直近に存在する被診断器官の表面部分に移動前の撮影累算値を移せばよい。

30

#### 【0060】

このようなデータ上のシフトが行われると、それに合わせてガイド画像GI上の表示も図14(b)のように更新される。すなわち、撮影累算値に応じて色分けのほか、プローブ画像PIと照射方向矢印ARの表示位置もまた、主ディスプレイ21上で移動させる。図14(b)には、図示の便宜上、移動前と移動後とについてプローブ画像PIと照射方向矢印ARとが示されているが、実際には移動後のものだけが表示対象となっている。また、この図14においても、分岐部SPを示す黒丸は、説明の便宜上のものであって、主ディスプレイ21上の画面上に表示させるものではない。

40

#### 【0061】

以上のようなモデル画像の再位置あわせを行うことにより、診断者Dは、より正確な位置に設定した被診断臓器につき、そのモデル画像の撮影履歴表示に基づいて、漏れなく超

50

音波診断を行うことができる。

【0062】

< 情報処理装置における各機能要素の動作 >

以上の動作に対応させて図3の各機能要素を要約的に説明すれば、まず、プローブ情報検出手段121は、3次元カメラ24や姿勢センサ25を用いて超音波プローブ10の位置や姿勢の情報を検出する。モデル画像データがあらかじめ準備されてモデル画像データ保持手段131に保持されているほか、被診断器官の標準位置情報もあらかじめ準備されている。相対関係特定手段122は、超音波プローブ10の位置や姿勢の情報やモデル画像データなどに基づいて、被検体における被診断器官と超音波プローブ10との空間的対応関係を相対的に特定する。これらは、空間的関係決定手段120の主要な要素である。

10

【0063】

照射領域特定手段132は、上記の空間的対応関係に基づいて超音波の照射領域を特定し、撮影履歴累算手段133が、被診断器官のうち超音波が照射された部位の撮影累算値Niを求める。そして、画像修飾手段137は、撮影累算値に応じてモデル画像の各部を視覚的に修飾する。各部が色分けされたモデル画像が修飾モデル画像である。

【0064】

一方、超音波画像生成手段134は、超音波プローブ10で得た超音波画像を表示制御手段138に出力する。表示制御手段138は、超音波画像と、撮影履歴に応じて各部が着色されたモデル画像MIを含んだガイド画像GIとを主ディスプレイ21に表示させる。

20

【0065】

特徴部位検出手段135が超音波画像から幾何学的な特徴部位を検出し、それがモデル画像MIの特徴部位からずれている場合には、対応関係更新手段136が、モデル画像MIの位置や、モデル画像MIの各部と撮影累算値との対応関係を更新する。これに基づいてモデル画像MI（より正確には修飾モデル画像）を含んだガイド画像GIの更新が行われる。

【0066】

< 変形例 >

モデル画像の視覚的な修飾としては、色表現だけでなく、単一色を用いた濃度グラデーション表現や、撮影履歴に応じて異なる網目模様を使用するなどのパターン表現、画像の各部の透明度を撮影履歴に応じて変化させる透明度表現なども利用可能である。また、モデル画像の各部に所定の形状要素（たとえば○印）を分布させて付加し、その形状要素の大きさや色で撮影履歴を表現するなどの手法も利用できる。

30

【0067】

撮影累算値としては、上記実施形態のように撮影累積時間の長短に応じた値を自動的に加算させるだけでなく、診断者が超音波を照射した状態で所定の操作入力を行った（たとえば所定のボタンを押下する）場合に限り、そのときに超音波を照射している部分の撮影累積値を増加させるという態様（マニュアル指示に基づく撮影累積値の加算）も実現可能である。この場合には、超音波が照射されたという事実だけでなく、診断者がその部位の超音波画像を留意して観察したときだけ撮影累積値に反映させることができる。このため、撮影履歴は、撮影時間を反映はするが、必ずしも撮影時間そのものである必要はなく、一般に「撮影頻度」と呼ぶこともできる。

40

【0068】

超音波画像とガイド画像とは並列的に表示させてもよく、操作盤からの切替操作に基づいて時間的に切り換えて表示させてもよい。さらにこの発明は、人体を被検体とする超音波診断装置だけでなく、動物を被検体とする超音波診断装置にも適用できる。

【符号の説明】

【0069】

1 超音波診断装置

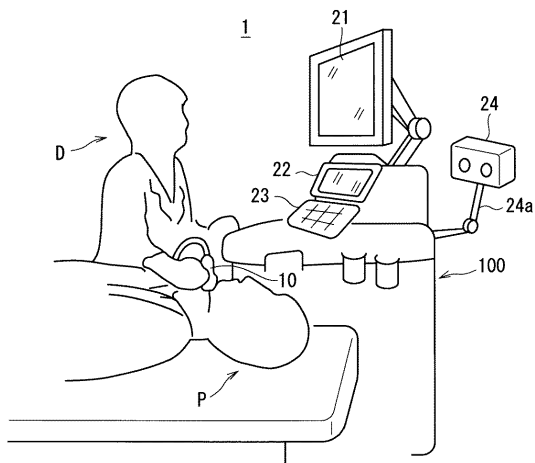
10 超音波プローブ

50

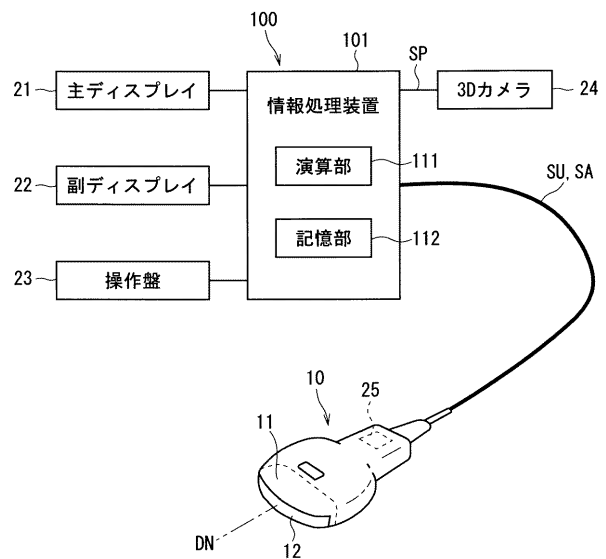
1 2 送受信面  
 2 4 3次元カメラ  
 2 5 姿勢センサ  
 M I モデル画像  
 M I D 修飾モデル画像  
 U I 超音波像  
 G I ガイド画像  
 C C A 総頸動脈（被診断器官）  
 I C A 内頸動脈  
 E C A 外頸動脈

10

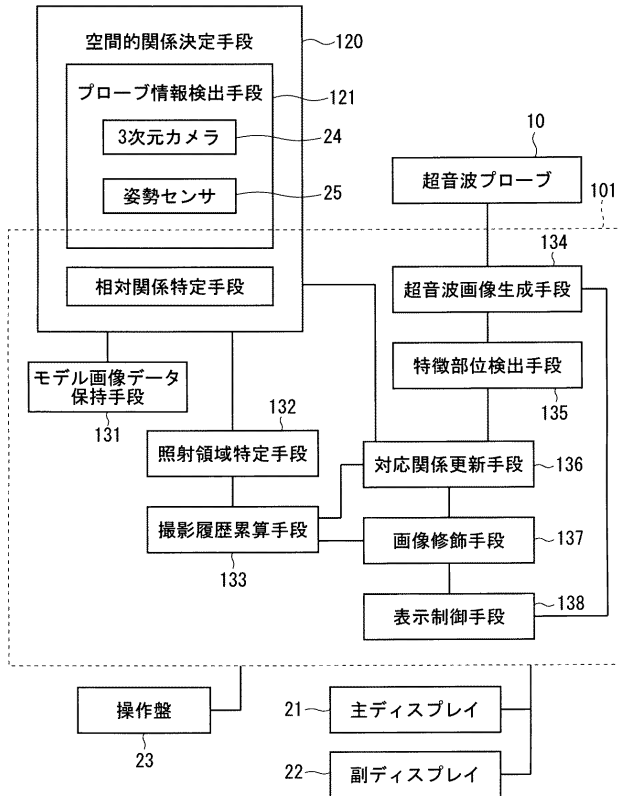
【図 1】



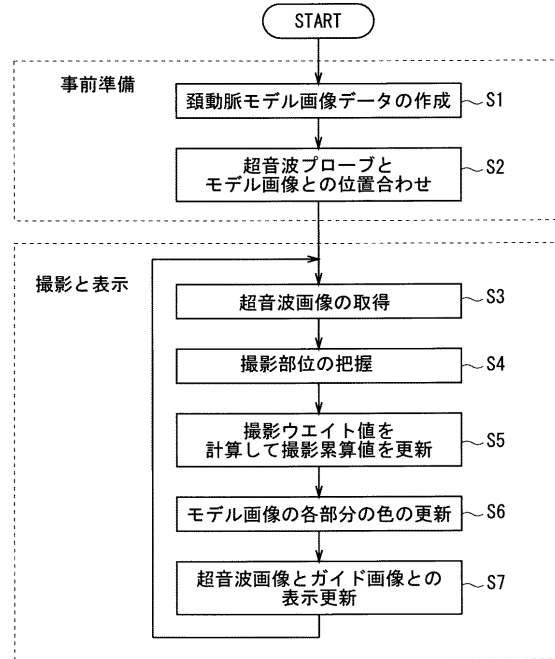
【図 2】



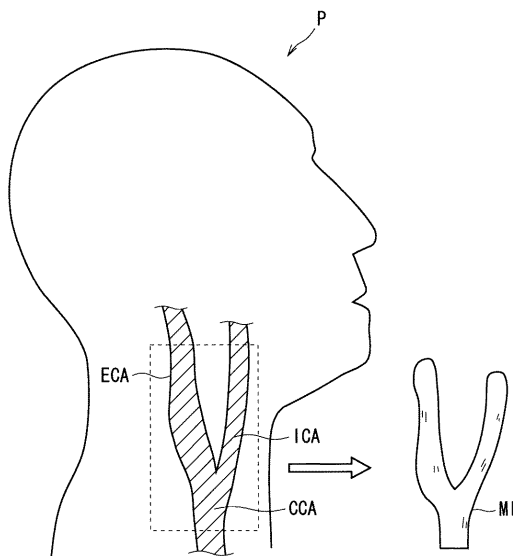
【図 3】



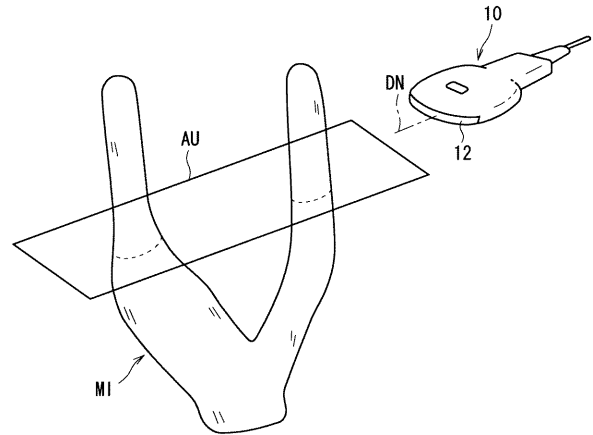
【図 4】



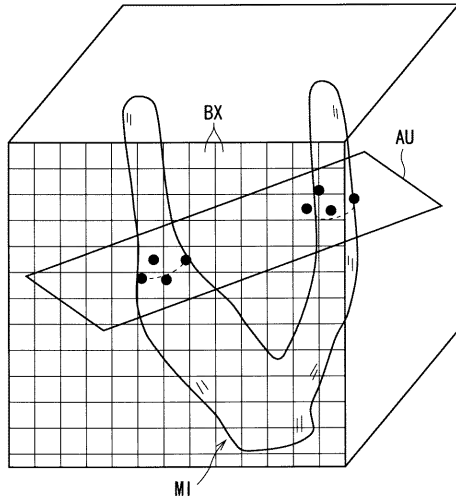
【図 5】



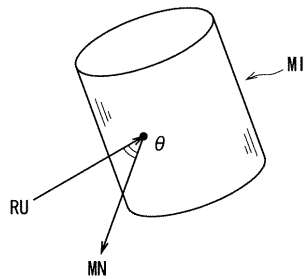
【図 6】



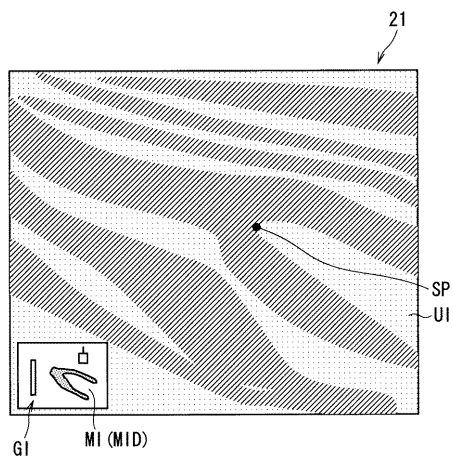
【図 7】



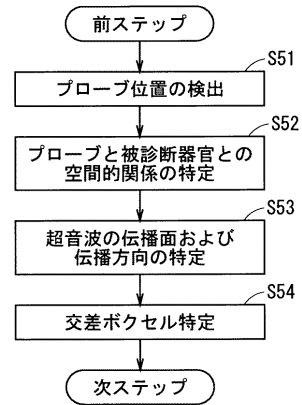
【図 8】



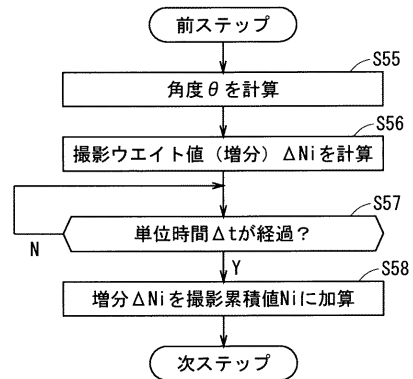
【図 11】



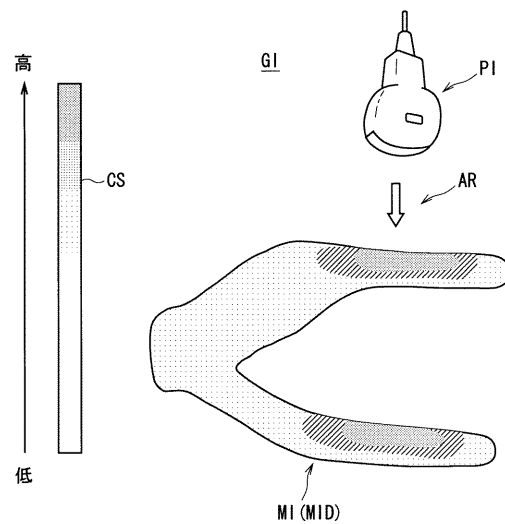
【図 9】



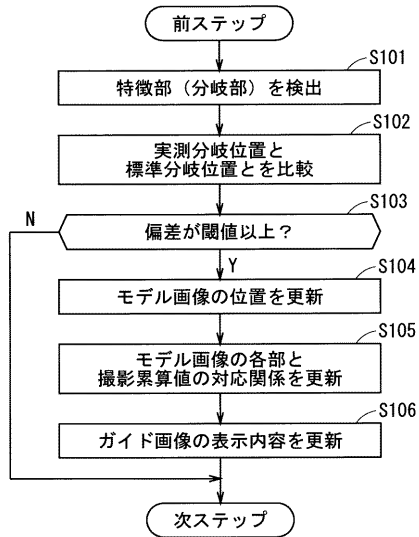
【図 10】



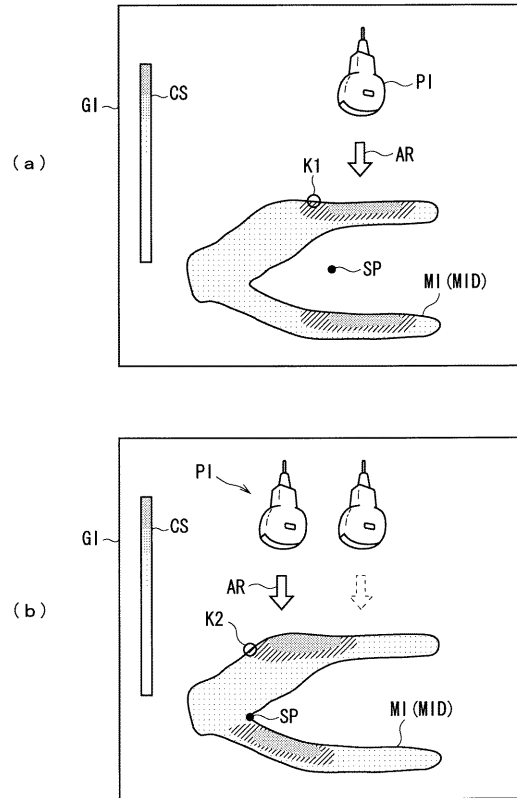
【図 12】



【図 13】



【図 14】



---

フロントページの続き

(72)発明者 武田 義浩

東京都日野市さくら町 1 番地 コニカミノルタエムジー株式会社内

Fターム(参考) 4C601 EE09 GA18 GA21 JC08 KK24 KK32 KK34

|                |                                                                              |         |            |
|----------------|------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声诊断设备                                                                       |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2010279486A</a>                                                | 公开(公告)日 | 2010-12-16 |
| 申请号            | JP2009134138                                                                 | 申请日     | 2009-06-03 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 柯尼卡株式会社                                                                      |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 柯尼卡美能达医疗印刷器材有限公司                                                             |         |            |
| [标]发明人         | 藤原浩一<br>遠山修<br>武田義浩                                                          |         |            |
| 发明人            | 藤原 浩一<br>遠山 修<br>武田 義浩                                                       |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00                                                                     |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00                                                                     |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/EE09 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/JC08 4C601/KK24 4C601/KK32 4C601/KK34 |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                    |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，适当地拍摄要观察的区域而不会忽视它们。ŽSOLUTION：准备要诊断的图像的模型图像MI。通过超声波探头拍摄待诊断器官的各个部分，并且同时针对待诊断器官的每个部分累积拍摄时间。模型图像MI的各个部分根据累积值进行颜色编码，并且在具有探测图像PI的当前位置的彩色显示器上显示。目前由超声波探头拍摄的超声波图像也显示在显示器上。由于用户可以通过颜色的差异在视觉上知道器官的各个部分的拍摄历史，因此通过超声波适当地拍摄要观察的区域而不会使它们过度拍摄。Ž

