

(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2005-349003**(P2005-349003A)**

(43) 公開日 平成17年12月22日 (2005. 12. 22)

(51) Int.Cl.⁷**A 6 1 B 8/00**

F I

A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2004-173875 (P2004-173875)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成16年6月11日 (2004. 6. 11)		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
		(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	鈴木 智子
			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】 超音波診断装置

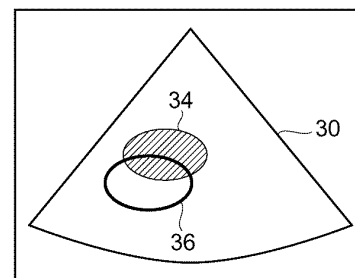
(57) 【要約】

【課題】 診断部位の経時変化を容易に判断できる超音波診断装置を提供する。

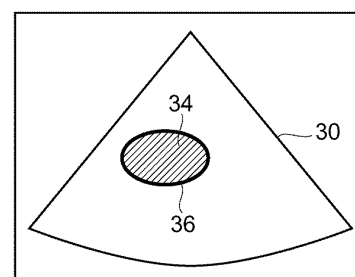
【解決手段】 超音波の送受信を行って被検体の断層像をモニタに表示する。操作卓を操作してモニタにマーカ36を表示する。マーカ設定回路は操作卓からの信号を受けて、マーカ36の形状及び大きさを変え、マーカ36と診断部位とを一致させる。一定時間が経過した後、超音波の送受信を行って断層像を得てモニタに表示する。一定時間経過前に得られたマーカをモニタに表示する。マーカ36を画面上で移動させ、マーカ36と診断部位34とを重ね合わせる。マーカ36の形状と診断部位34の形状とが一致する場合は、診断部位34の状態に経時変化がないと評価できる。一方、形状や大きさが一致しない場合は、経時変化があったと評価できる。

【選択図】 図3

(a)



(b)



【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を走査する送受信手段と、
前記送受信手段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超音波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前記超音波画像を表示する表示手段と、
前記表示手段に表示された前記超音波画像の所定の領域を囲むマーカを設定するマーカ設定手段と、
前記マーカの形状を記憶する記憶手段と、
前記超音波プローブによる超音波の送受信で新たに得られた超音波画像に、前記記憶手段に記憶されている前記マーカを合成して前記表示手段に表示させる合成手段と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記マーカ設定手段は、前記マーカの形状及び前記表示手段の画面上における前記マーカの位置を変更し、
前記合成手段は、前記新たに得られた超音波画像に、前記マーカ設定手段により形状及び位置が変更されたマーカを合成して前記表示手段に表示させ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】

前記マーカ設定手段により形状が変更されたマーカと、変更前のマーカとを比較して、寸法の差を算出する演算手段を更に有することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記演算手段は、前記変更前のマーカで囲まれた領域の面積と前記変更後のマーカで囲まれた領域の面積とを算出し、面積の差を算出することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記表示手段は、前記演算手段により算出された前記差を表示することを特徴とする請求項 3 又は請求項 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記マーカは前記超音波画像中の所定の診断部位の輪郭を表す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】

前記マーカ設定手段は、前記被検体ごとにマーカを設定し、
前記記憶手段は、前記被検体ごとに前記マーカの形状を記憶することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 6 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記被検体内における超音波の到達距離に応じて、前記記憶手段に記憶されている前記マーカの形状を変更するマーカ情報変更手段を更に有することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 7 のいずれかに記載の超音波診断装置。

40

【請求項 9】

前記マーカ情報変更手段は、前記マーカが設定された超音波画像の到達距離と、前記新たに得られた超音波画像の到達距離との比に基づいて、前記マーカの形状を変更することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、超音波プローブを用いて被検体の内部状態を画像化する超音波診断装置に関し、特に、複数の超音波診断画像を比較する技術に関する。

50

【背景技術】

【0002】

被検体内を超音波で走査し、被検体内からの反射波から生成した受信信号に基づいて、被検体の内部状態を画像化する超音波診断装置が知られている。このような超音波診断装置は、圧電振動子を備えた超音波プローブにより被検体内に超音波を送信し、被検体内部で音響インピーダンスの不整合によって生じる反射波を超音波プローブで受信して受信信号を生成する。

【0003】

この超音波診断装置を用いて被検体の腫瘍等の大きさを計測し、大きさの経時変化を観察することにより腫瘍等の状態を診断している。例えば、腫瘍の大きさが時間とともに変化しない場合は、良性の腫瘍とし、大きさが時間とともに変化すれば悪性の腫瘍とする等して診断を行っている。

【0004】

一般的に、腫瘍の大きさの経時変化の判断は、カルテに記載された前回の計測結果と今回の計測結果とを比較することにより行われている。もしくは、超音波診断装置に保存されている画像を呼び出して、現在の画像と過去の画像とを重ねて表示させることにより、腫瘍等の大きさの変化を観察している（例えば特許文献1）。

【0005】

【特許文献1】特開2000—300557号公報（段落[0002] - [0003]）

【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、腫瘍等の大きさの経時変化を観察するために、カルテから過去の計測結果を探すのが手間や時間がかかり、診断が効率的ではない。また、カルテには数字にて腫瘍等の計測結果が記載されているため、数字だけの比較では経時変化を直感的に把握することは困難である。

【0007】

また、超音波診断装置に保存した画像を呼び出して比較する場合も、比較すべき画像を検索する手間や時間がかかり、この場合も診断は効率的ではない。さらに、画像を重ねて比較する場合は、どれくらいの変化があったのか判断できず、変化を定量的に判断することは困難である。

【0008】

また、被検体内にいて超音波が到達できる深さ（到達距離）が変わると、超音波診断装置のモニタに表示される画像の大きさが変化してしまうため、測定条件が異なる画像を重ね合わせても正確に比較評価することができない。例えば、深さ15[cm]まで測定して画像を表示し、その後の測定において、深さ20[cm]まで測定して画像を表示した場合、同じ部分を測定してもモニタに表示される画像の比率が変化してしまい、そのままでは経時変化を評価することができない。

【0009】

この発明は上記の問題点を解決するものであり、超音波画像の任意の領域を囲むマーカを設定し、新たに得られた超音波画像にそのマーカを合成して表示することで、診断部位の変化を容易かつ簡潔に判断することを目的とする。

【0010】

また、超音波が到達できる深さ（到達距離）を変えて得られた超音波画像同士であっても、正確に経時変化を評価できる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

請求項1に記載の発明は、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を走査する送受信手段と、前記送受信手段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超音波画像を生成する画像処理手段

10

20

30

40

50

と、前記画像処理手段で生成された前記超音波画像を表示する表示手段と、前記表示手段に表示された前記超音波画像の所定の領域を囲むマーカを設定するマーカ設定手段と、前記マーカの形状を記憶する記憶手段と、前記超音波プローブによる超音波の送受信で新たに得られた超音波画像に、前記記憶手段に記憶されている前記マーカを合成して前記表示手段に表示させる合成手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

【0012】

この発明は、例えば手術の前後や投薬の前後等のように、診断部位の経時変化や、複数の超音波画像中の診断部位を比較する際に用いられるものである。例えば、被検体内に存在する腫瘍の経時変化を調べる場合に用いられる。この発明の超音波画像の所定の領域とは、超音波診断装置により診断する診断部位等のことであり、例えば、腫瘍等が該当する。

10

【0013】

マーカ設定手段により超音波画像中にマーカが設定されて所定の領域が囲まれると、そのマーカの形状が記憶手段（メモリ）に記憶される。例えば、術前や投薬前の腫瘍をマーカで囲んでおき、そのマーカの形状を記憶手段に記憶しておく。

【0014】

そして、新たな超音波画像が得られたとき、記憶手段に記憶されているマーカをその新しい超音波画像に合成して表示手段に表示する。操作者は、マーカとそのマーカに対応する診断部位とを比較することで、大きさ等の変化を評価することができる。

【0015】

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、前記マーカ設定手段は、前記マーカの形状及び前記表示手段の画面上における前記マーカの位置を変更し、前記合成手段は、前記新たに得られた超音波画像に、前記マーカ設定手段により形状及び位置が変更されたマーカを合成して前記表示手段に表示させることを特徴とするものを特徴とするものである。

20

【0016】

マーカ設定手段によりマーカの形状や位置等を変えて、新たに得られた超音波画像中の診断部位と比較することで、診断部位の形状や大きさが変わったか否かの判断が可能となる。

【0017】

請求項3に記載の発明は、請求項2に記載の超音波診断装置であって、前記マーカ設定手段により形状が変更されたマーカと、変更前のマーカとを比較して、寸法の差を算出する演算手段を更に有することを特徴とするものである。

30

【0018】

請求項4に記載の発明は、請求項3に記載の超音波診断装置であって、前記演算手段は、前記変更前のマーカで囲まれた領域の面積と前記変更後のマーカで囲まれた領域の面積とを算出し、面積の差を算出することを特徴とするものである。

【0019】

請求項5に記載の発明は、請求項3又は請求項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、前記演算手段により算出された前記差を表示することを特徴とするものである。

40

【0020】

演算手段が変更前のマーカと変更後のマーカとの差（例えば、面積の差）を算出することで、診断部位の大きさがどのくらい変化したのか、定量的に評価することができる。また、その面積の差等を表示手段に表示することで、操作者は変化量を認知することが可能となる。例えば、変化量をパーセント％で表したり、面積[mm²]の差で表したりする。その他、マーカの横幅や縦幅を表示しても構わない。

【0021】

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、前記マーカは前記超音波画像中の所定の診断部位の輪郭を表すことを特徴とする

50

ものである。

【0022】

請求項7に記載の発明は、請求項1乃至請求項6のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記マーカ設定手段は、前記被検体ごとにマーカを設定し、前記記憶手段は、前記被検体ごとに前記マーカの形状を記憶することを特徴とするものである。

【0023】

被検体ごとにマーカの形状等を記憶することで、マーカの検索が容易となる。例えば、超音波データにID番号等の識別データを付して記憶することで、そのID番号等の識別データに基づいて、各被検体のマーカの検索が容易となる。

【0024】

請求項8に記載の発明は、請求項1乃至請求項7のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記被検体内における超音波の到達距離に応じて、前記記憶手段に記憶されている前記マーカの形状を変更するマーカ情報変更手段を更に有することを特徴とするものである。

【0025】

請求項9に記載の発明は、請求項8に記載の超音波診断装置であって、前記マーカ情報変更手段は、前記マーカが設定された超音波画像の到達距離と、前記新たに得られた超音波画像の到達距離との比に基づいて、前記マーカの形状を変更することを特徴とするものである。

【0026】

マーカを設定した超音波画像の測定条件と、比較対象の新たに得られた超音波画像の測定条件とが異なる場合に、マーカ情報変更手段はその測定条件を比較してマーカの形状を変更するものである。特に、被検体内における超音波の到達距離を変えた場合、その到達距離の比率に基づいてマーカの形状を変更する。到達距離等の測定条件が変わると、表示手段の画面上における診断部位等の大きさや位置が変わってしまい、例えば同じ部位を診断しても、到達距離が変わると画面上において大きさ等が変わってしまう。しかし、測定条件に従ってマーカの大きさ等を補正することで、診断部位の大きさ等を正確に評価することができる。

【発明の効果】

【0027】

請求項1に記載の超音波診断装置によると、超音波画像の所定の領域を囲むマーカを設定する手段を設け、これを基準として各画像を比較することで、超音波画像の形状及び大きさの変化を容易に評価することが可能となる。

【0028】

請求項2に記載の超音波診断装置によると、表示手段の画面上でマーカを移動させ、サイズを変更させることにより、新たに得られた超音波画像中のマーカに対応する診断部位にそのマーカを合わせることが可能となる。そのことにより、診断部位の形状変化等を容易に判断することができる。

【0029】

請求項3に記載の超音波診断装置によると、マーカの変更前後の寸法の差を算出することで、診断部位の大きさの変化を定量的に評価することが可能となる。つまり、新たに得られた超音波画像中の診断部位にマーカの位置を合わせ、さらにその診断部位とマーカの大きさを一致させるようにマーカの大きさを変化させた後、その変化の前後の差を算出することにより、診断部位の変化を定量的に評価することが可能となる。さらに、請求項4及び請求項5に記載の超音波診断装置によると、マーカの面積の差を算出し、その結果を表示手段で表示することで、診断部位の大きさを定量的に評価することが可能となる。

【0030】

請求項7に記載の超音波診断装置によると、患者のID番号ごとにマーカの形状等を記憶することで、マーカ情報の検索が容易となり、診断の効率化を図ることが可能となる。

【0031】

10

20

30

40

50

請求項 8 及び請求項 9 に記載の超音波診断装置によると、測定条件に応じてマーカの大きさ等を変更して表示することにより、新たに得られた超音波画像の測定条件が変化しても超音波画像中の診断部位の経時変化を定量的に評価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】

【0032】

以下、この発明の実施形態に係る超音波診断装置について、図 1 乃至図 6 を参照しつつ説明する。

【0033】

(構成)

この発明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、この発明の実施形態に係る超音波診断装置の主要部の構成を示すブロック図である。

【0034】

超音波プローブ 2 は、患者等の被検体に対して超音波を送信し、被検体で反射した超音波をエコー信号として受信する。超音波プローブ 2 の先端部分には、複数の圧電セラミックスの振動子が配列されている。この超音波プローブ 2 の形態としては、セクタ対応、リニア対応、コンベックス対応等いずれであってもよい。

【0035】

送受信回路 4 は、パルス発生器、送信遅延回路、及びパルサを備え、各チャンネルの遅延時間をコントロールして、超音波をビーム状に成形し、これをパルス波として被検体に送信すると共に、超音波ビームの向きを変えて被検体内の断面を走査するために設けられている。この送受信回路 4 の駆動により超音波プローブ 2 から送信された超音波ビームは、被検体内の音響インピーダンスの不連続面で反射し、超音波プローブ 2 に戻ってくる。そして、超音波プローブ 2 で電気信号（エコー信号）に変換される。

【0036】

送受信回路 4 は、更に、プリアンプ、受信遅延回路、加算器、及び A/D 変換器を備えている。超音波プローブ 2 の各振動子で変換された微小な電気信号（エコー信号）は、チャンネルごとに送受信回路 4 に取り込まれ、プリアンプで増幅され、次に受信遅延回路により送信時と同じ遅延時間が与えられ、加算器で加算される。この加算により特定方向からの反射成分が強調された受信信号が生成される。そして A/D 変換器にてデジタル信号に変換され、DSC（デジタルスキャンコンバータ）6 に送られる。

【0037】

そして、DSC 6 は、超音波スキャンのラスタ信号列からビデオフォーマットのラスタ信号列に変換する。これにより断層像データ、いわゆる B モード画像データが生成される。この断層像データは、合成回路 18 を介してモニタ 20 に送られ、濃淡表示される。

【0038】

画像メモリ 8 は、DSC 6 における変換前の超音波スキャンのラスタ信号列データと変換後のビデオフォーマットのラスタ信号列データのいずれか一方、又は両方を記憶保持する。これらのデータは、例えば診断の後に操作者が任意に呼び出して表示再生することができるようにしている。

【0039】

操作卓 10 は、操作者からの各種指示情報を超音波診断装置 1 に入力するためのものである。操作卓 10 には、トラックボールやキーボードといった様々な入力機器が設置されている。この操作卓 10 を介して、走査条件の設定やマーカの設定、その他、様々な設定条件が入力される。

【0040】

操作者が操作卓 10 のトラックボール等を操作すると、マーカ設定回路 12 はその操作の信号に応じてモニタ 20 の画面上のポインタを動かす。そして、そのポインタで所定の領域を囲むマーカを指定すると、マーカ設定回路 12 は操作卓 10 からの指示を受けて、モニタ 20 の画面上のマーカの位置及び形状を求め、その情報を含んだマーカデータをマ

10

20

30

40

50

ーカメモリ 14 に出力する。このマーカデータはマーカメモリ 14 にて記憶保持される。このマーカメモリ 14 にて記憶保持されているマーカデータは、マーカ用 DSC 回路 16 を介して合成回路 18 で断層像データに合成され、モニタ 20 にて表示される。なお、マーカメモリ 14 には、マーカが設定された超音波画像の測定条件も併せて記憶保持される。例えば、超音波の到達距離を表す最大深度等の測定条件と一緒に記憶保持される。

【0041】

演算回路 22 は、マーカメモリ 14 に記憶保持されているマーカデータを呼び出して、マーカの面積、つまり、マーカにより囲まれた領域の面積を算出する。なお、この演算回路 22 がこの発明の「演算手段」及び「マーカ情報変更手段」に相当する。

【0042】

(動作)

次に、本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 5 を参照しつつ説明する。図 2 は、超音波画像に対して所定のマーカを設定する際の画面である。

【0043】

具体例として、腫瘍の経時変化について観察する場合について説明する。まず、超音波プローブ 2 を被検体の体表に当てて、超音波の送受信を行って被検体内の超音波画像（断層像）を得て、その断層像をモニタ 20 に表示する。図 2 には、モニタ 20 に表示された超音波画像（断層像）30 中の診断部位（腫瘍）32 が示されている。得られた超音波画像（断層像）30 は扇型の形状をなし、扇型の頂点に超音波プローブ 2 が設置されている。なお、DSC 6 により変換される前後の超音波画像データは画像メモリ 8 に記憶保持される。このとき、測定条件も併せて記憶される。

【0044】

そして、操作者は、操作卓 10 のトラッキングボール等を操作してモニタ 20 の画面上にマーカ 36 を表示させる。このマーカ 36 は操作卓 10 からの操作によりモニタ 20 の画面上にて移動及び回転させることが可能であり、さらに、その形状や大きさも変えることができる。マーカ設定回路 12 は、操作卓 10 からの信号を受けて、マーカ 36 の形状、大きさ、及び画面上における位置を変える。

【0045】

例えば、図 2 に示すように、操作卓 10 のトラッキングボール等を操作して、画面上に表示されたポイント等を操作し、診断部位（腫瘍）32 の輪郭をなぞる。そして、マーカ設定回路 12 は操作卓 10 からの信号を受けて、マーカ 36 の形状及び大きさを変え、マーカ 36 と診断部位（腫瘍）32 とを一致させる。

【0046】

このように、マーカの大きさ、形状、位置が決まると、操作者は操作卓 10 を操作してマーカデータを記録する旨の指示を超音波診断装置 1 に与える。操作卓 10 からの指示命令に対応する信号を受けたマーカ設定回路 12 は、マーカの形状、大きさ、位置（座標）の情報からなるマーカデータを作成する。例えば、マーカ 36 を構成する各ドットの位置情報（座標情報）を算出し、1 つのマーカデータとしてマーカメモリ 14 に出力し、マーカメモリ 14 はそのマーカデータを記憶保持する。モニタ 20 に表示されているマーカ 36 は、複数の点で構成されているため、各点のモニタ 20 の画面上の座標を算出し、マーカメモリ 14 に記憶させる。

【0047】

また、マーカメモリ 14 から演算回路 22 にマーカデータが出力される。演算回路 22 は、そのマーカデータに基づいて、マーカ 36 で囲まれた領域の面積を計算する。その面積値のデータはモニタ 20 に出力され、モニタ 20 に表示される。例えば、 $100.0 \text{ [mm}^2\text{]}$ と計算され、図 2 に示すように、その値がモニタ 20 に表示される。また、面積以外に、マーカ 36 で囲まれた領域の横幅や縦幅等も計算することが可能であり、操作者の要求に応じてそれらを計算し、モニタ 20 に表示させる。

【0048】

このとき、超音波画像の測定条件もマーカデータと併せて記憶される。例えば、超音波

10

20

30

40

50

の到達距離を表す最大深度等の測定条件と一緒に記憶保持される。

【0049】

そして、腫瘍の状態の経時変化を評価する場合、上記の超音波画像を得た時点から一定時間が経過した後に、再度同じ部位を診断する。例えば、術前の腫瘍の状態と術後の腫瘍の状態を比較して評価する場合や、薬物を投与する前の腫瘍の状態と投与した後の腫瘍の状態を比較して評価する場合等、一定時間が経過した後に、同じ部位を診断する。

【0050】

一定時間が経過した後、上記と同様に、超音波の送受信を行って被検体内の超音波画像（断層像）を得て、その断層像をモニタ20に表示する。また、DSC6により変化される前後の超音波画像データが画像メモリ8に記憶保持される。このとき、超音波画像の測定条件も併せて記憶保持される。

10

【0051】

そして、一定時間経過前に得られた超音波画像に対して設定したマーカデータをマーカメモリ14から呼び出す。この呼び出しは、操作者が操作卓10を操作して呼び出し命令を操作卓10からマーカメモリ14に出力することで行われる。経時変化を評価する場合は、同じ患者の同じ診断部位のマーカデータを呼び出す。

【0052】

そして、呼び出されたマーカデータはマーカ用DSC回路16を介して合成回路18に出力され、合成回路18にて一定時間経過後の超音波画像データに合成され、合成された状態でモニタ20に表示される。

20

【0053】

このときの表示例を図3に示す。図3は、マーカと超音波画像とが合成されて表示された画面の図である。図3には、一定時間経過した後の超音波画像（断層像）と、経過前の超音波画像で設定されたマーカとが示されている。この超音波画像には、一定時間経過後の診断部位（腫瘍）34が表示されている。

【0054】

図3（a）においては、モニタ20の画面上におけるマーカ36の位置と診断部位34の位置とが異なっている。例えば、超音波プローブ2を被検体の体表に当てる位置が、一定時間経過の前後で僅かに異なることにより、互いに位置がずれてしまうことがある。

【0055】

このような場合、操作者の操作によりマーカ36をモニタ20の画面上で移動させることができる。操作者が操作卓10のトラックボール等を操作すると、その操作の信号がマーカ設定回路12に出力され、マーカ設定回路12はその信号に応じてマーカ36をモニタ20の画面上で移動させる。そして、操作者の操作により、マーカ36と診断部位34とを重ね合わせる。

30

【0056】

この重ね合わせた状態を図3（b）に示す。図3（b）に示すように、マーカ36の形状と診断部位34の形状とが一致し、診断部位（腫瘍）34の状態に経時変化がないと評価できる。つまり、形だけでなく、大きさも一致し、変化がないことが分かる。このように、術前や投薬前等に得られた超音波画像で設定されたマーカ36と、術後や投薬後等に得られた超音波画像中の診断部位（腫瘍）34とを比較することにより、形状や大きさの変化を容易かつ迅速に評価することが可能となる。

40

【0057】

また、マーカと診断部位とを重ね合わせた状態の別の例を図4に示す。図4は、マーカと超音波画像とが合成されて表示された画面の図である。図4には、一定時間経過後の超音波画像（断層像）と、経過前の超音波画像で設定されたマーカとが示されている。この超音波画像には、図3と同様に、一定時間経過後の診断部位（腫瘍）34が表示されている。

【0058】

図4（a）においては、図3（a）と同様に、モニタ20の画面上におけるマーカ36

50

の位置と診断部位 3 4 の位置とが異なっている。図 3 (a) と同様に、操作者は操作卓 1 0 のトラックボール等を操作することで、マーカ 3 6 を画面上で移動させ、マーカ 3 6 と診断部位 3 4 とを重ね合わせる。

【 0 0 5 9 】

この重ね合わせた状態を図 4 (b) に示す。図 4 (b) に示すように、マーカ 3 6 の大きさと診断部位 3 4 の大きさが異なり、大きさに関して経時変化があったと評価できる。このように、マーカと診断部位とを比較することにより、形状変化や大きさの変化を容易に判断することが可能となる。つまり、操作者はモニタ 2 0 の画面を見て形状が一致しているか否かの判断が容易となるため、経時変化の定性的な評価が容易になる。

【 0 0 6 0 】

さらに、本実施形態に係る超音波診断装置 1 によれば、大きさの変化を定量的に評価することができる。この場合、操作者が操作卓 1 0 から大きさを変える命令を指示する。例えば、図 4 (c) に示すように、モニタ 2 0 の画面上において、相似形を保ちながらマーカの大きさを変える。操作者が操作卓 1 0 を操作することでマーカの大きさを変える命令が操作卓 1 0 から出力され、マーカ設定回路 1 2 はその命令を受けて画面上におけるマーカの大きさを変える。図 4 (c) では、相似形を保ちながらマーカの大きさを大きくすることにより、拡大後のマーカ 3 8 と診断部位 3 4 とが一致する。つまり、拡大後のマーカ 3 8 と診断部位 3 4 とは、それらの大きさのみが異なり、形自体は変わらないことが分かる。この場合は、一定時間経過後の診断部位 (腫瘍) 3 4 の大きさが大きくなっていると評価できる。例えば、術前や投薬前と比べて、術後や投薬後の方が、診断部位 (腫瘍) 3 4 が大きくなっていると容易に評価及び判断できる。

【 0 0 6 1 】

さらに、マーカ 3 6 の大きさを変えると、演算回路 2 2 により変化後のマーカで囲まれた領域の面積が計算される。変化前のマーカ 3 6 の面積も既に算出されているため、変化前後の面積を比較することで、どのくらい大きさが変化したのか定量的に評価することが可能となる。

【 0 0 6 2 】

例えば、演算回路 2 2 の計算により、変化前のマーカ 3 6 の面積が $100.0 [\text{mm}^2]$ であったとする。そして、マーカ 3 8 の大きさを変えた後についても演算回路 2 2 にて面積を計算した結果、 $120.0 [\text{mm}^2]$ になったとする。図 4 (c) に示すように、この演算結果 ($120.0 [\text{mm}^2]$) をモニタ 2 0 に表示する。さらに、演算回路 2 2 は、大きさを変えた前後の差、例えば変化率を算出する。本実施形態の場合、拡大率 ($120 [\%]$) を算出し、その値をモニタ 2 0 に表示する。また、マーカ 3 6 の横幅や縦幅等を計算し、それらの差を算出することもできる。

【 0 0 6 3 】

このように、本実施形態に係る超音波診断装置 1 によれば、診断部位 (腫瘍) の大きさの変化や形状の変化を定性的に評価可能だけでなく、大きさの変化を定量的に評価することもできる。

【 0 0 6 4 】

大きさの変化や形状の変化を定性的に評価する場合は、操作者はモニタ 2 0 に表示された診断部位とマーカとを見比べることにより、直感的にその大きさや形状の変化を評価することができる。さらに、マーカが囲む領域の面積や幅等を算出することで、大きさの変化を定量的に評価することが可能となる。

【 0 0 6 5 】

また、手術の前後や投薬の前後に得られた超音波画像データの測定条件が異なっても、経時変化を定性的に、及び定量的に評価できる。

【 0 0 6 6 】

例えば、超音波プローブ 2 から送信される超音波の被検体内における最大深度を変えた場合について説明する。この最大深度とは、体表から診断できる部位の深さの限度を表している。最大深度はパルス繰返周波数に反比例し、高周波ほど音波の生体組織中での伝播

10

20

30

40

50

減衰が増え、音波の到達距離が短くなる。従って、超音波プローブ 2 から送信される超音波の周波数を変えることより、超音波の到達距離を変えることができる。本実施形態においては、送受信回路 4 により超音波プローブ 2 から送信される超音波の周波数を変え、被検体内における超音波の到達距離を変える。

【0067】

手術の前後や投薬の前後において、超音波の周波数を変えて到達距離を変えた場合について説明する。例えば、被検体の体表から 15 [cm] の深さまでの超音波画像を得て、図 5 (a) に示すような超音波画像をモニタ 20 に表示する。モニタ 20 において、最大深度が 15 [cm] となっている。つまり、扇型の頂点 (超音波プローブ 2) から扇型の弧までの距離が 15 [cm] となっている。そして、上述したように、モニタ 20 の画面上でマーカ 44 を設定し、マーカデータをマーカメモリ 14 に記憶保持する。このとき、マーカデータと併せて最大深度の情報も記憶する。

10

【0068】

そして、術後や投薬後等、一定時間が経過した後に、診断部位 (腫瘍) の経時変化を観察するため、再度、同じ場所を走査して超音波画像を得る。このとき、超音波が到達する深さである最大深度を変えて走査する。例えば、被検体の体表から 20 [cm] の深さまでの超音波画像を得るように、超音波の周波数を術前等に比べて低くする。つまり、術前等の超音波よりも低周波の超音波で被検体を走査する。そして、被検体の体表から 20 [cm] までの深さまでの画像を得て、図 5 (b) に示すような超音波画像を得てモニタ 20 に表示する。モニタ 20 において、最大深度が 20 [cm] となっている。つまり、扇型の頂点 (超音波プローブ 2) から扇型の弧までの距離が 20 [cm] となっている。

20

【0069】

このような条件の下で、超音波画像を得た場合に、同じ大きさのモニタ 20 に同じ解像度で術後等の超音波画像と術前等のマーカとを表示すると、基準となるスケールが互いに異なるため、診断部位 (腫瘍) の大きさや形状を正確に評価できない。

【0070】

その状況について、図 5 (c) を参照して説明する。図 5 (c) には、最大深度が 15 [cm] で得られた診断部位 (腫瘍) 40 の画像と、最大深度が 20 [cm] で得られた診断部位 (腫瘍) 42 の画像とがまとめて表示されている。両画像ともに同じ箇所を測定したものであるが、最大深度が異なるため、両画像の大きさ及び位置が異なる。最大深度 15 [cm] に比べて最大深度 20 [cm] で得られた診断部位 (腫瘍) 42 の画像の方が、大きさは小さくなり、位置も超音波画像全体の上方に表示される。

30

【0071】

例えば、被検体の体表から 10 [cm] の深さにある腫瘍の超音波画像を得たとする。図 5 (a) には、最大深度が 15 [cm] の超音波画像が表示されているため、超音波画像全体に対して診断部位 (腫瘍) 40 の画像は、扇型の頂点 (被検体の体表) から 2 / 3 程度の位置に表示される。

【0072】

一方、図 5 (b) には、最大深度が 20 [cm] の超音波画像が表示されているため、超音波画像全体に対して診断部位 (腫瘍) 42 の画像は、扇型の頂点 (被検体の体表) から 1 / 2 程度の位置に表示される。

40

【0073】

また、診断部位 (腫瘍) 40、42 の大きさを比較しても、最大深度が 15 [cm] で得られた方が、最大深度 20 [cm] で得られた方に比べて、20 / 15 倍 (約 1.33 倍) 大きく表示される。

【0074】

このように、最大深度が異なる場合、そのままマーカ 44 と診断部位 (腫瘍) 42 の大きさや形状を比較しても正確に評価することはできない。

【0075】

そこで、マーカメモリ 14 から術前等のマーカデータを呼び出す場合、一度、演算回路

50

22で補正を行う。具体的には、術後等の一定時間経過後の超音波画像データをDSC回路6から演算回路22に出力する。このとき、この超音波画像データの測定条件、例えば、最大深度の情報に対応した信号も演算回路22に出力される。上述したように、マーカデータには、そのマーカが設定された超音波画像を得たときの最大深度等の測定条件も含まれているため、演算回路22は、術前の最大深度と術後の最大深度とを比較する。

【0076】

例えば、術前等に得られた超音波画像の最大深度が15[cm]で、術後等に得られた超音波画像の最大深度が20[cm]であった場合、マーカの大きさとモニタ20にて表示される位置を補正する。

【0077】

具体的には、この場合、マーカの大きさを15/20倍(0.75倍)に縮小し、モニタ20に表示されるマーカの位置を20/15倍(約1.33倍)だけ上方に移動させる。そして、補正後のマーカデータをマーカ用DSC回路16に出力し、合成回路18にて術後等の超音波データに合成し、モニタ20に表示する。

【0078】

このように、測定条件(最大深度)に応じてマーカデータを修正することにより、経時変化を観察する際に、測定条件が変わっても、腫瘍等の経時変化を定性的に、及び定量的に正確に評価することが可能となる。

【0079】

図5(d)に、修正後のマーカと術後等の超音波画像とが合成された画面を示す。このように、測定条件に応じてマーカデータを修正して表示することにより、正確に経時変化を評価することができる。なお、本実施形態においては、図5(d)から判断して、経時変化がないことが分かる。

【0080】

また、本実施形態においては、診断部位(腫瘍)42の形状及びマーカ44の形状をほぼ楕円として説明したが、これはこの発明の特徴を模式的に説明するためのものであり、形状がこの楕円に限定されるわけではない。

【0081】

実際の診断部位(腫瘍等)の形状は複雑であり、操作者は診断部位(腫瘍等)の輪郭をマーカで囲むことになる。例えば、図6(a)に示すように、診断部位(腫瘍等)46の形状が複雑である場合でも、操作者は操作卓10のトラックボール等を操作して診断部位46の輪郭をマーカ52で囲んでマーカ52を設定する。もちろん、そのマーカ52の形状も複雑なものになる。

【0082】

上述と同様に、マーカデータはマーカメモリ16に記憶保持される。そして、術後等、一定時間経過した後、同じ部位の超音波画像を得て、モニタ20に表示する。上述と同様に、経過前のマーカデータを合成回路18にて超音波データに合成してモニタ20に表示する。

【0083】

形状は複雑ではあるが、超音波診断装置1の動作は上述と同じであり、操作卓10を操作することにより、診断部位48とマーカ52とを重ね合わせる。

【0084】

図6(b)に示すように、マーカ52と診断部位48とが画面上でずれている場合は、操作卓10からの操作により、マーカ52を移動させて診断部位48と重ね合わせる。重ね合わせた結果、それらの形状及び大きさが一致している場合は、経時変化がないと判断できる。

【0085】

また、図6(c)に示すように、マーカ52と診断部位50とを重ね合わせたとき、その形状が異なる場合は、経時変化があったと判断できる。図6(c)においては、診断部位50の形状とマーカ52の形状とが異なり、容易に経時変化があったと判断できる。さ

10

20

30

40

50

らに、演算回路 22 によってマーカ 52 の面積を計算し、形状の変化を定量的に評価することもできる。

【0086】

上述した実施形態においては、術前と術後等のように、診断部位（腫瘍等）の経時変化を評価したが、対になっている臓器の評価に用いても良い。例えば、体の左右にある２つの腎臓等を比較する際に本実施形態に係る超音波診断装置 1 を用いても良い。具体的には、一方の腎臓の超音波画像を得た際に、マーカを設定する。そして、対になる他方の腎臓の超音波画像にそのマーカを重ね合わせて大きさや形状等の違いを比較することができる。

【0087】

また、患者ごとにマーカデータをマーカメモリ 14 に記憶することもできる。ある患者の検査を開始する際（例えば術前）に、操作卓 10 から被検体の ID 番号等の識別データを超音波診断装置 1 に入力すると、その識別データは超音波データに付帯情報として付される。そして、その超音波画像に対してマーカを設定すると、マーカデータは識別データが付された超音波データに関連付けられて記憶される。

【0088】

そして、再び検査を開始する際（例えば術後）に、ID 番号等の識別データを超音波診断装置 1 に入力すると、その ID 番号に対応したマーカデータが検索され、マーカ用 DSC 回路 16 及び合成回路 18 を介してモニタ 20 に表示される。このようにマーカデータを ID 番号が付された超音波データに関連付けて記憶させることで、マーカデータの検索が容易になる。例えば、複数の被検体を診断する場合であっても、容易にマーカデータを検索することができる。

【図面の簡単な説明】

【0089】

【図 1】この発明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】超音波画像に対して所定のマーカを設定する際の設定画面である。

【図 3】マーカと超音波画像とが合成されて表示された画面である。

【図 4】サイズが変更されたマーカと超音波画像とが合成されて表示された画面である。

【図 5】超音波の到達距離を変えて測定した場合のマーカの設定画面である。

【図 6】マーカと超音波画像とが合成されて表示された画面である。

【符号の説明】

【0090】

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 4 送受信回路
- 6 DSC 回路
- 8 画像メモリ
- 10 操作卓
- 12 マーカ設定回路
- 14 マーカメモリ
- 16 マーカ用 DSC 回路
- 18 合成回路
- 20 モニタ
- 22 演算回路
- 30 超音波画像
- 32、34、40、42、46、48、50 診断部位
- 36、38、44、52 マーカ

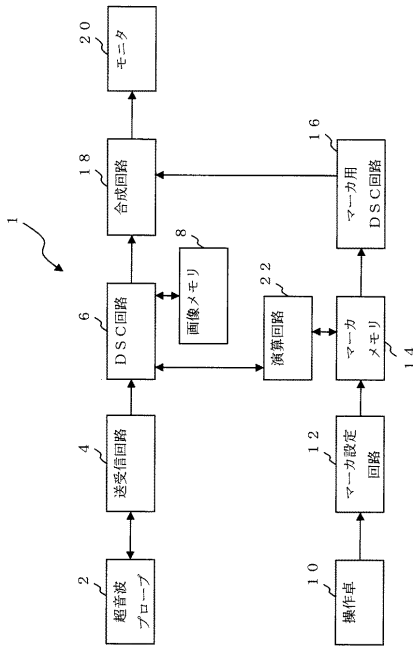
10

20

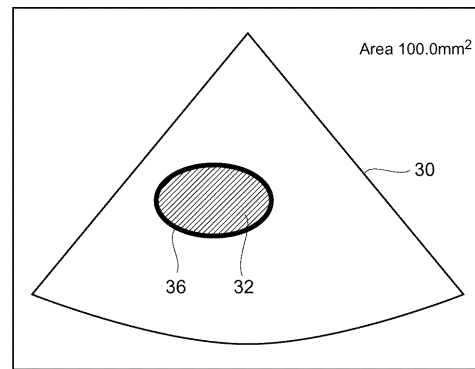
30

40

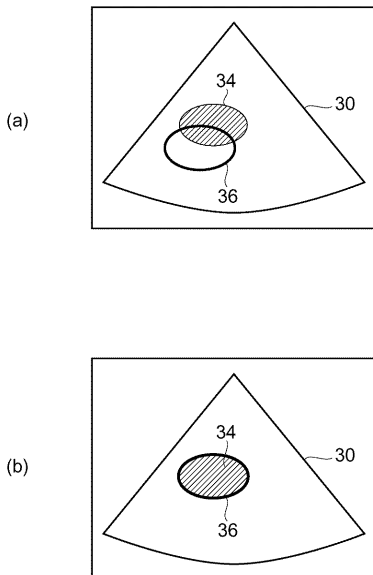
【図 1】



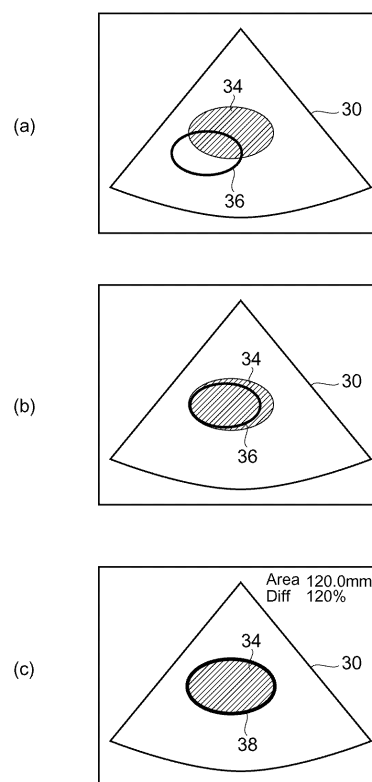
【図 2】



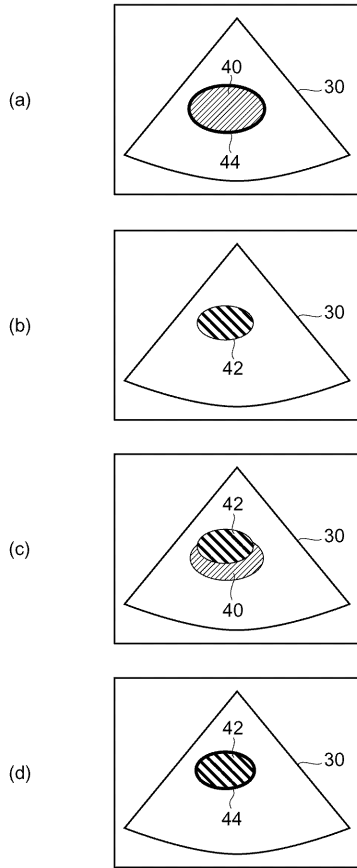
【図 3】



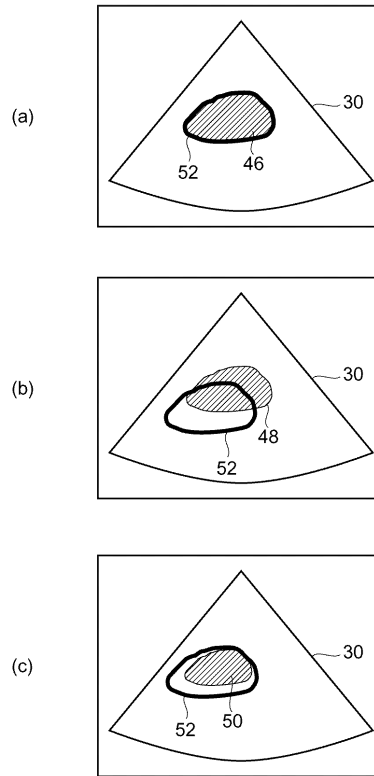
【図 4】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

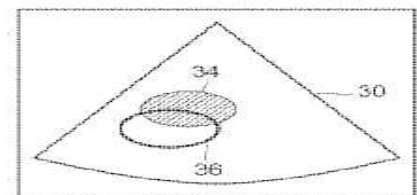
F ターム(参考) 4C601 BB02 EE09 EE12 JB45 JC09 JC13 JC37 KK12 KK30 KK31
KK43 KK44 LL05

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2005349003A	公开(公告)日	2005-12-22
申请号	JP2004173875	申请日	2004-06-11
[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	鈴木智子		
发明人	鈴木 智子		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE09 4C601/EE12 4C601/JB45 4C601/JC09 4C601/JC13 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK30 4C601/KK31 4C601/KK43 4C601/KK44 4C601/LL05		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断设备，其能够容易地判断诊断区域的时间变化。 解决方案：发射和接收超声波以在监视器上显示对象的断层图像。 操作控制台以在监视器上显示标记36。 标记设置电路从控制台接收信号并改变标记36的形状和大小，以使标记36和诊断部位彼此重合。 一定时间后，将发送和接收超声波以获得断层图像并将其显示在监视器上。 显示屏上会显示经过一定时间之前获得的标记。 标记36在屏幕上移动，并且标记36和诊断区域34彼此叠置。 当标记36的形状和诊断区域34的形状匹配时，可以评估出诊断区域34的状态不随时间改变。 另一方面，当形状和尺寸不匹配时，可以判断为随时间变化。 [选择图]图3

(a)



(b)

