

(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2007-325778

(P2007-325778A)

(43) 公開日 平成19年12月20日(2007.12.20)

(51) Int.Cl.	F I			テーマコード (参考)		
A 6 1 B	8/08	(2006.01)	A 6 1 B	8/08		4 C 6 0 1
G 0 6 T	1/00	(2006.01)	G 0 6 T	1/00	2 9 0 D	5 B 0 5 7
H 0 4 N	5/76	(2006.01)	H 0 4 N	5/76	B	5 C 0 5 2
H 0 4 N	5/93	(2006.01)	H 0 4 N	5/93	Z	5 C 0 5 3

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2006-159697 (P2006-159697)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成18年6月8日(2006.6.8)		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	110000235
			特許業務法人 天城国際特許事務所
		(72) 発明者	佐藤 吉幸
			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

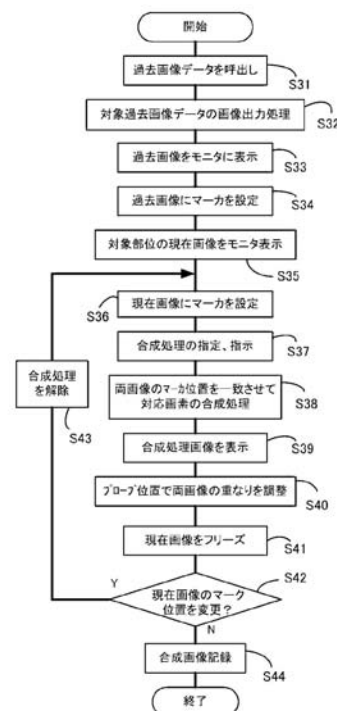
(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置及びその処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】既に取得した過去画像と、比較対象の現在画像の位置関係を正しく、且つ容易に合成表示し、操作者の負担を減じる超音波画像診断装置を提供すること。

【解決手段】過去に取得した超音波診断画像データを、過去画像データとして保存する画像記憶手段と、この画像記憶手段から読み出した前記過去画像データに、その画像内の任意の位置に過去像基準マークを設定する第1マーキング手段と、現在の被検者の現在画像データの画像内に、現在像基準マークを設定する第2マーキング手段と、前記設定された2つの基準マークに基づいて、前記過去画像及び前記現在画像を合成する画像合成処理手段と、この画像合成処理手段の結果の画像データを表示する画像表示手段とを具備することを特徴とする超音波画像診断装置。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

過去に取得した超音波診断画像データを、過去画像データとして保存する画像記憶手段と、

この画像記憶手段から読み出した前記過去画像データに、その画像内の任意の位置に過去像基準マークを設定する第1マーキング手段と、

被検者の現在の超音波診断画像である現在画像データの画像内に、現在像基準マークを設定する第2マーキング手段と、

前記設定された2つの基準マークの位置に基づいて、前記過去画像及び前記現在画像を合成する画像合成処理手段と、

この画像合成処理手段の結果の画像データを表示する画像表示手段と、
を具備することを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 2】

前記画像合成処理手段の処理結果を観察した後、合成処理を解除し、現在像基準マークの位置を再設定する第2マーキング再設定手段と、

前記第1マーキング手段による基準マーク位置と、この第2マーキング再設定手段による基準マーク位置に基づいて、前記過去画像及び前記現在画像を合成する画像合成再処理手段とを更に具備して成ることを特徴とする請求項1記載の超音波画像診断装置。

【請求項 3】

前記画像合成処理手段は、過去画像の輝度データと現在画像の輝度データにより合成画像の輝度データと色差データを定義する予め設定した2次元変換テーブルデータを用いて、前記過去画像及び前記現在画像の同位置画素となった画素データを合成することを特徴とする請求項1または2記載の超音波画像診断装置。

【請求項 4】

前記画像合成処理手段は、過去画像の前記基準マークを設定した部分の画像データにより前記過去画像の各画素データを正規化した第1正規化画像データと、現在画像の前記基準マークを設定した部分の画像データにより前記現在画像の各画素データを正規化した第2正規化画像データとを、前記過去画像及び前記現在画像の基準マークに基づいて、同位置画素となったそれぞれ画素データ相互で差分して合成することを特徴とする請求項1または2記載の超音波画像診断装置。

【請求項 5】

前記正規化したそれぞれ画素データ相互で差分して画像合成処理するものであって、その差分処理結果にオフセットを加算するオフセット設定手段を更に具備したことを特徴とする請求項4記載の超音波画像診断装置。

【請求項 6】

過去に取得した超音波診断画像データを、過去画像データとして保存する画像記憶ステップと、

この画像記憶手段から読み出した前記過去画像データに、その画像内の任意の位置に過去像基準マークを設定する第1マーキングステップと、

被検者の現在の超音波診断画像である現在画像データの画像内に、現在像基準マークを設定する第2マーキングステップと、

前記設定された2つの基準マークの位置に基づいて、前記過去画像及び前記現在画像を合成する画像合成処理ステップと、

前記画像合成処理ステップの画像データを表示する画像表示ステップと、
を具備してなることを特徴とする超音波画像診断装置のコンピュータに実行させるプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は生体内部の断層画像を得る超音波画像診断装置に係わり、特に、腫瘍等に対す

10

20

30

40

50

る治療効果、あるいは転移等の病状の変化を検査するために、過去の超音波画像と現在取得している超音波画像とを比較表示する超音波画像診断装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、腫瘍等の進行状況、患部に対する治療効果、あるいは腫瘍の転移など、病気の進行を検査するために、図9に示すように、超音波画像診断装置による患部の過去画像91の断層画像91aと、現状画像92の断層画像92aとを比較し、過去画像の腫瘍像93と現在画像の腫瘍像94の変化を比較して、診断が行われていた。この様な、過去の診断画像91と現在の診断画像92との比較診断方法として、対象部分に対する大きさや輝度分布などを計測し、その計測値を比較する方法、写真による全体或いは部分の形状などの違い抽出する方法、または、両方の画像を表示モニタ上に並べて表示し、検査あるいは診断を担当する検査技師或いは医師である術者が見るside-by-side表示等（図9に示す表示方法）を用いて、両画像を直接見比べるなどの方法が必要であった。しかし、この様な方法では、これらを行う検査技師或いは医師である操作者の感覚や経験に頼る面が多く、また一目瞭然という訳には、実施できないことが多く有った。

10

【0003】

同一部位の画像データを取得し、比較する方法として、被検者を走査する際に過去画像あるいは現在画像の何れか一方を半透明にして、他の画像に重ね合わせて表示するものがある（例えば、特許文献1参照。）。

【特許文献1】特開2004-305377号公報

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

解決しようとする問題点は、比較対象の過去画像に対し、リアルタイム動画像で得られる超音波画像の現在画像を、容易に同一の観察位置、方向に設定できない点である。

【0005】

従来の過去画像と現在画像とを見比べて判断する方法では、腫瘍の点在など着目点が複数存在する場合に術者である操作者の負担が大きく、また見落としの可能性があるなど操作者の能力に頼る部分が多いという問題点があった。

【0006】

30

また、過去画像と現在画像を重ね合わせて表示する方法では、両方の画像位置が正しく重なるように、操作者が現在画像を位置調整しながら走査する必要があり、操作者への負担の増加、及び操作者の能力に頼る部分が多い。

【0007】

本発明は上記のような従来の問題点に鑑みてなされたもので、既を取得した過去画像と、比較対象となる現在画像の位置関係を正しく、且つこれ等を容易に合成表示するとともに、これ等の比較を客観的かつ容易に行うことで、操作者である術者の能力に左右されない診断ができる超音波画像診断装置及びその処理プログラム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】

40

【0008】

上記の目的を達成するために、本発明の請求項1の超音波画像診断装置は、過去に取得した超音波診断画像データを、過去画像データとして保存する画像記憶手段と、この画像記憶手段から読み出した前記過去画像データに、その画像内の任意の位置に過去像基準マークを設定する第1マーキング手段と、被検者の現在の超音波診断画像である現在画像データの画像内に、現在像基準マークを設定する第2マーキング手段と、前記設定された2つの基準マークの位置に基づいて、前記過去画像及び前記現在画像を合成する画像合成処理手段と、この画像合成処理手段の結果の画像データを表示する画像表示手段とを具備することを特徴とするものを提供する。

【0009】

50

さらに請求項 2 の超音波画像診断装置は、本発明の請求項 1 の超音波画像診断装置において、前記画像合成処理手段の処理結果を観察した後、合成処理を解除し、現在像基準マークの位置を再設定する第 2 マーキング再設定手段と、前記第 1 マーキング手段による基準マーク位置と、この第 2 マーキング再設定手段による基準マーク位置に基づいて、前記過去画像及び前記現在画像を合成する画像合成再処理手段とを更に具備して成ることを特徴とするものを提供する。

【0010】

さらに請求項 3 の超音波画像診断装置は、本発明の請求項 1 または 2 の超音波画像診断装置において、前記画像合成処理手段は、過去画像の輝度データと現在画像の輝度データにより合成画像の輝度データと色差データを定義する予め設定した 2 次元変換テーブルデータを用いて、前記過去画像及び前記現在画像の同位置画素となった画素データを合成することを特徴とするものを提供する。

10

【0011】

さらに請求項 4 の超音波画像診断装置は、本発明の請求項 1 または 2 の超音波画像診断装置において、前記画像合成処理手段は、過去画像の前記基準マークを設定した部分の画像データにより前記過去画像の各画素データを正規化した第 1 正規化画像データと、現在画像の前記基準マークを設定した部分の画像データにより前記現在画像の各画素データを正規化した第 2 正規化画像データとを、前記過去画像及び前記現在画像の基準マークに基づいて、同位置画素となったそれぞれ画素データ相互で差分して合成することを特徴とするものを提供する。

20

【0012】

さらに請求項 5 の超音波画像診断装置は、本発明の請求項 4 の超音波画像診断装置において、前記正規化したそれぞれ画素データ相互で差分して画像合成処理するものであって、その差分処理結果にオフセットを加算するオフセット設定手段を更に具備したことを特徴とするものを提供する。

【0013】

また、本発明の請求項 6 の超音波画像診断装置のコンピュータに実行させるプログラムは、過去に取得した超音波診断画像データを、過去画像データとして保存する画像記憶ステップと、この画像記憶手段から読み出した前記過去画像データに、その画像内の任意の位置に過去像基準マークを設定する第 1 マーキングステップと、被検者の現在の超音波診断画像である現在画像データの画像内に、現在像基準マークを設定する第 2 マーキングステップと、前記設定された 2 つの基準マークの位置に基づいて、前記過去画像及び前記現在画像を合成する画像合成処理ステップと、前記画像合成処理ステップの画像データを表示する画像表示ステップとを具備してなることを特徴とするコンピュータプログラムを提供する。

30

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、操作者への負担が減じると共に、操作者の技量、能力に左右されることがなく、容易にこれ等の画像の合成像を提供できる。

【発明を実施するための最良の形態】

40

【0015】

以下、本発明の実施形態について図面を用いて説明する。

【0016】

(実施形態 1)

本発明の実施形態について、図 1～図 5 を参照しながら説明する。図 1 は本願の一実施形態による超音波画像診断装置のブロック構成図を示す。図 2 は本実施形態の画像信号処理部が行う過去画像データ及び現在画像データの処理における合成処理の一実施形態を示す機能ブロック図。また、図 3 は、本願実施形態の過去画像データ及び現在画像データを重畳する位置合わせにおける処理手順を示すフローチャートである。図 4 は本願実施形態により合成画像を生成する前、すなわち本実施形態の前半の数ステップにおける診断対象

50

の例えば腫瘍の過去画像と現在画像の表示手段のモニタ上での表示例であり、図5は、本願実施形態の図3に示すフローチャートの処理手順に従った処理結果の模式的な表示例を示す。

【0017】

図1により、本願の一実施形態の構成を詳細に説明する。図1に示すように、本願実施形態の超音波画像診断装置100は、現在画像生成部1及び過去画像再生部2が、入力制御部15及び中央制御部16を共有して構成されている。なお、入力制御部15と中央制御部16の共有は、本願実施形態の超音波画像診断装置において、各部の機能を包括的に見た場合に、機能的に共有されるのであって、実機において共有されていることを意味するものではなく、各々の機能が実行されるものがそれぞれ設けられる場合であっても本願の目的に相違するものではない。

10

【0018】

現在画像生成部1は、超音波プローブ10により診断対象の被検者の現時点におけるいわゆるライブ超音波画像を取得する超音波画像診断装置の構成と同様であり、被検者に当てた超音波プローブ10に超音波駆動信号及び超音波受信信号を入出力する送受信制御部11と、受信超音波信号を画像信号に変換処理する画像信号処理部12と、画像信号をモニタ20で表示するための画素信号に再構成する画像出力制御部13と、これらを統括制御するシステム制御コンピュータである中央制御部16と、種々の制御指示入力や記録事項の入力をするキーボード14と、この入力信号を前述の中央制御部16へ接続制御する入力制御部15とから構成される。

20

【0019】

また、過去画像再生部2は、本超音波画像診断の以前に、上述の現在画像生成部1により同被検者の対象とする患部に対し超音波画像診断検査を実施し、その時に取得した超音波過去画像の画像データを、予め記録、保管している過去画像保存部17と、現在画像生成部1と共有する前記入力制御部15と、この入力制御部15に接続し、指示入力するキーボード14、操作パネル19及びトラックボール18と、この指示により過去画像保存部17に保管する前記超音波過去画像データを読み出す制御を行う同じく現在画像生成部1と共有する前記中央制御部16とから構成される。

【0020】

上述の構成により成る本願の超音波画像診断装置100が行う過去画像データと比較診断を行う画像表示について、その作用、動作を、図3に示すフローチャートによる手順に基づいて、詳細を説明する。なお、本願実施形態の超音波画像診断装置100の過去画像再生部2の過去画像保存部17には、予め、例えば、以前の超音波検査で診断をした腫瘍などの対象となる患部の超音波断層画像データが、記録、保管されているものとする。なお、この予め過去画像保存部17には、図示していないネットワーク接続インターフェースにより、医療機関施設内ネットワークに接続されて、他の超音波画像診断装置、あるいは画像サーバから、以前に検査した時に採取された超音波画像データを供給されて、当該被検者の過去画像データとして記録・保管されるデータが用意されてもよい。さらに、過去画像保存部17は、ネットワークを介して他の画像データ保存部あるいは画像サーバへ接続し、接続先に保存される対象の画像データを読み出し、取得するネットワーク接続制御手段であってもよい。

30

40

【0021】

まず、本願の超音波画像診断装置100を操作し、診断を行う医師、すなわち操作者は、現在画像生成部1の構成により、超音波プローブ10を被検者（図示なし）の患部付近に当接させて、被検者の体内の患部をモニタ14に映し出されたライブ画像で、例えば、図4の右側に例示するような現在画像26aで観察する。この現在画像26aに表示された現在の断層像26には例えば腫瘍像27、主要血管像23a'及び分枝血管像23b'、組織境界像24a'、24b'などが観察される。この観察の状況から、さらに詳しく観察するため、患部の過去の状態と比較する比較診断をすると決定した場合に、図3のステップS31に示す、過去画像データの呼び出しを行う。この決定は、例えば、本願の超

50

音波画像診断装置 100 の現在画像生成部 1 のキーボード 14 による所定の入力操作、或いは過去画像再生部 2 の操作パネル 19 に設けた「過去像比較」のスイッチ操作などにより中央制御部 16 へ指示され、図 3 に示すフローチャートの手順を開始する。

【0022】

図 3 のフローチャートに示す最初のステップ S 3 1 は、比較の対象とする過去画像データを、例えば入力制御部 15 に接続した過去画像再生部 2 の操作パネル 19 により指定し、過去画像保存部 17 に前述したように保存された超音波画像の中から、対象の 1 つ呼び出す。この呼び出した過去画像データは、次のステップ S 3 2 で、画像出力制御部 13 を経由し、表示可能となるように過去画像の表示形態を整えて、モニタ 14 に表示される（ステップ S 3 3）。この呼び出した過去画像は、例えば、図 4 の左側画面 21 a、或いは図 5（a）に例示するように表示される。この表示された過去画面 21 a の過去超音波断層像 21 には、診断対象の患部である例えば腫瘍像 22 と、その周辺の生体組織である、例えば、主要血管 23 a 及び分枝血管 23 b、或いは組織境界 24 a、24 b などが共に表示される。

10

【0023】

操作者である診断を行う医師は、この映し出された図 5（a）に示す超音波断層像 21 の比較基準ポイントを、生体内の普遍性のある部位である、例えば主要血管 23 a から分枝血管 23 b の分岐する部分が適切であると選んで、次のステップ S 3 4 では、図 5（b）に示すように、過去画像再生部 2 のトラックボール 18 などの画面内指定手段により基準マーク 25 をこの分岐部分に移動させて、例えば操作パネル 19 の「過去像基準設定」スイッチを押して、基準マーク 25 の位置を設定する。この基準マーク 25 の設定は、画像出力制御部 13 の過去画像一時メモリに書き込まれた画像データの分岐する部分に対応する番地を過去像基準位置として記憶すると共に、その位置に基準マークデータが書き込まれたマークレイヤーを生成、過去画像レイヤーに重ねて設定する。

20

【0024】

次に、この操作者である診断を行う医師が、さらに、この過去画像とほぼ同じ部位を描出するように、ステップ S 3 5 において、被検者の現時点における検査・診断超音波断層画像の現在画像をライブ画像モードで、例えば、図 4 の右側画面 26 a のようなマルチ画面表示、或いは一画面画像表示の表示対象を切り換えて、モニタ 20 に図 5（c）に示すように腫瘍 27 を描出する。この現在画像の描出において、過去画像に映し出されている分岐に対応する、例えば同図の現在画像 26 の主要血管 23 a' から分枝血管 23 b' の分岐として表示される断層スライス面を、超音波プローブ 10 の当接の位置、方向を変えながら探査する。

30

【0025】

現在画像 26 上の分岐部分の表示状況から、過去画像に比較基準ポイントとした分岐と同じ分岐部分が現在画像に表示されていると操作者が確認して、次のステップ S 3 6 で、この現在画像の分岐部分に現在画像基準マーク 29 を、ステップ S 3 4 と同様にトラックボール 18 により移動させて設定し、例えば操作パネル 19 の「現在像基準設定」スイッチを押して、この現在画像の分岐部を現在画像の比較基準ポイントと設定する。この設定も前記ステップ S 3 4 と同様に、その番地を現在像基準位置として記憶すると共に、現在画像の画像データに対応するマークレイヤーを生成し、現在画像の基準マークデータが書き込まれる。

40

【0026】

過去画像及び現在画像のそれぞれに基準マーク 25、29 が設定されると、ステップ S 3 7 で、過去画像或いは現在画像の何れを基準画像とし、比較する他の画像を重ねる合成を行うのかを、操作パネル 19 に設けた「過去画像を重ねる」／「現在画像を重ねる」選択指示スイッチにより選択指定する。また、基準画像の指定を必要としない合成が行われる場合は、例えば「マッピング処理」、「差分処理」、「ピークホールド処理」等のような合成方法の種類を指定する選択スイッチを指定する。このスイッチにより合成処理が指定されると、ステップ S 3 8 の合成処理を開始する。ステップ S 3 8 では、中央

50

制御部 16 は、図 5 (d) に模式的に図示するように、これ等 2 つの基準マークが一致する位置へ、過去像 21 の画素データ或いは現在像 26 の画素データのそれぞれを移動する。さらに、移動後の両画像の対応する画素毎にデータの合成処理を施して、この合成処理結果を該画素とする合成像を生成する。

【0027】

ステップ S39 で、この生成された合成像は、モニタ 20 に表示される。更に、ステップ S40 で、操作者はこの合成結果のモニタ表示を観察しながら、プローブ 10 の位置、方向を調整して、現在像 26 の断層面 (スライス) の位置を、過去超音波断層像 21 の採取時の位置に近付ける。これにより、例えば、図 5 (e) に図示したように、過去画像の血管像 23a、23b 及び組織境界 24a、24b などに、現在画像の血管 23a'、23b' 及び組織境界 24a'、24b' などが似た形状になる方向、回転位置に調整する。

10

【0028】

このステップ S40 でのプローブ 10 の位置、方向の調整により、再設定の必要なしと成れば、ステップ S41 へ進めて、例えば操作パネル 19 に設けた「フリーズ」スイッチにより現在画像をフリーズ (静止画) に設定し、合成像の画像をフリーズする。

【0029】

この調整において、現在画像基準マーク 29 の位置が、基準とした生体の構造の特徴的な位置とズレが大きくなっている場合は、ステップ S42 で、操作者がこの外れた現在画像基準マーク 29 の再設定を要すると判別・判定して、ステップ S43 へ進める。ステップ S43 では、例えば操作パネル 19 に設けた「合成解除」スイッチによりステップ S38 で行った合成処理を解除して、現在画像の元の表示状態に戻し、ステップ S36 へ手順を戻す。

20

【0030】

次のステップ S44 において、フリーズした合成画像のデータを記録するために、超音波画像データ記憶装置に記憶する。また、合成画像は、図示していない一般的な画像データ保存手段である画像プリンターにより合成像のハードコピーとして出力し、保存してもよい。

【0031】

本実施形態の超音波画像診断装置によれば、操作者である診断を行う医師が、超音波画像である過去像及び現在像の生体構造として普遍的特徴のある任意の位置にそれぞれの基準マークを設定することが可能で、この設定した基準マークの位置を基準として両画像の合成位置が自動調整され、過去画像データと現在画像データの合成処理を行なう。更にこの合成結果像を観察して、ライブ表示される現在画像の基準マーク位置がずれた場合には、合成処理を解除して、この基準マークの位置を再設定することも可能であり、過去画像と現在画像の合成位置の設定における操作者への負担が減じると共に、操作者の技量、能力に左右されることなく、容易に合成処理が行えるので、操作性が向上する。

30

【0032】

(実施形態 2)

2次元変換テーブルによる合成処理を行う本願の他の実施形態である変換マッピング合成処理について、次に説明する。

40

【0033】

本実施形態においては、合成処理に参照する 2次元変換テーブルが予め定義されて、これを画像信号処理部 12 或は過去画像保存部 17 などの超音波画像診断装置 100 の記憶保持手段に 2次元変換テーブルデータとして設定、保持される。この 2次元変換テーブルは、図 6 (a) にそのデータ構造を概念的に示すように、モノクロ画素である過去画像及び現在画像の輝度 (明度) 値をそれぞれ X 軸、Y 軸とする (x、y) マトリックスに双方の輝度 (明度) 値に対応する合成後の画素データとして輝度値、色差値 (色相) を定義したものである。

【0034】

50

本実施形態は、図3に示すフローチャートの手順により、ステップS31～S36まで進めて、過去画像及び現在画像のそれぞれに基準マークを設定する。合成処理を指定指示するステップS37において、例えば「マッピング処理」と表示された選択スイッチを指定する。

【0035】

次のステップS38では、過去画像及び現在画像のそれぞれ基準マークを設定した画素の位置を一致させて、画素位置（番地）のデータを再編成して、過去画像と現在画像とが共に対応する画素において、それぞれに新画素番地が割り付けられる。更に、この新画素番地の画素毎に、過去画像及び現在画像それぞれの輝度値を読み出して、図6(b)に例示するように、前述の2次元変換テーブルのX/Y軸のこの読み出し値に相当する輝度値の（x、y）交点データを、すなわち同図（b）に図示する過去画像の輝度値beと現在画像の輝度値Bfとの交点Le f / Ce f（輝度値／色差）を、新画素番地の合成画像データの画素データに割り当てる合成処理を行う。この画素毎の処理を新画素番地の合成画像データの全画素について実施し、合成画像データの全体を生成する。次のステップS39において、この生成結果をモニタなどの表示手段に例えば図7に示すような形態で表示する。モニタに表示された変換テーブルによる合成画像の表示（例えば図7）では、合成の基準の位置になっている基準マーク75は静止しているが、合成された血管像73a、73bと合成された組織境界像64a、64bは、現在像を表示している超音波プローブ10の操作により、ライブ画像である現在像が変化して、重なり位置のズレ分が表示像幅の変化やボヤケとして観察できる。

10

20

【0036】

この生成結果の表示を観察し、ステップS40で、プローブ位置の調整を行って、2つ画像の重なり状況を調整する。現在画像の基準マークの位置を再設定する場合には、ステップS43で、この合成処理を解除して、ステップS36へ戻り再設定する。一方、基準マークの再設定を行わない場合は、ステップS41により現在像をフリーズして、腫瘍像72、73を観察、診断する。また、その画像を記録する（ステップS44）。

【0037】

本実施形態によれば、過去画像と現在画像とが、基準マークの位置を一致させて、予め設定、準備された2次元変換テーブルのX/Y軸にそれぞれ過去画像と現在画像の輝度データに対応させて合成処理画像の画素データを生成する。したがって、この2次元変換テーブルの交点データの設定内容に基づいて、一方の画像を透過像の様に表示して、更にスライス面の位置合わせを、生体構造の過去像と現在像の一致状況により、一致の精度を高めて両画像を表示できるので、腫瘍等の診断における着目点の大きさの変化を容易に知ることができる。また転移などで点在する微小腫瘍の診断においても、発生或は消失も見落とし無く診断できる。

30

【0038】

（実施形態3）

本願の他の実施形態である差分比較による表示方法について、次に説明する。

【0039】

まず、検査技師或いは医師である操作者は、上記の実施形態の図3で示す、ステップS31～S36の手順により取得した過去画像及び現在画像を例えば図5(b)、(c)のようにモニタ20に表示して、これを参照しながら過去画像と現在画像の観察断層面（スライス像）の位置が一致するように超音波プローブ10を操作し、目的とする現在画像の取得断層面を特定、設定する。

40

【0040】

次に、例えば操作パネル19に設けた画像の差分処理の実施を指示する「差分処理」スイッチにより、過去画像と現在画像の正規化処理及び差分処理を開始する。これ等の処理の実施は、図2にそれぞれの処理機能のブロック構成図により模式的に示す。

【0041】

先ず、過去画像保存部17に保管記憶された過去画像データ32が、中央制御部16を

50

介する制御により画像信号処理部 12 に読み出されて、この過去画像データ 32 に対し、先の「差分処理」スイッチによる信号で、入力制御部 15 からの指示信号が、中央制御部 16 から画像信号処理部 12 における正規化処理及び透過処理 33 を指示する。

【0042】

一方、同時に超音波プローブ 10 を介して収集している現在画像データ 30 の超音波信号データは、送受信制御部 11 から出力されて画像信号処理部 12 に入力される。

【0043】

この超音波信号データは、先ず画像信号処理部 12 において検波・画像構成処理により、現在画像データ 30 が生成される。さらに、この生成された現在画像データ 30 に対し、先の「差分処理」スイッチによる信号の指示で、画像信号処理部 12 における正規化処理 31 の実施を指示する。 10

【0044】

この正規化処理 31、33 は、過去画像あるいは現在画像のそれぞれの画像データにおける基準マークの位置の画像データに対する正規化の処理で、例えばそれぞれの基準マークを設定した位置の輝度情報を基に、各画像内の全画素の輝度情報を正規化する。例えば、治療後の現在画像データ 30 に正規化処理 31 が成された処理後現在画像データ（現在：currentを指す識別curを付す）の全各画素の輝度情報の現在画素データ NDcurは、式（1）のように正規化をする。また、過去画像データ 32 に正規化処理が成された処理後過去画像データ（識別oldを付す）の各画素の輝度情報の過去画素データ NDoldは、式（2）のように正規化をする。 20

【0045】

$$ND_{cur}(i) = D_{cur}(i) - MD_{cur} \quad \dots (1)$$

$$ND_{old}(i) = D_{old}(i) - MD_{old} \quad \dots (2)$$

ここで、

ND _{cur} (i)	: 現在画像の正規化された各画素データ
D _{cur} (i)	: 現在画像の各画素の元データ
MD _{cur}	: 現在画像のマーカ位置の正規化画素データ
ND _{old} (i)	: 過去画像の正規化された各画素データ
D _{old} (i)	: 過去画像の各画素の元データ
MD _{old}	: 過去画像のマーカ位置の正規化画素データ

である。

【0046】

次に、これら、過去画像及び現在画像の正規化処理された各画素データを差分処理部 34 において、つぎの式（3）の演算により差分データ Ddif（識別difを付す）を生成する。

【0047】

$$Ddif(i) = ND_{cur}(i) - ND_{old}(i) + Offset \quad \dots (3)$$

ここで、

Ddif(i)	: 各画素の差分データ
Offset	: 差分画像のオフセットレベル（合成画像のベース輝度）

である。

【0048】

式（3）の差分画像データのオフセットレベル（Offset）は、生成される差分画像のベースの輝度として、差分結果がゼロとなる画像データに対し、操作パネル 19、キーボード 14 を用いて任意のレベル値を入力、若しくは調整が可能に設定することができる。こうして得られた差分画像は画像出力制御部 13 を通してモニタ 20 に表示する。この差分画像の例を図 8 に模式的に示す。例えば、過去画像と現在画像の普遍的な基準とした血管や組織の境界が全く重なるように現在画像データを採取している検査を行っている図 8 では、その差分画像 81 の断層画像 81a には、上述の正規化処理により現在画像及び過去画像の取得時における感度差を補正している。これ等の差分処理により普遍的な生体内構 30

造の主要血管やその分枝血管の過去画像と現在画像が、相殺されて血管像や組織境界像として表示されず、前述のオフセットレベルを調整して、例えば輝度レベルが中間となる無地像 83 を表示する。さらに、オフセットレベルの調整により、過去画像と現在画像の間で輝度が異なる部位が高輝度変化箇所 82 及び低輝度変化箇所 87 が表示される。

【0049】

本実施形態の超音波画像診断装置によれば、差分画像を生成する前処理としてマーカ位置の画素データにより正規化処理することで、過去画像と現在画像間の画像全体の感度差を補正することができ、より鮮明な差分画像を得ることができる。さらに、この差分画像によりエコー強度の変化や高輝度部位あるいは低輝度部位を容易に、且つ確実に診断することができるので、例えば肝臓内の微小腫瘍の増減が把握し易くなる。また、診断の精度とスループットを向上することができる。

【図面の簡単な説明】

【0050】

【図1】本発明の一実施例による超音波診断装置のブロック構成図。

【図2】本実施形態の画像信号処理部における機能ブロック図。

【図3】本願実施形態の処理手順を示すフローチャート。

【図4】本願実施形態による過去画像と現在画像の表示例。

【図5】図3のフローチャートの処理手順に従った処理結果の模式表示例。

【図6】本願の他の実施形態の変換テーブルの構成と参照の概念を示す図。

【図7】本願の他の実施形態による過去画像と現在画像の合成表示例。

【図8】本願の他の実施形態による差分処理像の合成表示例。

【図9】過去画像と現在画像が共に表示される従来の表示例。

【符号の説明】

【0051】

1・・・現在画像生成部、

2・・・過去画像再生部、

10・・・超音波プローブ、

11・・・送受信制御部、

12・・・画像信号処理部、

13・・・画像出力制御部、

14・・・キーボード、

15・・・入力制御部、

16・・・中央制御部、

17・・・過去画像保存部、

18・・・トラックボール、

19・・・操作パネル、

20・・・モニタ、

21・・・過去超音波断層像

21a・・・過去画像、

22・・・腫瘍像、

23a、23a'、63a・・・主要血管像、

23b、23b'、63b・・・分枝血管像、

24a、24a'、24b、24b'、64a、64b・・・組織境界像、

25・・・基準マーク、

26・・・現在の断層像、

26a・・・現在画像、

27・・・現在の腫瘍像、

29・・・現在画像基準マーク、

30・・・現在画像データ、

31・・・正規化処理、

10

20

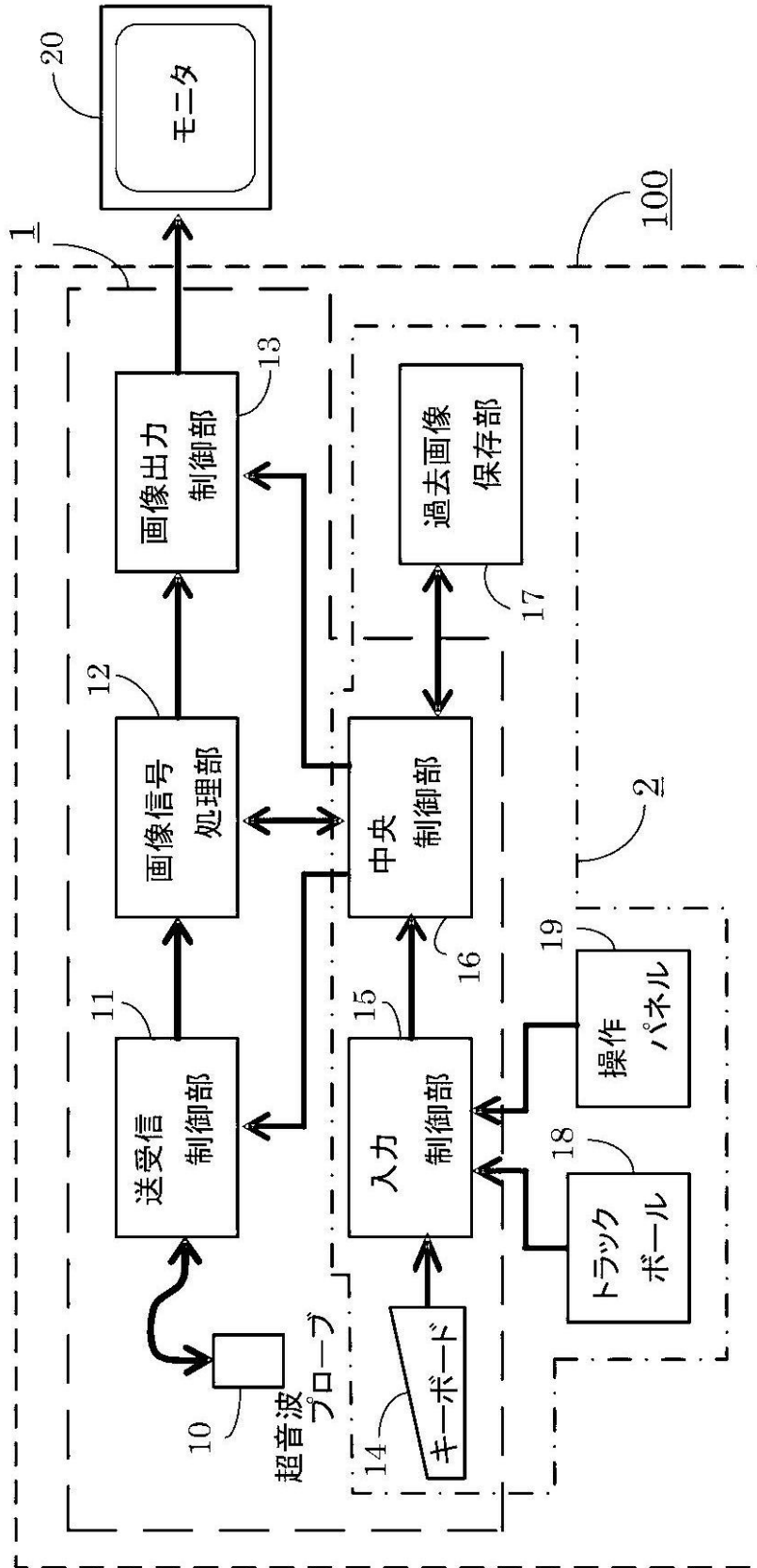
30

40

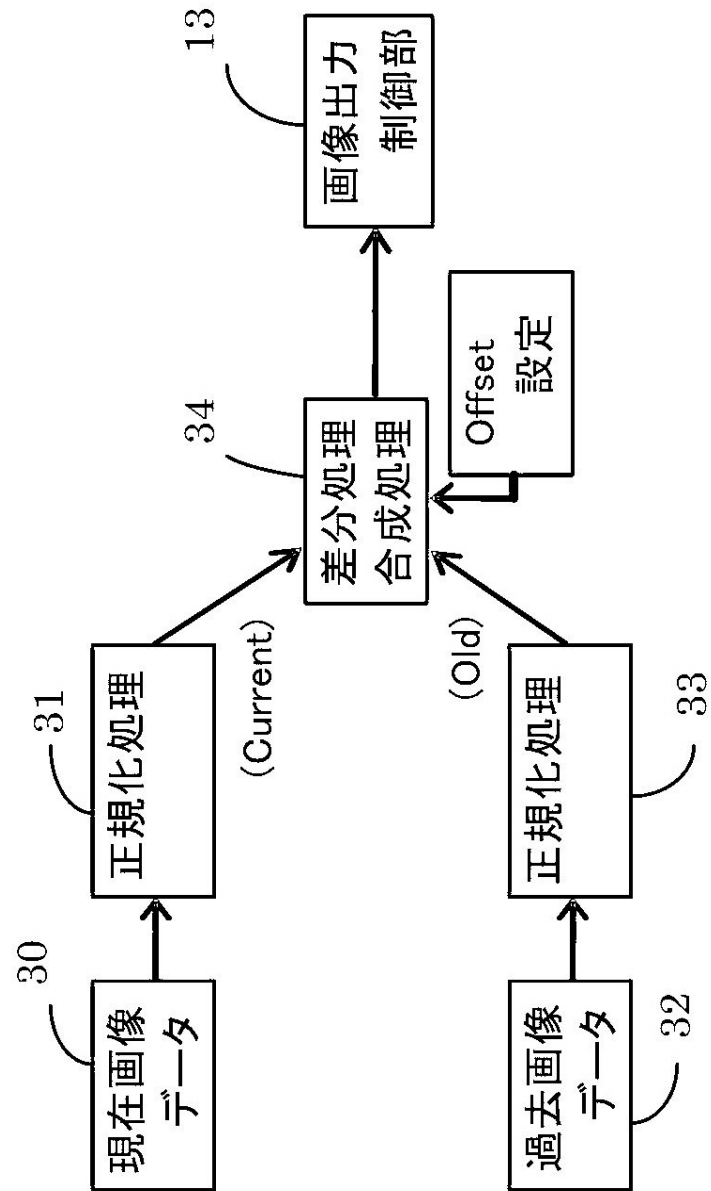
50

3 2 . . . 過去画像データ、	
3 3 . . . 正規化処理及び透過処理、	
3 4 . . . 差分処理及び合成処理、	
7 1 . . . 合成画像、	
7 3 a、7 3 b . . . 合成された血管像、	
7 4 a、7 4 b . . . 合成された組織境界像、	
7 2 . . . 合成された過去画像の腫瘍像、	
7 5 . . . 合成基準マーク、	
7 6 . . . 合成超音波断層画像、	
7 7 . . . 現在画像の腫瘍像、	10
8 1 . . . 差分画像、	
8 1 a . . . 差分断層像、	
8 2 . . . 高輝度変化箇所、	
8 3 . . . オフセット調整による無地像部分、	
8 5、8 9 . . . 基準マーク位置、	
8 7 . . . 低輝度変化箇所、	
9 1 . . . 過去画像、	
9 1 a、8 2 a . . . 断層画像、	
9 2 . . . 現状画像、	
9 3、9 4 . . . 腫瘍像、	20
1 0 0 . . . 超音波画像診断装置。	

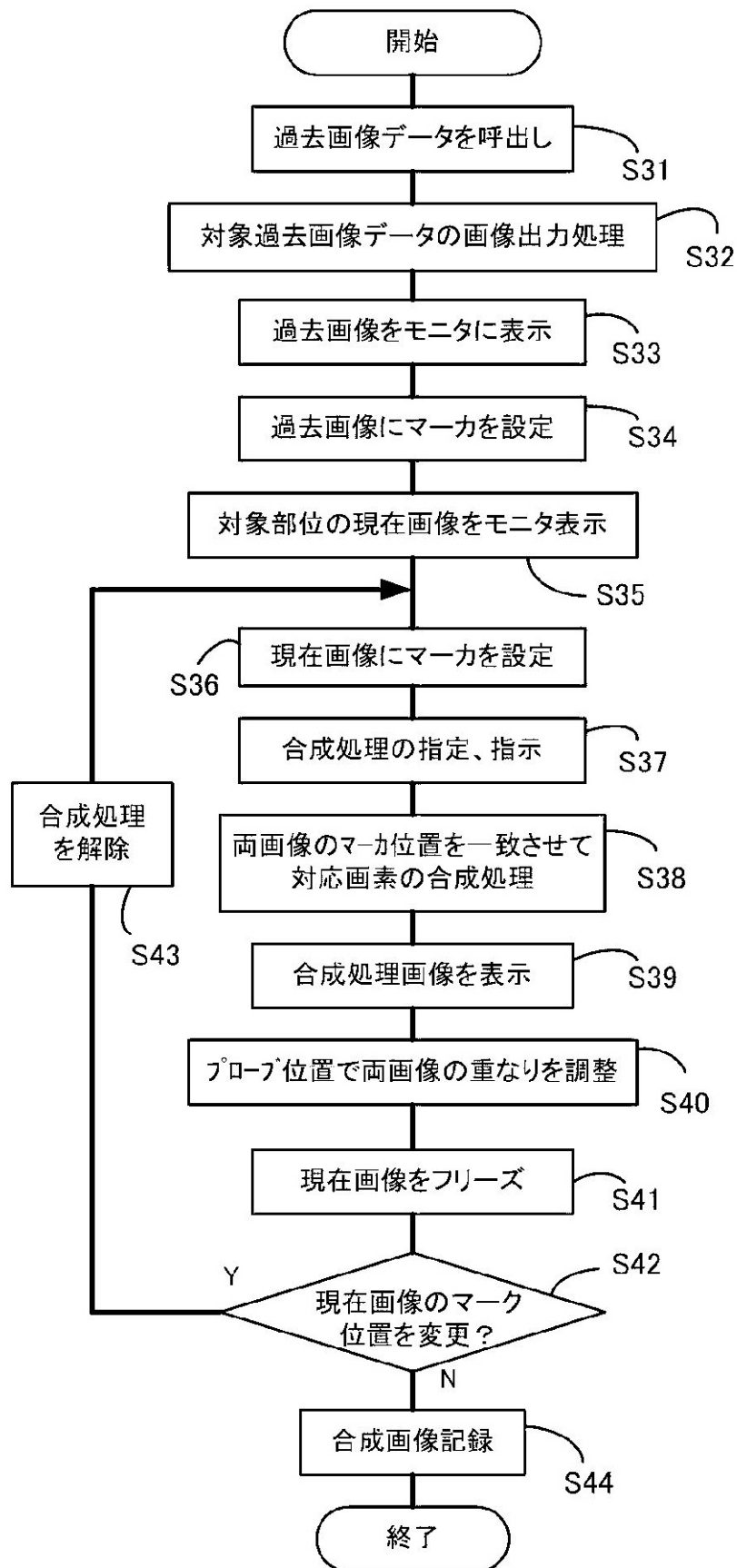
【図 1】



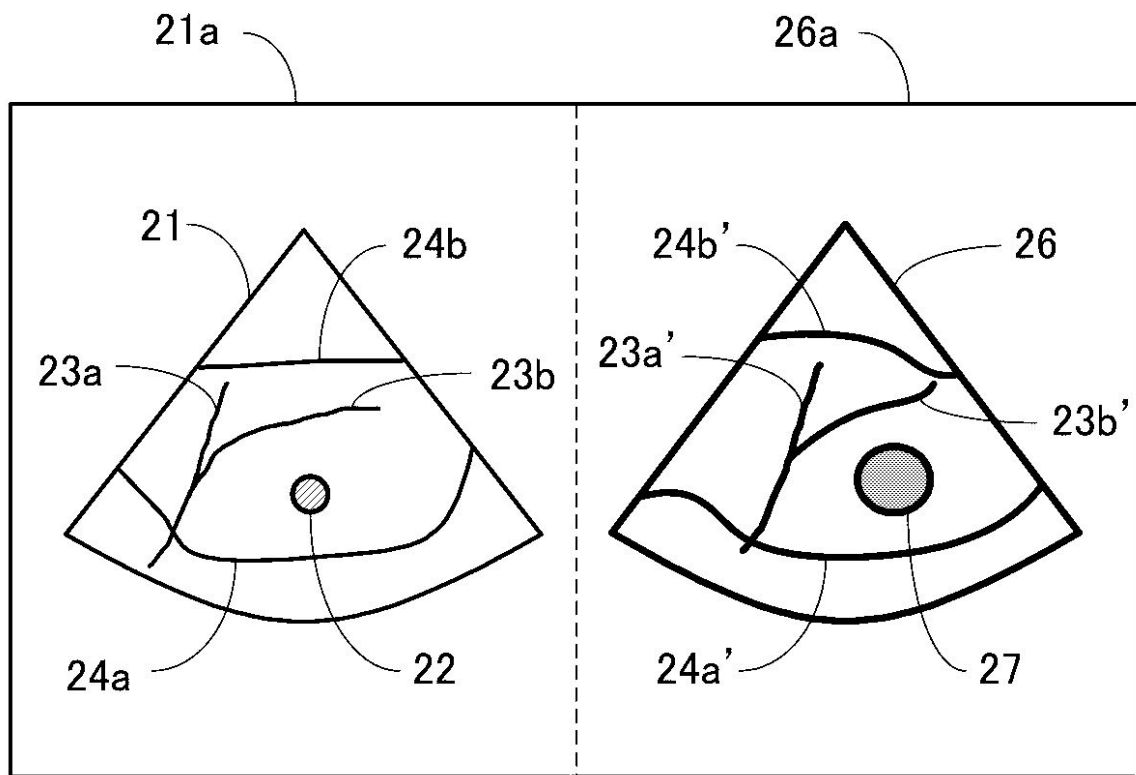
【図 2】



【図 3】



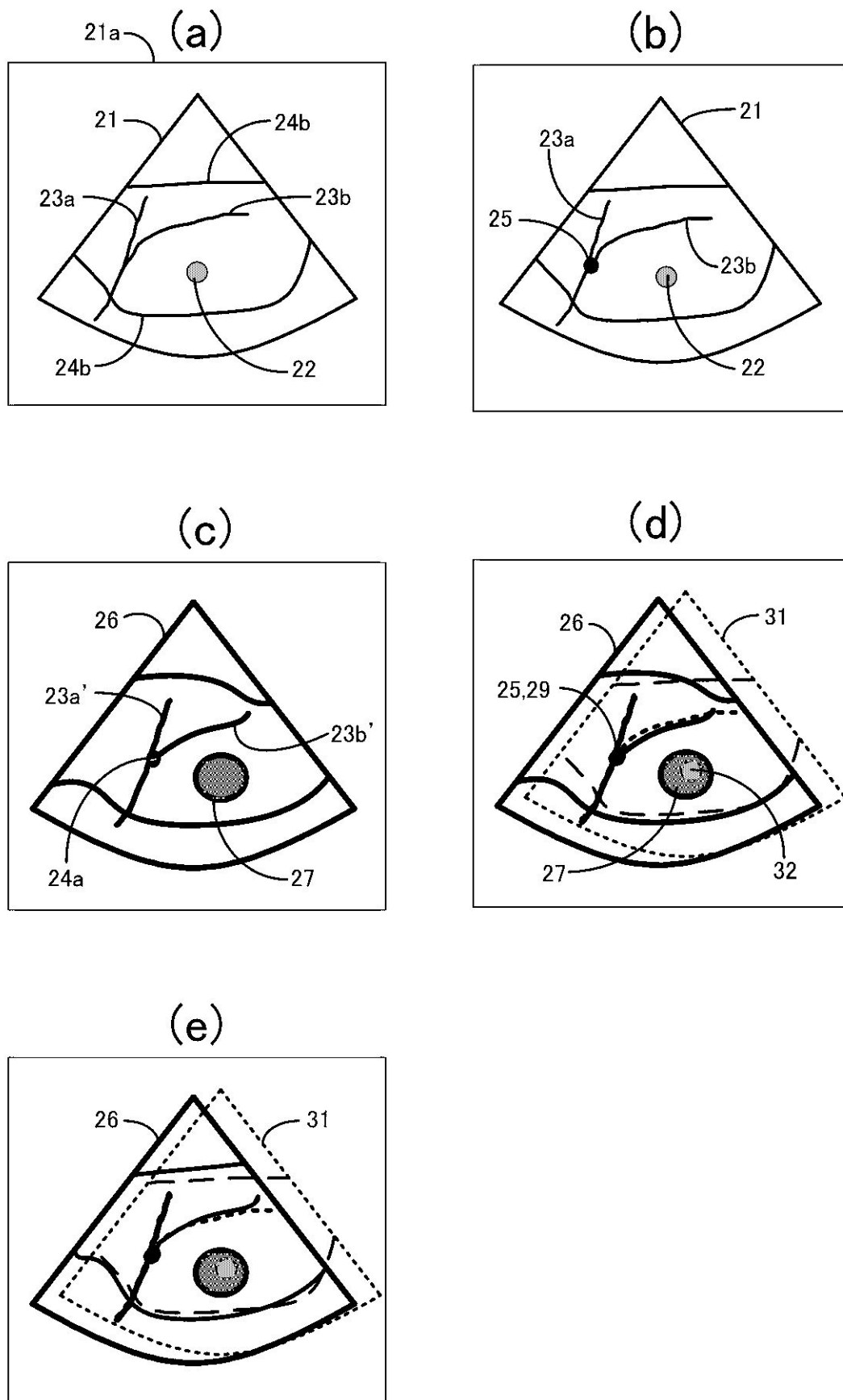
【図 4】



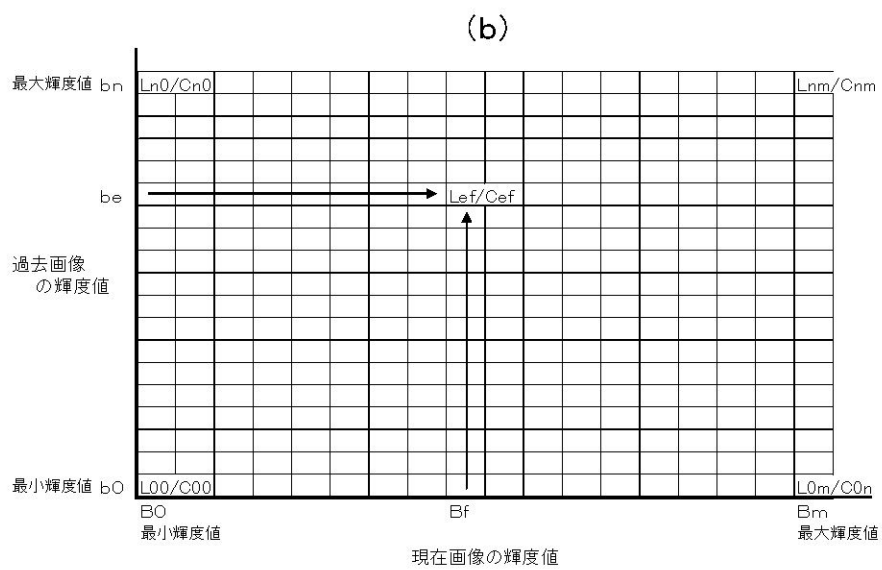
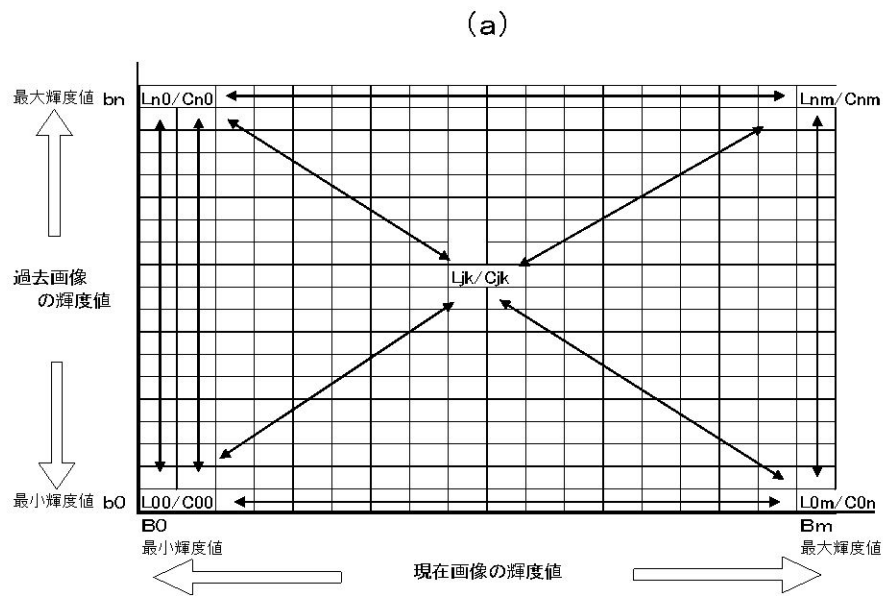
(過去画像表示)

(現在画像表示)

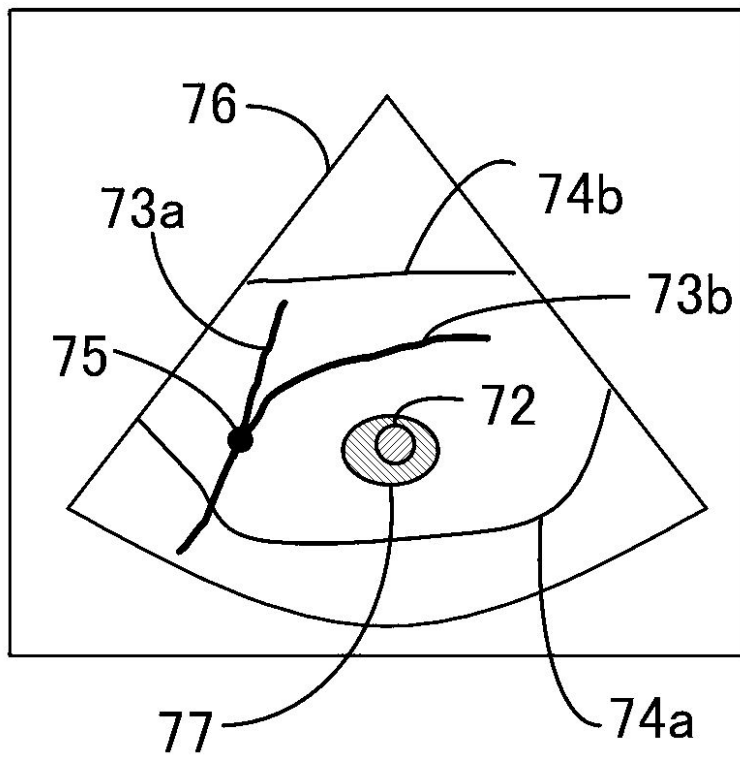
【図 5】



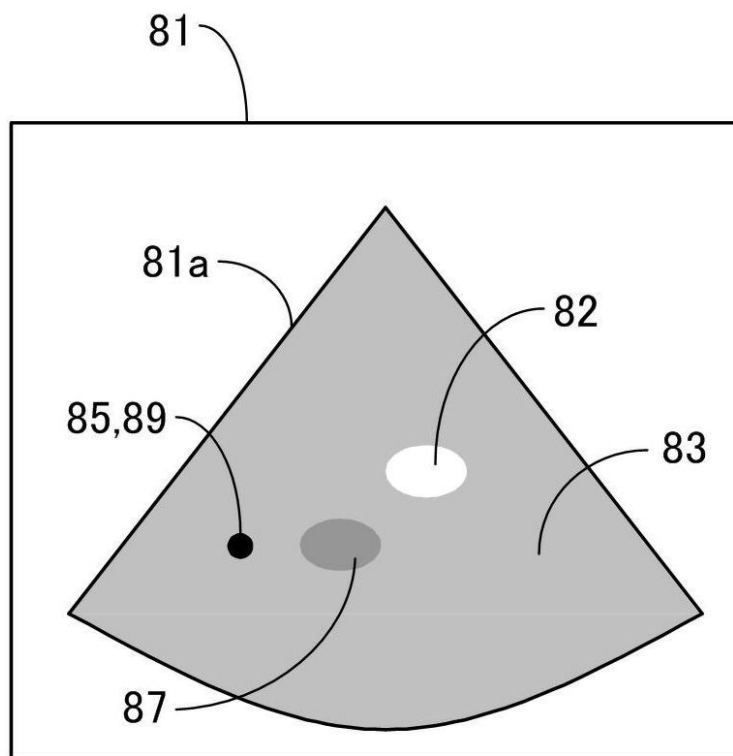
【図 6】



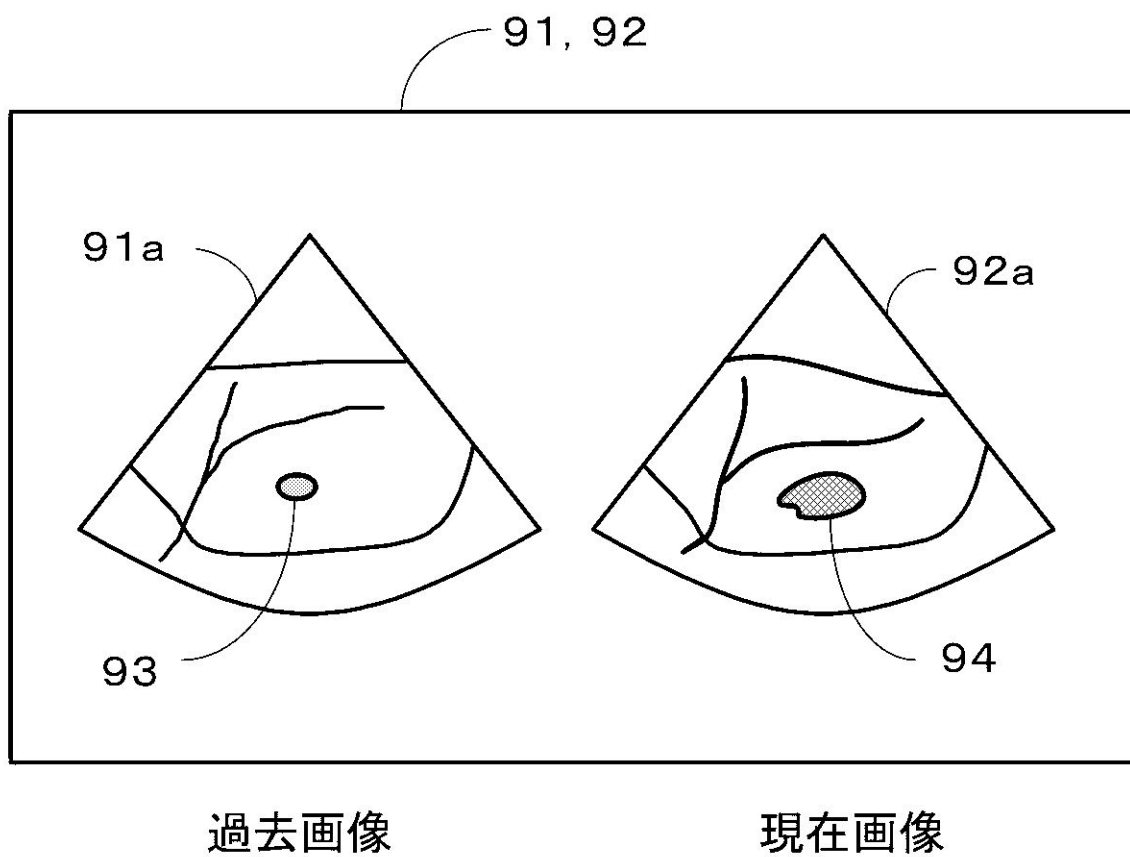
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 BB02 JB45 JC06 JC16 JC21 KK25
5B057 AA07 BA05 CA08 CA12 CA16 CB08 CB12 CB16 CE08 CH12
CH20 DA07 DA16 DB02 DB09 DC32
5C052 AB02 AC08 DD02 EE02 EE03
5C053 FA07 FA14 HA29 KA24 LA01 LA11

专利名称(译)	超声图像诊断设备及其处理程序		
公开(公告)号	JP2007325778A	公开(公告)日	2007-12-20
申请号	JP2006159697	申请日	2006-06-08
[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	佐藤吉幸		
发明人	佐藤 吉幸		
IPC分类号	A61B8/08 G06T1/00 H04N5/76 H04N5/93		
FI分类号	A61B8/08 G06T1/00.290.D H04N5/76.B H04N5/93.Z A61B8/14 G06T7/00.612 H04N5/76 H04N5/93 H04N9/87		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/JB45 4C601/JC06 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/KK25 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE08 5B057/CH12 5B057/CH20 5B057/DA07 5B057/DA16 5B057/DB02 5B057/DB09 5B057/DC32 5C052/AB02 5C052/AC08 5C052/DD02 5C052/EE02 5C052/EE03 5C053/FA07 5C053/FA14 5C053/HA29 5C053/KA24 5C053/LA01 5C053/LA11 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/EA14 5L096/FA10 5L096/GA08		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

过去图像已经正确获取待比较的当前图像之间的位置关系，而且容易合成视图，并提供一种减少对操作者的负担的超声系统。在过去，用于存储作为过去的图像数据的图像存储单元所获取的超声诊断图像数据，从图像读取存储装置，基于所述图像中的任意位置上的过去图像的过去图像数据第一标记，用于设定标志，当前对象的当前图像数据的图像中的装置，并且所述第二标记，用于设定当前图像的基准标记，所述两个基准标记的基础上，所述的装置，其中，用于合成所述当前图像和过去图像和图像合成处理装置，其特征在于包括一个图像显示的图像合成处理的超声成像设备装置，用于显示装置的结果的图像数据。点域

