

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4649117号
(P4649117)

(45) 発行日 平成23年3月9日(2011.3.9)

(24) 登録日 平成22年12月17日(2010.12.17)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 4 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2004-99627 (P2004-99627)
 (22) 出願日 平成16年3月30日(2004.3.30)
 (65) 公開番号 特開2005-279013 (P2005-279013A)
 (43) 公開日 平成17年10月13日(2005.10.13)
 審査請求日 平成19年3月23日(2007.3.23)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 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
 (73) 特許権者 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 110000866
 特許業務法人三澤特許事務所
 (74) 代理人 100081411
 弁理士 三澤 正義

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波プローブ操作支援装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブを用いて超音波を送信し、画像生成手段を用いて前記超音波の反射波に基づく超音波画像を生成する超音波診断装置に備えられる超音波プローブ操作支援装置であって、

前記画像生成手段が生成した前記超音波画像を記憶する記憶手段と、

前記画像生成手段が生成した第1の超音波画像から第1の特徴画像を抽出し、前記記憶手段に記憶された第2の超音波画像から第2の特徴画像を抽出し、前記第1の特徴画像と前記超音波プローブとの角度を算出し、前記第2の特徴画像と前記超音波プローブとの角度を算出する画像算出手段と、

前記画像算出手段が算出した角度に基づいて、前記第1の超音波画像と前記第2の超音波画像との実質的な一致か、あるいは前記第1の超音波画像と前記第2の超音波画像との実質的な不一致のいずれか一方を通知する通知手段と、

を有することを特徴とする超音波プローブ操作支援装置。

【請求項 2】

超音波プローブを用いて超音波を送信し、画像生成手段を用いて前記超音波の反射波に基づく超音波画像を生成する超音波診断装置に備えられる超音波プローブ操作支援装置であって、

前記画像生成手段が生成した前記超音波画像を記憶する記憶手段と、

前記画像生成手段が生成した第1の超音波画像から第1の特徴画像を抽出し、前記記憶

10

20

手段に記憶された第 2 の超音波画像から第 2 の特徴画像を抽出し、前記第 1 の特徴画像と前記超音波プローブとの距離を算出し、前記第 2 の特徴画像と前記超音波プローブとの距離を算出する画像算出手段と、

前記画像算出手段が算出した距離に基づいて、前記第 1 の超音波画像と前記第 2 の超音波画像との実質的な一致か、あるいは前記第 1 の超音波画像と前記第 2 の超音波画像との実質的な不一致のいずれか一方を通知する通知手段と、

を有することを特徴とする超音波プローブ操作支援装置。

【請求項 3】

超音波プローブを用いて超音波を送信し、画像生成手段を用いて前記超音波の反射波に基づく超音波画像を生成する超音波診断装置に備えられる超音波プローブ操作支援装置であって、

前記画像生成手段が生成した前記超音波画像を記憶する記憶手段と、

前記画像生成手段が生成した第 1 の超音波画像から第 1 の特徴画像を抽出し、前記記憶手段に記憶された第 2 の超音波画像から第 2 の特徴画像を抽出し、前記第 1 の特徴画像と前記超音波プローブとの角度及び距離を算出し、前記第 2 の特徴画像と前記超音波プローブとの角度及び距離を算出する画像算出手段と、

前記画像算出手段が算出した角度及び距離に基づいて、前記第 1 の超音波画像と前記第 2 の超音波画像との実質的な一致か、あるいは前記第 1 の超音波画像と前記第 2 の超音波画像との実質的な不一致のいずれか一方を通知する通知手段と、

を有することを特徴とする超音波プローブ操作支援装置。

【請求項 4】

超音波プローブを用いて超音波を送信し、画像生成手段を用いて前記超音波の反射波に基づく超音波画像を生成する超音波診断装置に備えられる超音波プローブ操作支援装置であって、

前記画像生成手段が生成した前記超音波画像を記憶する記憶手段と、

前記画像生成手段が生成した第 1 の超音波画像から第 1 の特徴画像を抽出し、前記記憶手段に記憶された第 2 の超音波画像から第 2 の特徴画像を抽出し、前記第 1 の特徴画像の横幅あるいは縦幅の少なくともいずれか一方を算出し、前記第 2 の特徴画像の横幅あるいは縦幅の少なくともいずれか一方を算出する画像算出手段と、

前記画像算出手段が算出した横幅あるいは縦幅の少なくともいずれか一方に基づいて、前記第 1 の特徴画像と前記第 2 の特徴画像との実質的な一致か、あるいは前記第 1 の特徴画像と前記第 2 の特徴画像との実質的な不一致のいずれか一方を通知する通知手段と、

を有することを特徴とする超音波プローブ操作支援装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、操作者が超音波診断装置の超音波プローブを操作する際に、その操作を支援し、超音波画像の収集を補助する装置に関する。特に、過去に得られた超音波画像との比較を容易にする技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、患者等の被検体に超音波を送信し、被検体によって反射された超音波を受信することで、被検体内の超音波画像を取得するものである。このようにして得られた超音波画像データは、超音波診断装置に設置されている記録媒体に記録される。このような超音波診断装置を用いた診断では、同じ患者の疾患の経時変化を調べることが行われる。例えば、術前（投薬前）の状態と術後（投薬後）の状態とを観測することが行われる。

【0003】

患者の術後（投薬後）の経過観測のため、過去の超音波画像を超音波診断装置以外のディスプレイに表示させる方法や、過去の超音波画像を超音波診断装置に読み込んで、現在

10

20

30

40

50

得ようとしている画像と並べて比較する方法が考えられている。また、過去の超音波画像と現在得ようとしている超音波画像とを重ね合わせて表示させる方法が考えられている（例えば、特許文献１）。

【０００４】

このような患者の経過観測を行うためには、同じ断層面での超音波画像を得ることが必要となる。超音波により走査される断層面は、超音波プローブを当てる位置だけでなく、超音波の送受信する方向にも依存する。

【０００５】

【特許文献１】特開２０００－３００５５７号公報

【発明の開示】

10

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

しかしながら、生体内には過去に収集した超音波画像と比較するための明確な目印となるものがない。そのため、術後（投薬後）に経過観測を行う場合、検査しようとする患部の大きさが極微小であると、同一画像を出力させることは困難な作業であり、熟練を要する作業である。

【０００７】

また、術前の操作者と術後の操作者とが異なる場合、過去（術前）の超音波画像を見ながら同じ患部を探し出すのに時間がかかり、診断能と診断効率の低下を招くことになる。また、同じ患部を探し出すには高い技術を要する。

20

【０００８】

一方、過去の画像と現在の画像とを並べて比較する方法では、両画像の一致の度合いの判断は操作者の定性的判断の能力に依存するところが大きく、やはり熟練を要するという問題がある。

【０００９】

この発明は上記の問題を解決するものであり、過去の超音波画像と現在得ようとしている超音波画像とを比較して、変位を算出することにより、両画像の一致の度合いの判断を定量的に行うことが可能な超音波プローブ操作支援装置を提供することを目的とする。そのことにより、熟練を要する作業の負担を軽減し、診断能と診断効率とを向上させることを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【００１０】

請求項１に記載の発明は、超音波プローブを用いて超音波を送信し、画像生成手段を用いて前記超音波の反射波に基づく超音波画像を生成する超音波診断装置に備えられる超音波プローブ操作支援装置であって、前記画像生成手段が生成した前記超音波画像を記憶する記憶手段と、前記画像生成手段が生成した第１の超音波画像から第１の特徴画像を抽出し、前記記憶手段に記憶された第２の超音波画像から第２の特徴画像を抽出し、前記第１の特徴画像と前記超音波プローブとの角度を算出し、前記第２の特徴画像と前記超音波プローブとの角度を算出する画像算出手段と、前記画像算出手段が算出した角度に基づいて、前記第１の超音波画像と前記第２の超音波画像との実質的な一致か、あるいは前記第１の超音波画像と前記第２の超音波画像との実質的な不一致のいずれか一方を通知する通知手段と、を有することを特徴とする超音波プローブ操作支援装置である。

40

【００１４】

請求項２に記載の発明は、超音波プローブを用いて超音波を送信し、画像生成手段を用いて前記超音波の反射波に基づく超音波画像を生成する超音波診断装置に備えられる超音波プローブ操作支援装置であって、前記画像生成手段が生成した前記超音波画像を記憶する記憶手段と、前記画像生成手段が生成した第１の超音波画像から第１の特徴画像を抽出し、前記記憶手段に記憶された第２の超音波画像から第２の特徴画像を抽出し、前記第１の特徴画像と前記超音波プローブとの距離を算出し、前記第２の特徴画像と前記超音波プローブとの距離を算出する画像算出手段と、前記画像算出手段が算出した距離に基づいて

50

、前記第 1 の超音波画像と前記第 2 の超音波画像との実質的な一致か、あるいは前記第 1 の超音波画像と前記第 2 の超音波画像との実質的な不一致のいずれか一方を通知する通知手段と、を有することを特徴とする超音波プローブ操作支援装置である。

【 0 0 1 6 】

請求項 3 に記載の発明は、超音波プローブを用いて超音波を送信し、画像生成手段を用いて前記超音波の反射波に基づく超音波画像を生成する超音波診断装置に備えられる超音波プローブ操作支援装置であって、前記画像生成手段が生成した前記超音波画像を記憶する記憶手段と、前記画像生成手段が生成した第 1 の超音波画像から第 1 の特徴画像を抽出し、前記記憶手段に記憶された第 2 の超音波画像から第 2 の特徴画像を抽出し、前記第 1 の特徴画像と前記超音波プローブとの角度及び距離を算出し、前記第 2 の特徴画像と前記超音波プローブとの角度及び距離を算出する画像算出手段と、前記画像算出手段が算出した角度及び距離に基づいて、前記第 1 の超音波画像と前記第 2 の超音波画像との実質的な一致か、あるいは前記第 1 の超音波画像と前記第 2 の超音波画像との実質的な不一致のいずれか一方を通知する通知手段と、を有することを特徴とする超音波プローブ操作支援装置である。

10

【 0 0 2 0 】

請求項 4 に記載の発明は、超音波プローブを用いて超音波を送信し、画像生成手段を用いて前記超音波の反射波に基づく超音波画像を生成する超音波診断装置に備えられる超音波プローブ操作支援装置であって、前記画像生成手段が生成した前記超音波画像を記憶する記憶手段と、前記画像生成手段が生成した第 1 の超音波画像から第 1 の特徴画像を抽出し、前記記憶手段に記憶された第 2 の超音波画像から第 2 の特徴画像を抽出し、前記第 1 の特徴画像の横幅あるいは縦幅の少なくともいずれか一方を算出し、前記第 2 の特徴画像の横幅あるいは縦幅の少なくともいずれか一方を算出する画像算出手段と、前記画像算出手段が算出した横幅あるいは縦幅の少なくともいずれか一方に基づいて、前記第 1 の特徴画像と前記第 2 の特徴画像との実質的な一致か、あるいは前記第 1 の特徴画像と前記第 2 の特徴画像との実質的な不一致のいずれか一方を通知する通知手段と、を有することを特徴とする超音波プローブ操作支援装置である。

20

【発明の効果】

【 0 0 2 3 】

請求項 1 から請求項 4 に記載の発明によると、画像の一致の度合いの判断を定量的に行うことが可能となる。従って、操作者が熟練者でなかったり、術前と術後とで操作者が異なったりしても、定量的に一致の度合いを判断することができ、熟練を要する作業の負担を軽減し、診断能と診断効率とを向上させることが可能となる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 5 】

(構成)

この発明の実施形態に係る超音波プローブ操作支援装置の構成について、図 1 を参照しつつ説明する。図 1 は、この発明の実施形態に係る超音波プローブ操作支援装置を備えた超音波診断装置の概略構成を示す機能ブロック図である。

【 0 0 2 6 】

40

超音波プローブ 1 は、複数の超音波振動子(図示しない)を備え、患者等の被検体に超音波を照射し、被検体で反射された反射波をエコー信号として受信する。送受信回路 2 は、超音波プローブ 1 に接続され、超音波プローブ 1 に電気信号を供給して超音波を発生させるとともに、超音波プローブ 1 が受信したエコー信号を受信する。

【 0 0 2 7 】

画像データ変換回路 3 は、送受信回路 2 に接続され、送受信回路 2 によって受信されたエコー信号を超音波画像データに変換する。DSC(デジタルスキャンコンバータ)回路 4 は、画像データ変換回路 3 に接続され、画像データ変換回路 3 によって変換された超音波画像データをTV信号に変換する。

【 0 0 2 8 】

50

画像算出回路 5 は、送受信回路 2 と D S C 回路 4 とに接続され、送受信回路 2 から出力されたエコー信号、又は D S C 回路 4 から出力された超音波画像データを受けて、超音波画像中の特徴画像（例えば、心臓であれば心尖や弁基部等の画像）を抽出する。この特徴画像は、輝度の違いにより超音波画像から抽出する。被検体内の組織には、超音波の反射率が高いものと低いものがあり、反射率が高い組織は超音波画像の輝度値が高くなる。その輝度値の違いにより、超音波画像から特徴画像（心臓であれば心尖や弁基部等）の輪郭を明瞭にすることができる。従って、画像算出回路 5 は、超音波画像の輝度の差によって特徴画像を抽出する。

【 0 0 2 9 】

更に、画像算出回路 5 は、過去に得られた特徴画像と現在得ようとしている特徴画像との一致の度合いを判断するための定量的データを算出する。この定量的データには、特徴画像の横幅、縦幅、特徴画像の中心と超音波プローブ 1 との間の距離、及び特徴画像の中心と超音波プローブ 1 との間の角度が含まれる。画像算出回路 5 は、輝度の差によって得られた特徴画像を例えば楕円近似し、その近似の結果得られた楕円から、横幅、縦幅、距離、及び角度を算出する。

【 0 0 3 0 】

画像比較回路 6 は、画像算出回路 5 と制御回路 7 を介して画像データベース 8 とに接続されている。そして、画像算出回路 5 で算出された特徴画像と、画像データベース 8 から出力された過去に得られた超音波画像の特徴画像とを比較する。具体的には、上述した定量的データの値をそれぞれ比較し、一致しているか否かの判断を行う。各定量データが一

【 0 0 3 1 】

画像データベース 8 には、超音波の送受信によって得られた超音波画像データが記憶されている。この画像データベース 8 には、過去の超音波画像データの他、現在取得した超音波画像データも記憶される。尚、画像データベース 8 がこの発明の「記憶手段」に相当する。

【 0 0 3 2 】

操作卓 9 は、超音波診断装置の動作のために必要なコマンドや、診断情報を入力するキーボード、マウス、トラッキングボール等からなる。また、キーボード等以外にも、T C S (T o u c h C o m m a n d S c r e e n) が備えられている。

【 0 0 3 3 】

画像表示回路 1 0 は、D S C 回路 4 により T V 信号に変換された超音波画像データと、画像データベース 8 に記憶されている過去の超音波画像データとの出力信号を切り替え、モニタ 1 1 に信号を出力する。モニタ 1 1 は、C R T ディスプレイ等からなり、画像表示回路 1 0 から出力された信号を受けて超音波画像を表示する。また、過去の超音波画像と現在得ようとしている超音波画像とが一致しているか否かの判断結果を表示する。

【 0 0 3 4 】

制御回路 7 は各回路に接続され、超音波診断装置全体を制御する。また、図示しないが、本実施形態に係る超音波診断装置には、C P U、R O M、及び R A M 等が備えられている。

【 0 0 3 5 】

次に、超音波診断装置に備えられている超音波プローブ 1 について、図 2 を参照しつつ説明する。図 2 は、超音波プローブの概略構成を示す斜視図である。超音波プローブ 1 を用いて超音波画像を得る場合、図 2 に示すように、超音波プローブ 1 の先端面 1 a を被検体の体表面に当て、超音波プローブ 1 の角度等を変えて超音波の送受信を行う。例えば、同図に示すように、超音波プローブ 1 を前後に傾けたり、左右に傾けたり、超音波プローブ 1 の中心を軸としてその周りに回転させたりする。

【 0 0 3 6 】

ここで、便宜的に各角度を定義する。超音波プローブ 1 を被検体の体表面に対して垂直に立てた場合を基準（図 2 に基準軸 1 b として示す）として、その基準軸 1 b から前後に

10

20

30

40

50

傾けた場合のその基準軸 1 b と超音波プローブ 1 との間の角度を角度 θ とする。図 2 に示す Z X 平面において、基準線 1 b に対して超音波プローブ 1 がなす角度を角度 θ とする。また、その基準軸 1 b から左右に傾けた場合のその基準と超音波プローブ 1 との間の角度を角度 φ とする。図 2 に示す Y Z 平面において、基準軸 1 b に対して超音波プローブ 1 がなす角度を角度 φ とする。また、超音波プローブ 1 の周りの角度を角度 ω とする。図 2 に示す X Y 平面において、基準軸 1 b の周りの角度を角度 ω とする。上述した特徴画像の定量的データ（横幅、縦幅、距離、角度）は、これらの角度（ θ 、 φ 、 ω ）に依存し、これらの角度が変化すると、定量的データも変化する。

【 0 0 3 7 】

（作用）

10

次に、本実施形態に係る超音波プローブ操作支援装置の作用について、図 3 乃至図 5 を参照しつつ説明する。図 3 及び図 4 は、本実施形態に係る超音波プローブ操作支援装置の動作の流れを示すフローチャートである。図 5 は、過去の超音波画像と現在得ようとしている超音波画像との一致の度合いを定量的に判断するための図である。

【 0 0 3 8 】

まず、例えば術前（投薬前）の患部の超音波画像を読み出す（ステップ S 0 1）。この操作は、例えば検査技師等の操作者が操作卓 9 から指示を入力し、指示に従って画像データベース 8 から過去の超音波画像が読み出される。この過去の超音波画像をモニタ 1 1 に表示させる必要はないが、必要に応じて表示させても良い。

【 0 0 3 9 】

20

そして、超音波プローブ 1 を患者等の被検体に当てて、超音波を被検体に向けて送信し、被検体で反射された超音波を超音波プローブ 1 でエコー信号として受信する（ステップ S 0 2）。このようにして得られたエコー信号は、送受信回路 2 によって受信され、その後、画像データ変換回路 3 によって超音波画像データに変換される（ステップ S 0 3）。そして、D S C 回路 4 により、超音波画像データは T V 信号に変換される。

【 0 0 4 0 】

T V 信号に変換された超音波画像データは、画像表示回路 1 0 に出力されるとともに、画像算出回路 5 にも出力される。画像表示回路 1 0 に出力された超音波画像データはモニタ 1 1 により表示される。一方、画像算出回路 5 に出力された超音波画像データは、画像算出回路 5 により超音波画像データの中から特徴画像データが抽出される（ステップ S 0 4）。この特徴画像データは、上述した方法により抽出される。

30

【 0 0 4 1 】

一方、ステップ S 0 1 にて画像データベース 8 から読み出された過去の超音波画像データは、制御回路 7 を介して画像算出回路 5 に出力される。そして、現在得ようとしている超音波画像データと同容に特徴画像データが抽出される（ステップ S 0 4）。

【 0 0 4 2 】

図 5 に抽出された特徴画像（例えば、心臓であれば心尖や弁基部等）を示す。この図 5 において、超音波の走査によって得られた超音波画像の全体像は扇型の形状で表されている。そして、この扇型の頂点に超音波プローブ 1 が位置することになる。特徴画像 2 0 は楕円近似され、場合によってはモニタ 1 1 で表示される。尚、上述したように、輝度の違いにより特徴画像の輪郭を明瞭にすることが可能となる。そして、画像算出回路 5 にて特徴画像データの横幅 X と縦幅 Y とが算出される（ステップ S 0 5）。横幅 X と縦幅 Y の抽出は、過去の特徴画像においても行われる。図 5 に示すように、特徴画像 2 0 の横幅が最大となるところの長さを X とし、縦幅が最大となるところの長さを Y とする。

40

【 0 0 4 3 】

更に、画像算出手段 5 により、横幅 X と縦幅 Y とが交差する点、つまり、楕円近似された特徴画像 2 0 の中心点 2 2 が算出される（ステップ S 0 6）。そして、超音波プローブ 1（扇型の頂点）と中心点 2 2 とを直線 2 4 で結び、楕円近似された特徴画像 2 0 の縦軸と直線 2 4 との間の角度 A が算出される（ステップ S 0 7）。

【 0 0 4 4 】

50

そして、画像比較回路 6 にて、過去の特徴画像データの角度 A と現在の特徴画像データの角度 A とが比較される (ステップ S 0 8)。この比較においては、過去の角度 A の誤差範囲内か否かが判断される (ステップ S 0 9)。ここで、角度 A と超音波プローブ 1 の傾きとの関係について、図 2 に示す超音波プローブ 1 を参照しつつ説明する。図 2 において、超音波プローブ 1 を左右の方向に (Y 方向に角度 φ) 傾けると、モニタ 1 1 に表示される超音波画像はその反対方向に傾いて表示される。つまり、この角度 A は、超音波プローブ 1 の左右の傾き (Y 方向の角度 φ) に依存する。従って、過去の角度 A と現在の角度 A とが異なっているということは、過去において診断した際の超音波プローブ 1 と比較して、現在配置されている超音波プローブ 1 は左右いずれかの方向に傾いていると考えられる。つまり、角度 φ の値が異なっていると考えられる。

10

【 0 0 4 5 】

そして、画像比較回路 6 にて誤差範囲外であると判断された場合 (ステップ S 0 9 : N o)、現在得ようとしている超音波画像 (超音波プローブ 1) が左右いずれかの方向 (Y 方向) にずれている旨をモニタ 1 1 にて表示する (ステップ S 1 0)。その他、スピーカにより音声を発生させても良く、ライト等を発光させても良い。

【 0 0 4 6 】

一方、ステップ S 0 9 にて、画像比較回路 6 にて誤差範囲内であると判断された場合 (ステップ S 0 9 : Y e s)、現在得ようとしている超音波画像 (超音波プローブ 1) は、左右の傾き (Y 方向の角度 φ) に関しては過去の傾きと一致している旨をモニタ 1 1 にて表示する (ステップ S 1 1)。

20

【 0 0 4 7 】

また、ステップ S 1 0 にて超音波プローブ 1 が左右のいずれかの方向にずれている旨がモニタ 1 1 にて表示された場合、操作者は超音波プローブ 1 の左右の傾き (角度 φ) を調整しながら超音波の送受信を行う (ステップ S 0 2)。そして、ステップ S 0 2 ~ ステップ S 0 9 の動作を繰り返し、ステップ S 0 9 にて誤差範囲内であると判断されるまで、超音波プローブ 1 の左右の傾き (Y 方向の角度 φ) を調整する。そして、ステップ S 0 9 にて誤差範囲内と判断されると、左右の傾き (Y 方向の角度 φ) に関しては過去の傾きと一致している旨がモニタ 1 1 にて表示される (ステップ S 1 1)。

【 0 0 4 8 】

このように、超音波プローブ 1 (扇型の頂点) と特徴画像 2 0 の中心点 2 2 とがなす角度から、超音波プローブ 1 の左右の傾きのずれ (角度 φ のずれ) を判断することが可能となるため、熟練者でなくても、所望の画像を得ることができる。

30

【 0 0 4 9 】

角度 A が一致した後、つまり、超音波プローブ 1 の左右の傾き (角度 φ) が一致した後、引き続き超音波プローブ 1 の傾き等を調整する。この調整について図 4 を参照しつつ説明する。

【 0 0 5 0 】

超音波プローブ 1 の左右の傾き (Y 方向の角度 φ) が誤差範囲内であると判断されると、画像算出回路 5 にて超音波プローブ 1 (扇型の頂点) と中心点 2 2 との間の距離 L が算出される (ステップ S 1 2)。距離 L の抽出は、過去の特徴画像においても行われる。

40

【 0 0 5 1 】

そして、画像比較回路 6 にて、過去の特徴画像データの距離 L と現在の特徴画像データの距離 L とが比較される (ステップ S 1 3)。この比較においては、過去の距離 L の誤差範囲内か否かが判断される (ステップ S 1 4)。ここで、距離 L と超音波プローブ 1 の傾きとの関係について、図 2 を参照しつつ説明する。図 2 において、超音波プローブ 1 を前後の方向に (X 方向の角度 θ) 傾けると、モニタ 1 1 に表示されている超音波画像はその反対方向に傾いて表示される。つまり、この距離 L は、超音波プローブ 1 の前後の傾き (X 方向の角度 θ) に依存する。従って、過去の距離 L と現在の距離 L とが異なっているということは、過去において診断した際の超音波プローブ 1 と比較して、現在配置されている超音波プローブ 1 は前後いずれかの方向に傾いていると考えられる。つまり、角度 θ の

50

値が異なっていると考えられる。

【0052】

そして、誤差範囲外であると判断された場合（ステップS14：No）、現在得ようとしている超音波画像（超音波プローブ1）が前後いずれかの方向にずれている旨をモニタ11にて表示する（ステップS15）。左右のずれの場合と同様に、スピーカやライト等により操作者に通知しても良い。

【0053】

一方、ステップS14にて、誤差範囲内であると判断された場合（ステップS14：Yes）、現在得ようとしている超音波画像（超音波プローブ1）は、前後の傾き（X方向の角度 θ ）に関しては過去の傾きと一致している旨をモニタ11にて表示する（ステップS17）。 10

【0054】

また、ステップS14にて超音波プローブ1が前後のいずれかの方向にずれている旨がモニタ11にて表示された場合、操作者は超音波プローブ1の前後の傾き（X方向の角度 θ ）を調整しながら超音波の送受信を行う（ステップS16）。そして、ステップS14にて誤差範囲内であると判断されるまで、超音波プローブ1の前後の傾き（X方向の角度 θ ）を調整する。そして、ステップS14にて誤差範囲内と判断されると、前後の傾き（X方向の角度 θ ）に関しては過去の傾きと一致している旨がモニタ11にて表示される（ステップS17）。 20

【0055】

このように、超音波プローブ1（扇型の頂点）と特徴画像20の中心点22との間の距離から、超音波プローブ1の前後の傾き（X方向の角度 θ ）のずれを判断することが可能となるため、熟練者でなくても、所望の画像を得ることができる。

【0056】

前後の傾き（X方向の角度 θ ）が誤差範囲内であると判断されると、画像比較回路6にて、過去の特徴画像データの横幅X及び縦幅Yと、現在の特徴画像データの横幅X及び縦幅Yとが比較される（ステップS18）。この比較においては、過去の横幅X及び縦幅Yの誤差範囲内か否かが判断される（ステップS19）。ここで、横幅X及び縦幅Yと超音波プローブ1の傾きとの関係について、図2を参照しつつ説明する。図2において、超音波プローブ1を基準軸1bに対して回転させると、特徴画像20の楕円の形状（楕円率： X/Y ）が変化する。つまり、横幅X及び縦幅Yは、超音波プローブ1の回転角（角度 ω ）に依存する。従って、過去の楕円率と現在の楕円率が異なっているということは、過去において診断した際の超音波プローブ1と比較して、現在配置されている超音波プローブ1はいずれかの方向にねじれていると考えられる。 30

【0057】

そして、誤差範囲外であると判断された場合（ステップS19：No）、現在得ようとしている超音波画像（超音波プローブ1）がいずれかの方向にねじれている旨をモニタ11にて表示する（ステップS20）。尚、角度 ϕ 等の場合と同様に、スピーカやライト等を用いて操作者に通知しても良い。

【0058】

一方、ステップS19にて、誤差範囲内であると判断された場合（ステップS19：Yes）、現在得ようとしている超音波画像（超音波プローブ1）は、回転角（角度 ω ）に関しては過去のものと一致している旨をモニタ11にて表示する（ステップS22）。 40

【0059】

また、ステップS20にて超音波プローブ1がいずれかの方向にねじれている旨がモニタ11にて表示された場合、操作者は超音波プローブ1の回転角（角度 ω ）を調整しながら超音波の送受信を行う（ステップS21）。そして、ステップS19にて誤差範囲内であると判断されるまで、超音波プローブ1の回転角（角度 ω ）を調整する。そして、ステップS19にて誤差範囲内であると判断されると、ねじれに関しては過去のねじれと一致している旨がモニタ11にて表示される（ステップS22）。 50

【0060】

このように、特徴画像20の横幅X及び縦幅Yから、超音波プローブ1のねじれのずれを判断することが可能となるため、熟練者でなくても、所望の画像を得ることができる。

【0061】

以上の処理の結果、超音波プローブ1の左右の傾きのずれ(Y方向の角度 φ)と、前後の傾きのずれ(X方向の角度 θ)と、ねじれのずれ(角度 ω)を調整することが可能となり、過去の超音波画像とほぼ一致する(誤差範囲内の)超音波画像を得ることが可能となる。そして、現在得ようとしている超音波画像と過去の超音波画像とがほぼ一致した(誤差範囲内である)と判断されると、その旨がモニタ11にて表示される(ステップS23)。

10

【0062】

このように、所望の画像を得るために、過去の超音波画像との差分を表示することにより、操作者は過去の超音波画像とのずれを認識することが可能となる。その結果、目的の超音波画像を収集するための時間を短縮することができ、操作者の診断能を向上させることが可能となる。また、過去に画像収集を行った操作者と、現在収集を行っている操作者が異なることがあっても、ほぼ同一断面の超音波画像を収集することができる。その結果、操作者間での個人差を修正することができ、診断すべき断層を間違えることによる再検査の率を低くすることが可能となる。

【0063】

また、本実施形態においては、超音波プローブ1で受信されたエコー信号を、画像データ変換回路3及びDSC回路4により超音波画像データに変換し、更にTV信号に変換した後に特徴画像を比較したが、この発明はそれに限られない。例えば、超音波画像データが作成される前のエコー信号を、送受信回路2から画像算出回路5に出力しても良い。このエコー信号には超音波の走査情報が含まれているため、この走査情報に基づいて特徴画像データを抽出し、過去の特徴画像データと比較する。そして、画像比較回路7にて角度A、距離L、横幅X、及び縦幅Yを比較し、過去の超音波画像と一致するか否かの判断を行う。過去の超音波画像と一致したと判断された場合、エコー信号は制御回路7を経由して画像データ変換回路3に出力される。そして、画像データ変換回路3にて超音波画像データに変換され、更に、DSC回路4にて超音波画像データはTV信号に変換され、画像表示回路10を介してモニタ11に出力され、超音波画像として表示される。このように、DSC回路4により処理される前の信号を用いることにより、現在の画像と過去の画像との比較を高速に行うことが可能となる。つまり、DSC回路4により処理される前の信号は、処理後の信号と比較して情報量が少ないため、高速に処理を行うことが可能となる。

20

30

【0064】

また、本実施形態においては、過去(術前や投薬前)の超音波画像と現在(術後や投薬後)の超音波画像とを比較したが、平均的なモデルデータと現在の超音波画像とを比較しても良い。平均的なデータと比較することにより、典型的な超音波画像との差を評価することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

40

【0065】

【図1】この発明の実施形態に係る超音波プローブ操作支援装置を備えた超音波診断装置の概略構成を示す機能ブロック図である。

【図2】超音波診断装置に備えられている超音波プローブの構成を示す斜視図である。

【図3】この発明の実施形態に係る超音波プローブ操作支援装置の動作を順番に示すフローチャートである。

【図4】この発明の実施形態に係る超音波プローブ操作支援装置の動作を順番に示すフローチャートである。

【図5】過去の超音波画像と現在得ようとしている超音波画像との一致の度合いを定量的に判断するための図である。

50

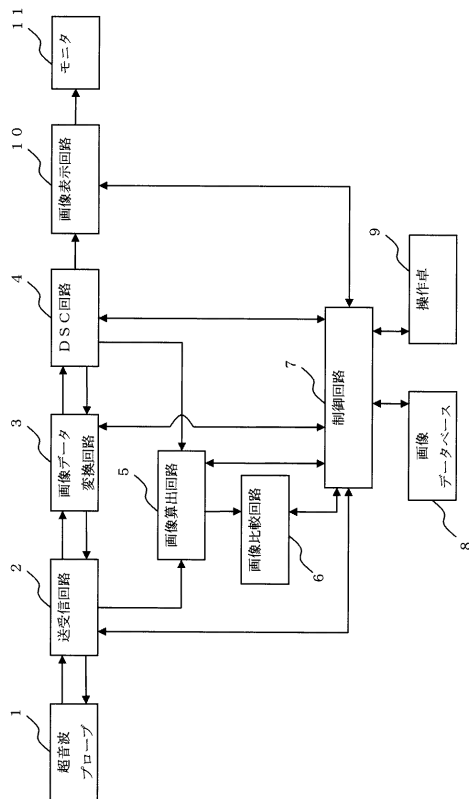
【符号の説明】

【0066】

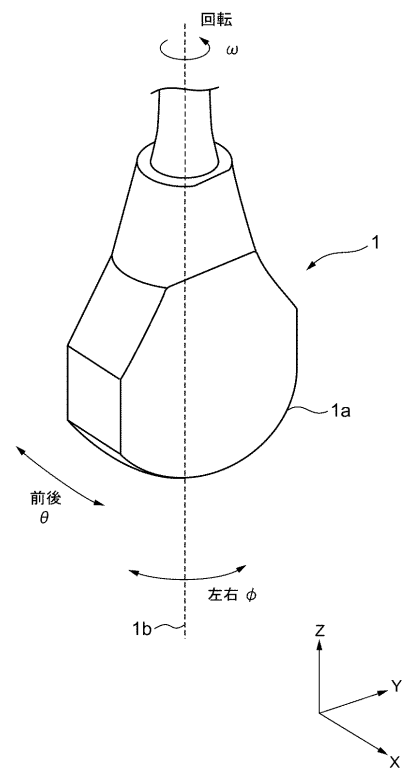
- 1 超音波プローブ
- 1 a 先端面
- 1 b 基準軸
- 2 送受信回路
- 3 画像データ変換回路
- 4 DSC回路
- 5 画像算出回路
- 6 画像比較回路
- 7 制御回路
- 8 画像データベース
- 9 操作卓
- 10 画像表示回路
- 11 モニタ
- 20 特徴画像
- 22 中心点
- 24 直線

10

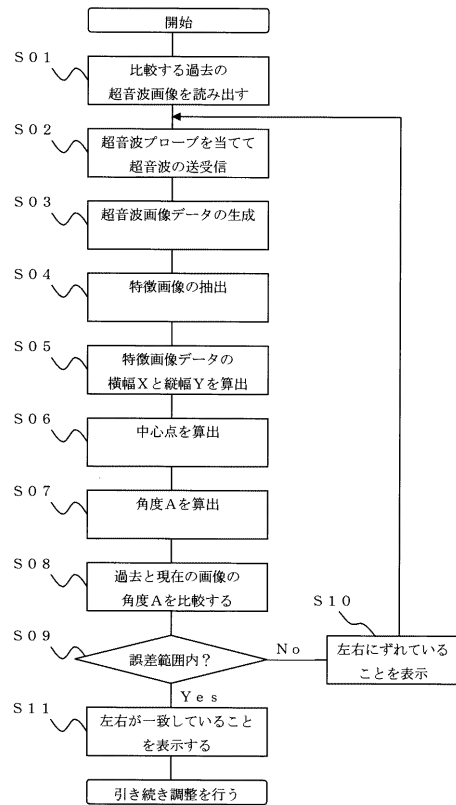
【図1】



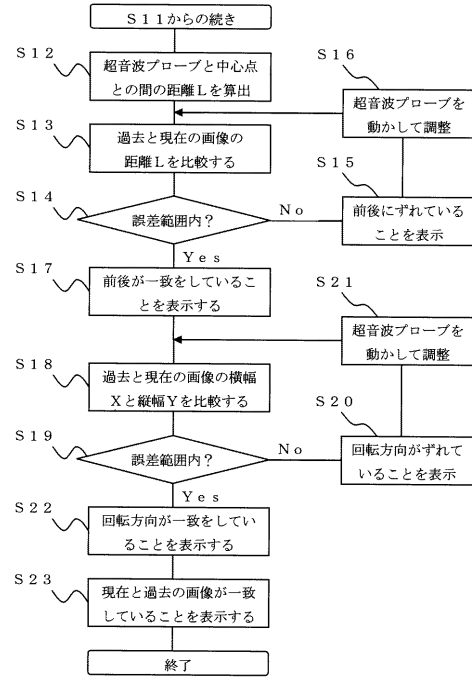
【図2】



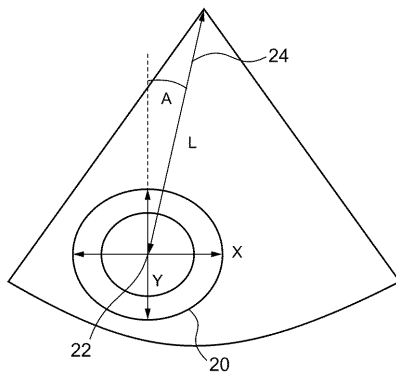
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

(72)発明者 小役丸 貴士

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 特開 2 0 0 4 - 2 9 0 4 0 4 (J P , A)

特開平 1 0 - 2 3 4 7 2 7 (J P , A)

特開 2 0 0 3 - 2 7 5 2 0 4 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声波探头操作支持装置		
公开(公告)号	JP4649117B2	公开(公告)日	2011-03-09
申请号	JP2004099627	申请日	2004-03-30
[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		
当前申请(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	小役丸貴士		
发明人	小役丸 貴士		
IPC分类号	A61B8/00 G06T7/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14 G06T7/00.300.F G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE09 4C601/GA18 4C601/GA26 4C601/JB35 4C601/JC15 4C601/KK12 4C601/KK25 4C601/LL11 5L096/BA13 5L096/CA13 5L096/DA02 5L096/FA62 5L096/FA64 5L096/FA67 5L096/HA01		
其他公开文献	JP2005279013A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够定量地确定过去和现在超声图像的重合度的超声探头操作支持设备。解决方案：图像计算电路5接收从DSC电路4输出的超声图像数据，并提取超声图像中的特征图像（例如，在心脏的情况下，cordinac顶点，阀基部的图像）。另外，图像计算电路5图像计算电路5计算用于判断过去特征图像和当前特征图像之间的一致程度的定量数据。定量数据包括特征图像的水平宽度和垂直宽度，特征图像的中心与超声探头1之间的距离，以及特征图像的中心与超声探头1之间的角度。图像比较电路6将当前特征图像与过去特征图像进行比较。分别比较定量数据的值。在重合的情况下，判断当前特征图像与过去的特征图像一致，并且通过监视器11显示对此的效果。

【图2】

