

(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2005-279013
(P2005-279013A)

(43) 公開日 平成17年10月13日(2005. 10. 13)

(51) Int.Cl.⁷
A 6 1 B 8/00
G 0 6 T 7/00

F I
A 6 1 B 8/00
G 0 6 T 7/00 3 0 0 F

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1
5 L 0 9 6

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2004-99627 (P2004-99627)	(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
(22) 出願日	平成16年3月30日 (2004. 3. 30)	(71) 出願人	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
		(71) 出願人	594164531 東芝医用システムエンジニアリング株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100081411 弁理士 三澤 正義
		(72) 発明者	小役丸 貴士 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 医用システムエンジニアリング株式会社内 最終頁に続く

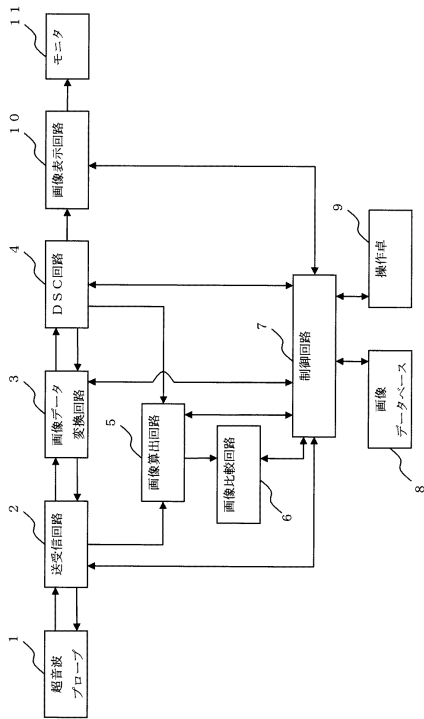
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ操作支援装置

(57) 【要約】

【課題】 過去と現在の超音波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。

【解決手段】 画像算出回路5は、DSC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。更に、過去の特徴画像と現在の特長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。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。画像比較回路6は、現在の特徴画像と過去の特徴画像とを比較する。定量的データの値をそれぞれ比較し、一致している場合は、現在の特徴画像と過去の特徴画像とが一致していると判断され、その旨がモニタ11を通じて表示される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブを用いて被検体に超音波を送信し、前記被検体で反射された超音波を受信して前記被検体の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、

超音波の送受信により得られた過去の超音波画像を記憶する記憶手段と、

現在得られる超音波画像から現在の特徴画像を抽出するとともに、前記記憶手段に記憶されている過去の超音波画像から過去の特徴画像を抽出する画像算出手段と、

前記現在の特徴画像と前記過去の特徴画像とを比較して、前記現在の特徴画像と前記過去の特徴画像とが一致しているか否かの判断を行う画像比較手段と、

前記現在の特徴画像と前記過去の特徴画像との一致 / 不一致を超音波プローブの操作者に認知可能に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】

前記画像算出手段は、現在得られる超音波画像から現在の特徴画像を抽出するとともに、前記記憶手段に記憶されている過去の超音波画像から過去の特徴画像を抽出し、前記現在の特徴画像の中心と前記超音波プローブとの間の角度を算出し、前記過去の特徴画像の中心と前記超音波プローブとの間の角度を算出し、

前記画像比較手段は、前記現在の角度と前記過去の角度とを比較することにより前記現在の特徴画像と前記過去の特徴画像とが一致しているか否かの判断を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ操作支援装置。

【請求項 3】

前記画像算出手段は、現在得られる超音波画像から現在の特徴画像を抽出するとともに、前記記憶手段に記憶されている過去の超音波画像から過去の特徴画像を抽出し、前記現在の特徴画像の中心と前記超音波プローブとの間の距離を算出し、前記過去の特徴画像の中心と前記超音波プローブとの間の距離を算出し、

前記画像比較手段は、前記現在の距離と前記過去の距離とを比較することにより、前記現在の特徴画像と前記過去の特徴画像とが一致しているか否かの判断を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ操作支援装置。

【請求項 4】

前記画像算出手段は、現在得られる超音波画像から現在の特徴画像を抽出するとともに、前記記憶手段に記憶されている過去の超音波画像から過去の特徴画像を抽出し、前記現在の特徴画像の横幅及び縦幅を算出し、前記過去の特徴画像の横幅及び縦幅を算出し、

前記画像比較手段は、前記現在の横幅及び縦幅と前記過去の横幅及び縦幅とを比較することにより、前記現在の特徴画像と前記過去の特徴画像とが一致しているか否かの判断を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ操作支援装置。

【請求項 5】

前記画像算出手段は、現在得られる超音波画像から現在の特徴画像を抽出するとともに、前記記憶手段に記憶されている過去の超音波画像から過去の特徴画像を抽出し、

前記現在の特徴画像の中心と前記超音波プローブとの間の角度を算出し、前記過去の特徴画像の中心と前記超音波プローブとの間の角度を算出し、前記現在の特徴画像の中心と前記超音波プローブとの間の距離を算出し、前記過去の特徴画像の中心と前記超音波プローブとの間の距離を算出し、前記現在の特徴画像の横幅及び縦幅を算出し、前記過去の特徴画像の横幅及び縦幅を算出し、

前記画像比較手段は、前記現在の角度と前記過去の角度とを比較し、前記現在の距離と前記過去の距離を比較し、前記現在の横幅及び縦幅と前記過去の横幅及び縦幅とを比較することにより、前記現在の特徴画像と前記過去の特徴画像とが一致しているか否かの判断を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ操作支援装置。

【請求項 6】

前記画像比較手段は、前記超音波プローブにて受信されたエコー信号に基づいて、前記現

10

20

30

40

50

在の特徴画像と前記過去の特徴画像とが一致しているか否かの判断を行うことを特徴とする請求項１に記載の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】

【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。

【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。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

請求項 1 に記載の発明は、超音波プローブを用いて被検体に超音波を送信し、前記被検体で反射された超音波を受信して前記被検体の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、超音波の送受信により得られた過去の超音波画像を記憶する記憶手段と、現在得られる超音波画像から現在の特徴画像を抽出するとともに、前記記憶手段に記憶されている過去の超音波画像から過去の特徴画像を抽出する画像算出手段と、前記現在の特徴画像と前記過去の特徴画像とを比較して、前記現在の特徴画像と前記過去の特徴画像とが一致しているか否かの判断を行う画像比較手段と、前記現在の特徴画像と前記過去の特徴画像との一致 / 不一致を超音波プローブの操作者に認知可能に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 1 1 】

この発明は、例えば、患者等の被検体の経過観測を行う際に用いられるものであり、現在得ようとしている超音波画像（術後又は投薬後の超音波画像）と、過去に得られた超音波画像（術前又は投薬前の超音波画像）とを比較する際に、操作者の操作の負担を軽減する装置である。

【 0 0 1 2 】

ここで、特徴画像とは、例えば、患部が心臓の場合、心尖等の画像を意味する。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から、それぞれ特徴画像（例えば心尖の画像）を抽出し、その形状や超音波画像全体に対する位置を比較する。そして、過去の特徴画像からの変位を算出し、その変位に基づいて現在得ようとしている超音波画像がずれているか判断する。例えば、形状や位置等が異なる場合、ずれていると判断される。そして、ずれていると判断された場合は、操作者が認知できるようにその旨を通知する。例えば、超音波診断装置に設置される表示器にその旨を表示させたり、音声を発生させたり、ライト等の発光体を発光させたりして操作者に通知する。 20

【 0 0 1 3 】

操作者はその通知により、現在と過去の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。例えば、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、両画像の一致の度合いを定量的に判断することができる。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一致しないということは、超音波プローブを患者に当てるべき位置や角度が、過去に診断した際の位置等と異なるということである。従って、現在と過去の画像が一致していない場合は、操作者は超音波プローブを当てる位置や角度を変えて、画像が一致するように操作することが可能となる。 30

【 0 0 1 4 】

請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載の超音波プローブ操作支援装置であって、前記画像算出手段は、現在得られる超音波画像から現在の特徴画像を抽出するとともに、前記記憶手段に記憶されている過去の超音波画像から過去の特徴画像を抽出し、前記現在の特徴画像の中心と前記超音波プローブとの間の角度を算出し、前記過去の特徴画像の中心と前記超音波プローブとの間の角度を算出し、前記画像比較手段は、前記現在の角度と前記過去の角度とを比較することにより前記現在の特徴画像と前記過去の特徴画像とが一致しているか否かの判断を行うことを特徴とするものである。 40

【 0 0 1 5 】

特徴画像の中心と超音波プローブとの間の角度は、超音波プローブの左右の傾き（振り角度）に依存し、超音波プローブを左右に傾けると、特徴画像の中心と超音波プローブとの間の角度が変化する。画像比較手段は、現在と過去の特徴画像からこの角度差を算出し、左右の傾き（振り角度）が一致しているか否かを判断する。そして、通知手段を通じて操作者に判断結果を通知する。その結果、操作者は、その判断結果に基づいて超音波プローブの左右の傾き（振り角度）を調整することが可能となる。

【 0 0 1 6 】

請求項 3 に記載の発明は、請求項 1 に記載の超音波プローブ操作支援装置であって、前 50

記画像算出手段は、現在得られる超音波画像から現在の特徴画像を抽出するとともに、前記記憶手段に記憶されている過去の超音波画像から過去の特徴画像を抽出し、前記現在の特徴画像の中心と前記超音波プローブとの間の距離を算出し、前記過去の特徴画像の中心と前記超音波プローブとの間の距離を算出し、前記画像比較手段は、前記現在の距離と前記過去の距離とを比較することにより、前記現在の特徴画像と前記過去の特徴画像とが一致しているか否かの判断を行うことを特徴とするものである。

【0017】

特徴画像の中心と超音波プローブとの間の距離は、超音波プローブの前後の傾き（煽り角度）に依存し、超音波プローブを前後に傾けると、特徴画像の中心と超音波プローブとの間の距離が変化する。画像比較手段は、現在と過去の特徴画像からこの距離差を算出し、前後の傾き（煽り角度）が一致しているか否かを判断する。そして、通知手段を通じて操作者に判断結果を通知する。その結果、操作者は、その判断結果に基づいて、超音波プローブの前後の傾き（煽り角度）を調整することが可能となる。

10

【0018】

請求項4に記載の発明は、請求項1に記載の超音波プローブ操作支援装置であって、前記画像算出手段は、現在得られる超音波画像から現在の特徴画像を抽出するとともに、前記記憶手段に記憶されている過去の超音波画像から過去の特徴画像を抽出し、前記現在の特徴画像の横幅及び縦幅を算出し、前記過去の特徴画像の横幅及び縦幅を算出し、前記画像比較手段は、前記現在の横幅及び縦幅と前記過去の横幅及び縦幅とを比較することにより、前記現在の特徴画像と前記過去の特徴画像とが一致しているか否かの判断を行うことを特徴とするものである。

20

【0019】

特徴画像の横幅及び縦幅は、超音波プローブのねじれ（回転角）に依存する。超音波プローブを回転させると、特徴画像の横幅及び縦幅（横幅と縦幅の比率）が変化する。画像比較手段は、現在と過去の特徴画像から横幅及び縦幅の差（比率の差）を算出し、ねじれ（回転角）が一致しているか否かを判断する。そして、通知手段を通じて操作者に判断結果を通知する。その結果、操作者は、その判断結果に基づいて超音波プローブのねじれ（回転角）を調整することが可能となる。

【0020】

請求項5に記載の発明は、請求項1に記載の超音波プローブ操作支援装置であって、前記画像算出手段は、現在得られる超音波画像から現在の特徴画像を抽出するとともに、前記記憶手段に記憶されている過去の超音波画像から過去の特徴画像を抽出し、前記現在の特徴画像の中心と前記超音波プローブとの間の角度を算出し、前記過去の特徴画像の中心と前記超音波プローブとの間の角度を算出し、前記現在の特徴画像の中心と前記超音波プローブとの間の距離を算出し、前記過去の特徴画像の中心と前記超音波プローブとの間の距離を算出し、前記現在の横幅及び縦幅を算出し、前記過去の横幅及び縦幅を算出し、前記画像比較手段は、前記現在の角度と前記過去の角度とを比較し、前記現在の距離と前記過去の距離を比較し、前記現在の横幅及び縦幅と前記過去の横幅及び縦幅とを比較することにより、前記現在の特徴画像と前記過去の特徴画像とが一致しているか否かの判断を行うことを特徴とするものである。

30

40

【0021】

画像比較手段は、上述した角度差、距離差、及び幅の差を算出し、それらの差に基づいて現在得ようとしている超音波画像がずれているか否かを判断する。そして、通知手段を通じて操作者に判断結果を通知する。その結果、操作者は、その判断結果に基づいて超音波プローブの傾きとねじれを調整することが可能となる。

【0022】

請求項6に記載の発明は、請求項1に記載の超音波プローブ操作支援装置であって、前記画像比較手段は、前記超音波プローブにて受信されたエコー信号に基づいて、前記現在の特徴画像と前記過去の特徴画像とが一致しているか否かの判断を行うことを特徴とするものである。

50

【発明の効果】

【0023】

請求項1乃至請求項5に記載の発明によると、現在と過去の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。

【0024】

更に、請求項6に記載の発明によると、エコー信号に基づいて一致/不一致の判断を行うことにより、上記の効果に加えて、判断する際の処理能力を向上させることができ、処理時間を短縮させることが可能となる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

(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。

【0026】

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。

20

【0027】

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。

【0028】

画像算出回路5は、送受信回路2とDSC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DSC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。

30

【0029】

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。

40

【0030】

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。各定量データが一致している場合は、現在の特徴画像と過去の特徴画像とが一致していると判断される。

【0031】

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

50

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。

【0032】

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。

【0033】

画像表示回路 10 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、
10 モニタ 11 に信号を出力する。モニタ 11 は、C R T ディスプレイ等からなり、画像表示回路 10 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。

【0034】

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。

【0035】

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
20 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。

【0036】

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
30 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。

【0037】

（作用）

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
40 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。

【0038】

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を読み出される。この過去の超音波画像をモニタ 11 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。

【0039】

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
50

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。

【 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）。 10

【 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。 20

【 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 】

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。 30

【 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。 40

【 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）。

【 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 50

整しながら超音波の送受信を行う（ステップS02）。そして、ステップS02～ステップS09の動作を繰り返し、ステップS09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S09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11にて表示される（ステップS11）。

【0048】

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、熟練者でなくとも、所望の画像を得ることができる。

【0049】

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。

【0050】

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22との間の距離Lが算出される（ステップS12）。距離Lの抽出は、過去の特徴画像においても行われる。

【0051】

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S13）。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S14）。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11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）。

【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）。

【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、熟練者でなくとも、所望の画像を得ることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 6 】

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。

10

【 0 0 5 7 】

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。

【 0 0 5 8 】

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は一致している旨をモニタ11にて表示する（ステップS22）。

20

【 0 0 5 9 】

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）。

【 0 0 6 0 】

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。

30

【 0 0 6 1 】

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）。

【 0 0 6 2 】

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。

40

【 0 0 6 3 】

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DCS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

50

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 10

【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】

【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。 20

【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。

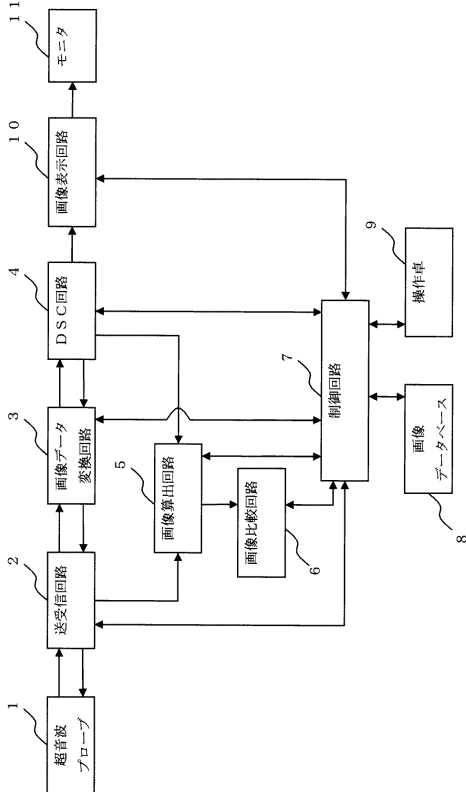
【図5】過去の超音波画像と現在得ようとしている超音波画像との一致の度合いを定量的に判断するための図である。

【符号の説明】

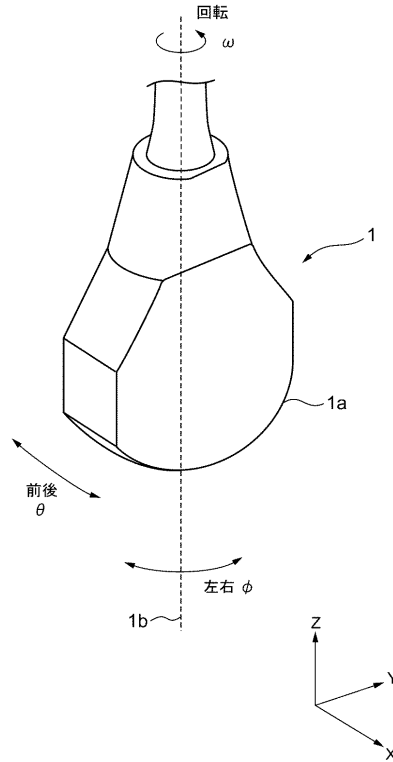
【0066】

- 1 超音波プローブ 30
- 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 40
- 10 画像表示回路
- 11 モニタ
- 20 特徴画像
- 22 中心点
- 24 直線

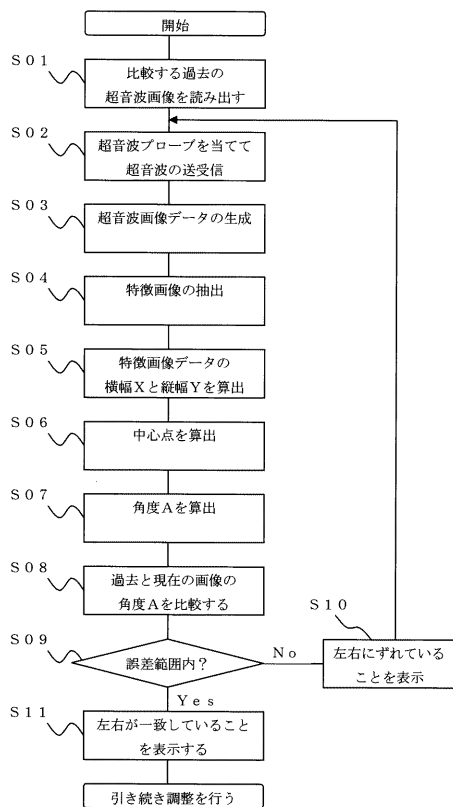
【図 1】



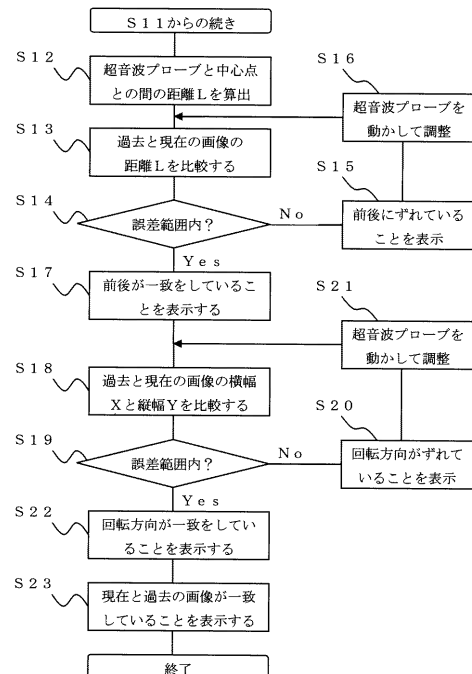
【図 2】



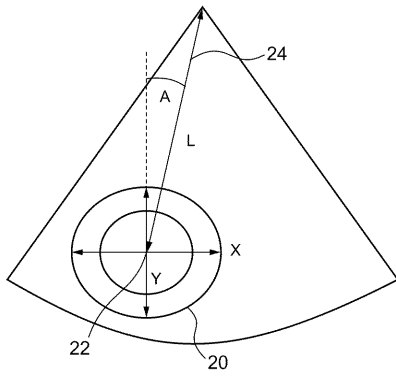
【図 3】



【図 4】



【 図 5 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB02 EE09 GA18 GA26 JB35 JC15 KK12 KK25 LL11
5L096 BA13 CA13 DA02 FA62 FA64 FA67 HA01

专利名称(译)	超声波探头操作支持装置		
公开(公告)号	JP2005279013A	公开(公告)日	2005-10-13
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		
[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 G06T7/00.300.F A61B8/14 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	JP4649117B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够定量地判断过去和现在的超声波图像之间的一致程度的超声波探头操作支持装置。图像计算电路（5）接收从DSC电路（4）输出的超声波图像数据，并提取超声波图像中的特征图像（例如，在心脏的情况下为心尖或瓣膜的图像）。此外，计算用于确定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宽度和高度，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。将定量数据的值相互比较，如果它们匹配，则确定当前特征图像和过去特征图像匹配，并且事实通过监视器11显示。[选型图]图1

