

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2008/075740

発行日 平成22年4月15日(2010.4.15)

(43) 国際公開日 平成20年6月26日(2008.6.26)

(51) Int. Cl. F 1 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

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 27 頁)

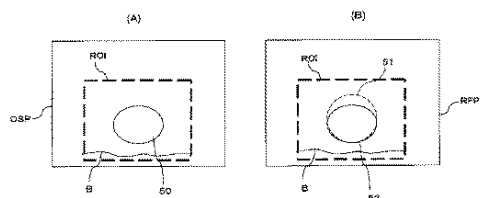
出願番号	特願2008-550181 (P2008-550181)	(71) 出願人	000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2007/074550	(74) 代理人	100098017 弁理士 吉岡 宏嗣
(22) 国際出願日	平成19年12月20日(2007.12.20)	(72) 発明者	荒井 修 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ コ内
(31) 優先権主張番号	特願2006-342777 (P2006-342777)	(72) 発明者	松村 剛 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ コ内
(32) 優先日	平成18年12月20日(2006.12.20)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

超音波像と超音波診断装置以外の医療診断装置で撮像したリファレンス像との対比観察を的確に行えるようにするため、超音波探触子1により加えられた圧迫状態におけるスキャン面の生体部位の歪み分布を求める変位・歪み演算部12と、この変位・歪み演算部により求めた歪み分布に基づいて超音波像を補正して非圧迫状態の補正超音波像を生成する非圧迫画像生成部5を設けること、あるいは変位・歪み演算部12により求めた歪み分布に基づいて、リファレンス像に超音波像と同等の歪みを付加した補正リファレンス像を生成する圧迫画像作成部40を設けたことを特徴とする。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の体表に押し当てて前記被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、該超音波探触子を介して受信された反射エコー信号のRF信号フレームデータに基づいて前記超音波探触子のスキャン面における超音波像を構成する超音波像生成手段と、前記超音波像を画面に表示する表示手段とを備えてなる超音波診断装置であって、

計測時間が異なる一対の前記RF信号フレームデータに基づいて前記超音波探触子により加えられた圧迫状態における前記スキャン面の生体部位の歪み分布を求める歪み演算手段と、

該歪み演算手段により求めた歪み分布に基づいて、前記生体部位に圧力が加えられていない非圧迫状態の補正超音波像を生成する補正超音波像生成手段を設け、

前記表示手段は、前記補正超音波像を画面に表示す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、

さらに、予め画像診断装置で撮像された超音波像以外のボリューム画像データを記憶する記憶手段と、該記憶手段に記憶されている前記ボリューム画像データから前記超音波像に対応した断層像データを抽出してリファレンス像を再構成するリファレンス像生成手段とを備え、

前記表示手段は、前記補正超音波像を前記リファレンス像と同一画面に表示することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置において、

前記歪み演算手段は、前記表示画面に表示された前記超音波像に設定される関心領域の歪み分布を求め、

前記補正超音波像生成手段は、前記歪み演算手段により求めた歪み分布に基づいて前記関心領域における歪みを除去するように前記超音波像を補正して前記補正超音波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 3 に記載の超音波診断装置において、

さらに、前記超音波探触子により前記被検体の体表部に加えられる圧力を計測する圧力計測手段と、該圧力計測手段により計測された圧力計測値に基づいて前記関心領域の生体部位に作用する圧力分布を求める圧力演算手段とを備え、

前記補正超音波像生成手段は、前記圧力演算手段により求められた前記関心領域の前記圧力分布と前記関心領域の前記歪み分布に基づいて、前記関心領域の生体部位の弾性率分布を求めて、該求めた前記弾性率分布に基づいて圧迫状態における前記関心領域の生体部位の歪みを除去して前記超音波像を拡大補正する拡大率分布を求める拡大率算出手段と、該拡大率算出手段により求めた拡大率分布に基づいて圧迫状態における前記超音波像を拡大補正して非圧迫状態における前記補正超音波像を生成する拡大処理手段を有してなることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、

前記拡大率算出手段は、前記関心領域を格子状に複数の微小領域に分け、圧迫状態における前記圧力分布及び前記歪み分布に基づいて各微小領域の弾性率を求め、前記各微小領域の弾性率に基づいて該微小領域の歪みを除去する拡大率を求め、

前記拡大処理手段は、前記拡大率算出手段により求められた拡大率に基づいて、圧迫状態における前記微小領域を拡大補正して前記補正超音波像を生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波診断装置において、

10

20

30

40

50

前記歪み演算手段は、前記関心領域の深度方向のみの前記歪み分布を求め、
前記拡大率算出手段は、前記関心領域の深度方向のみの前記弾性率分布を求めて、前記関心領域の深度方向のみの前記拡大率分布を求めることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、
前記表示手段は、前記補正超音波像と前記リファレンス像を並べて又は重ね合わせて表示することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

被検体の体表に押し当てて前記被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、該超音波探触子を介して受信された反射エコー信号の R F 信号フレームデータに基づいて前記超音波探触子のスキャン面における超音波像を構成する超音波像生成手段と、予め画像診断装置で撮像された超音波像以外のボリューム画像データを記憶する記憶手段と、該記憶手段に記憶されている前記ボリューム画像データから前記超音波像に対応した断層像データを抽出してリファレンス像を再構成するリファレンス像生成手段と、前記超音波像と前記リファレンス像を同一画面に表示する表示手段とを備えてなる超音波診断装置であって、
計測時間が異なる一対の前記 R F 信号フレームデータに基づいて前記超音波探触子により加えられた圧迫状態における前記スキャン面の生体部位の歪み分布を求める歪み演算手段と、

該歪み演算手段により求めた歪み分布に基づいて前記リファレンス像を補正し、歪みを有した補正リファレンス像を生成する補正リファレンス像生成手段を設け、
前記表示手段は、前記超音波像と前記補正リファレンス像を同一画面に表示することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波診断装置において、
前記歪み演算手段は、前記表示画面に表示された前記超音波像に設定される関心領域の歪み分布を求め、
前記補正リファレンス像生成手段は、前記歪み演算手段により求めた歪み分布に基づいて前記関心領域における前記リファレンス像を縮小処理して前記補正リファレンス像を生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 8 に記載の超音波診断装置において、
前記歪み演算手段は、前記表示画面に表示された前記超音波像に設定される関心領域の歪み分布を求め、

さらに、前記超音波探触子により前記被検体の体表部に加えられる圧力を計測する圧力計測手段と、該圧力計測手段により計測された圧力計測値に基づいて前記関心領域の生体部位に作用する圧力分布を求める圧力演算手段とを備え、

前記補正リファレンス像生成手段は、前記圧力演算手段により求められた前記関心領域の前記圧力分布と前記関心領域の前記歪み分布に基づいて、前記関心領域の生体部位の弾性率分布を求めて、該求めた前記弾性率分布に基づいて前記関心領域の前記リファレンス像を補正する縮小率分布を求める縮小率算出手段と、該縮小率算出手段により求めた縮小率分布に基づいて前記リファレンス像を縮小補正して前記補正リファレンス像を生成する縮小処理手段を有してなることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 10 に記載の超音波診断装置において、
前記縮小率算出手段は、前記関心領域を格子状に複数の微小領域に分け、圧迫状態における前記圧力分布及び前記歪み分布に基づいて各微小領域の弾性率を求め、前記各微小領域の弾性率に基づいて該微小領域の歪みを前記リファレンス像に付加する縮小率を求め、

前記縮小処理手段は、前記縮小率算出手段により求められた縮小率に基づいて、前記微小領域に対応する前記リファレンス像の微小領域を縮小補正して前記補正リファレンス像

を生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 2】

請求項 1 0 に記載の超音波診断装置において、
前記縮小率算出手段は、前記関心領域の画素ごとに前記縮小率分布を求め、
前記縮小処理手段は、前記縮小率算出手段により求められた縮小率分布に基づいて、前記関心領域に対応する前記リファレンス像を画素単位で縮小補正して前記補正リファレンス像を生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 3】

請求項 1 0 に記載の超音波診断装置において、
前記縮小率算出手段は、前記関心領域の画素ごとに前記縮小率分布を求め、
前記縮小処理手段は、前記関心領域に対応する前記リファレンス像の深度方向の一又は隣り合う複数の画素ごとの縮小率に基づいて、前記リファレンス像を画素単位で縮小補正して前記補正リファレンス像を生成することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 1 4】

請求項 1 3 に記載の超音波診断装置において、
前記縮小処理手段は、前記隣り合う複数の画素の輝度情報を合成して一の画素に縮小することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 5】

請求項 8 に記載の超音波診断装置において、
前記表示手段は、前記超音波像と前記補正リファレンス像を同一画面に並べて又は重ね合わせて表示することを特徴とする超音波診断装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、超音波診断装置に係り、具体的には、超音波探触子を被検体の体表に押し当てて撮像する技術に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

画像診断装置の 1 つである超音波診断装置は、ハンドリングが容易で、かつ無侵襲で任意の断面をリアルタイムに観察できるため、診断に非常に多く利用されている。

30

【0 0 0 3】

しかし、超音波診断では、計測感度を向上させるために、被検体の体表に超音波探触子を押し当てて超音波を送受していることから、超音波探触子により加えられる圧迫力により被検体内部の臓器などの生体部位が変形し、歪みを有する超音波像になる。

【0 0 0 4】

ところで、超音波像によって生体各部の部位の距離、面積、体積等を計測して診断に利用することが提案されているが、超音波像の歪みはそれらの計測の精度に悪影響を及ぼすことがある。

【0 0 0 5】

また、一般に、超音波像は X 線 C T 装置や M R I 装置などで撮像される断層像よりも画質が劣る。そこで、X 線 C T 装置や M R I 装置などの超音波診断装置以外の画像診断装置で撮像された C T 像や M R 像をリファレンス像とし、超音波像をリファレンス像と対比しながら、総合的に診断することにより、診断の信頼性を向上させることが提案されている（例えば、特許文献 1 参照）。これによれば、C T 像や M R 像のマルチスライス画像データ（以下、ボリューム画像データという。）から超音波像のスキャン面と同一断面の断層像を切出して、リファレンス像として表示画面に描画するようにしている。

40

【0 0 0 6】

しかし、M R I 像又は C T 像などのリファレンス像は、被検体に圧迫を加えないで撮像されるから、歪みを有する超音波像とリファレンス像の臓器等の生体部位の形状が一致しない場合が生じ、対比観察による診断の信頼性が損なわれる場合がある。

50

【0007】

例えば、乳線のように柔らかい部位を撮像した超音波像は、探触子により加えた圧迫により生体組織の歪みが顕著に現れるが、リファレンス画像にはそのような歪みが生じない。

【0008】

【特許文献1】WO2004/098414 A1

【発明の開示】

【0009】

本発明の目的は、超音波探触子を被検体の体表に押し当てて撮像した歪みを有する超音波像の歪みを補正する、若しくは超音波像と対比観察できるようにリファレンス像を補正することにある。 10

【0010】

上記目的を達成するため、本発明の第1の態様は、被検体の体表に押し当てて前記被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、該超音波探触子を介して受信された反射エコー信号のRF信号フレームデータに基づいて前記超音波探触子のスキャン面における超音波像を構成する超音波像生成手段と、前記超音波像を画面に表示する表示手段とを備えてなる超音波診断装置であって、計測時間が異なる一対の前記RF信号フレームデータに基づいて前記超音波探触子により加えられた圧迫状態における前記スキャン面の生体部位の歪み分布を求める歪み演算手段と、該歪み演算手段により求めた歪み分布に基づいて前記生体部位に圧力が加えられていない非圧迫状態の補正超音波像を生成する補正超音波像生成手段を設け、前記表示手段は、前記補正超音波像を画面に表示することを特徴とする。 20

【0011】

すなわち、超音波像は、被検体の体表に超音波探触子を押し当てて超音波を送受していることから、超音波探触子により加えられる圧迫力により被検体内部の臓器などの生体部位が変形あるいは歪んだ超音波像が生成されるので、生体各部の部位の距離や面積などを計測しようとする場合に誤差が生ずる。

【0012】

そこで、本発明の第1の態様では、超音波探触子により加えられた圧迫状態におけるスキャン面の生体部位の歪み分布を求め、求めた歪み分布に基づいて歪みを除去するように超音波像を補正して生体部位に圧力が加えられていない非圧迫状態の補正超音波像を生成するようにしているから、超音波像に基づいて生体各部の部位の距離、面積、体積等を計測する場合の精度を向上することができる。 30

【0013】

この場合において、前記歪み演算手段は、前記表示画面に表示された前記超音波像に設定される関心領域の歪み分布を求め、前記補正超音波像生成手段は、前記歪み演算手段により求めた歪み分布に基づいて前記関心領域における歪みが均等な歪み分布になるように前記超音波像を拡大補正して前記補正超音波像を生成する構成とすることができる。

【0014】

また、第1の態様に加えて、予め画像診断装置で撮像された超音波像以外のボリューム画像データを記憶する記憶手段と、該記憶手段に記憶されている前記ボリューム画像データから前記超音波像に対応した断層像データを抽出してリファレンス像を再構成するリファレンス像生成手段とを備え、前記表示手段は、前記補正超音波像を前記リファレンス像と同一画面に表示すること構成とすることができる。 40

【0015】

このように構成することにより、非圧迫状態の補正超音波像がリファレンス像と同一画面に表示されるから、補正超音波像とリファレンス像の臓器等の生体部位の形状を略一致させることができる。その結果、超音波像と超音波診断装置以外の医療診断装置で撮像したリファレンス像とを対比観察して行う超音波診断の的確性を向上することができる。

【0016】

50

さらに、第1の態様に加えて、前記超音波探触子により前記被検体の体表部に加えらるる圧力を計測する圧力計測手段と、該圧力計測手段により計測された圧力計測値に基づいて前記関心領域の生体部位に作用する圧力分布を求める圧力演算手段とを備え、前記補正超音波像生成手段は、前記圧力演算手段により求められた前記関心領域の前記圧力分布と前記関心領域の前記歪み分布に基づいて、前記関心領域の生体部位の弾性率分布を求めて、該求めた前記弾性率分布に基づいて圧迫状態における前記関心領域の生体部位の歪みを除去して前記超音波像を拡大補正する拡大率分布を求める拡大率算出手段と、該拡大率算出手段により求めた拡大率分布に基づいて圧迫状態における前記超音波像を拡大補正して非圧迫状態における前記補正超音波像を生成する拡大処理手段を有してなる構成とすることが好ましい。

10

【0017】

また、この場合において、前記拡大率算出手段は、前記関心領域を格子状に複数の微小領域に分け、圧迫状態における前記圧力分布及び前記歪み分布に基づいて各微小領域の弾性率を求め、前記各微小領域の弾性率に基づいて該微小領域の歪みを除去する拡大率を求め、前記拡大処理手段は、前記拡大率算出手段により求められた拡大率に基づいて、圧迫状態における前記微小領域を拡大補正して前記補正超音波像を生成する構成とすることができる。

【0018】

また、前記歪み演算手段は、前記関心領域の深度方向のみの前記歪み分布を求め、前記拡大率算出手段は、前記関心領域の深度方向のみの前記弾性率分布を求めて、前記関心領域の深度方向のみの前記拡大率分布を求める構成とすることができる。すなわち、超音波探触子による圧迫力は、深度方向の成分が大きく、深度方向に直交する方向の成分は小さいことから、深度方向のみの補正歪み分布を求めることにより計算時間を短縮できる。

20

【0019】

また、本発明の第2の態様は、被検体の体表に押し当てて前記被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、該超音波探触子を介して受信された反射エコー信号のRF信号フレームデータに基づいて前記超音波探触子のスキャン面における超音波像を構成する超音波像生成手段と、予め画像診断装置で撮像された超音波像以外のボリューム画像データを記憶する記憶手段と、該記憶手段に記憶されている前記ボリューム画像データから前記超音波像に対応した断層像データを抽出してリファレンス像を再構成するリファレンス像生成手段と、前記超音波像と前記リファレンス像を同一画面に表示する表示手段とを備えてなる超音波診断装置であって、計測時間が異なる一対の前記RF信号フレームデータに基づいて前記超音波探触子により加えられた圧迫状態における前記スキャン面の生体部位の歪み分布を求める歪み演算手段と、該歪み演算手段により求めた歪み分布に基づいて前記リファレンス像を補正し、歪みを有した補正リファレンス像を生成する補正リファレンス像生成手段を設け、前記表示手段は、前記超音波像と前記補正リファレンス像を同一画面に表示することを特徴とする。

30

【0020】

すなわち、本発明の第2の態様は、第1の態様に代えて、リファレンス像を圧迫状態の歪みを有する超音波像に合わせた歪みを有する補正リファレンス像を生成して、画面に表示することにより的確な対比観察を可能としたのである。

40

【0021】

また、本発明の第2の態様において、前記歪み演算手段は、前記表示画面に表示された前記超音波像に設定される関心領域の歪み分布を求め、前記補正リファレンス像生成手段は、前記歪み演算手段により求めた歪み分布に基づいて前記関心領域における前記リファレンス像を縮小処理して前記補正リファレンス像を生成する構成とすることができる。

【0022】

さらに、前記超音波探触子により前記被検体の体表部に加えらるる圧力を計測する圧力計測手段と、該圧力計測手段により計測された圧力計測値に基づいて前記関心領域の生体部位に作用する圧力分布を求める圧力演算手段とを備え、前記補正リファレンス像生成手

50

段は、前記圧力演算手段により求められた前記関心領域の前記圧力分布と前記関心領域の前記歪み分布に基づいて、前記関心領域の生体部位の弾性率分布を求めて、該求めた前記弾性率分布に基づいて前記関心領域の前記リファレンス像を補正する縮小率分布を求める縮小率算出手段と、該縮小率算出手段により求めた縮小率分布に基づいて前記リファレンス像を縮小補正して前記補正リファレンス像を生成する縮小処理手段を有してなる構成とすることができる。

【0023】

この場合において、前記縮小率算出手段は、前記関心領域を格子状に複数の微小領域に分け、圧迫状態における前記圧力分布及び前記歪み分布に基づいて各微小領域の弾性率を求め、前記各微小領域の弾性率に基づいて該微小領域の歪みを前記リファレンス像に付加する縮小率を求め、前記縮小処理手段は、前記縮小率算出手段により求められた縮小率に基づいて、前記微小領域に対応する前記リファレンス像の微小領域を縮小補正して前記補正リファレンス像を生成する構成とすることができる。

10

【0024】

また、前記縮小率算出手段は、前記関心領域の画素ごとに前記縮小率分布を求め、前記縮小処理手段は、前記縮小率算出手段により求められた縮小率分布に基づいて、前記関心領域に対応する前記リファレンス像を画素単位で縮小補正して前記補正リファレンス像を生成する構成とすることができる。あるいは、前記縮小率算出手段は、前記関心領域の画素ごとに前記縮小率分布を求め、前記縮小処理手段は、前記関心領域に対応する前記リファレンス像の深度方向の一又は隣り合う複数の画素ごとの縮小率に基づいて、前記リファレンス像を画素単位で縮小補正して前記補正リファレンス像を生成する構成とすることができる。この場合に、前記縮小処理手段は、前記隣り合う複数の画素の輝度情報を合成して一の画素に縮小する構成とすることができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図1】 本発明の一実施例の超音波診断装置を示す概略ブロック図である。

【図2】 本発明の超音波診断装置に用いられる超音波探触子の一実施例を示す構成図である。

【図3】 図1の実施例の拡大処理部における動作の一例を説明する図である。

【図4】 図1の実施例の拡大処理部における動作フローの一例を示す図である。

30

【図5】 図1の実施例の超音波診断装置による画像の表示態様を模式的に示す図である。

【図6】 本発明の他の実施例の超音波診断装置の概略ブロック図である。

【図7】 図6の実施例の縮小処理の動作を説明する図である。

【図8】 図6の実施例の縮小処理の動作の一例を説明する図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

以下、本発明の超音波診断装置を実施例に基づいて説明する。

【実施例1】

【0027】

図1は、本発明の一実施例の超音波診断装置の概略ブロック図である。図1に示す超音波診断装置100は、図示していない被検体に押し当てて被検体との間で超音波を送受信する超音波探触子1が備えられている。超音波探触子1は、図2(A)に示すように、超音波送受信面に配列された複数の超音波振動子1Aを備えて構成されている。各超音波振動子1Aは後述の送受信回路2の駆動によって順次スキャンされ、超音波ビームを被検体内のスキャン面に照射するとともに、被検体内のスキャン面から発生する反射エコー波を受信するようになっている。

40

【0028】

送受信回路2は、超音波探触子1の各超音波振動子1Aに超音波を発生させるための超音波パルスを生成して出力するとともに、超音波送波ビームの収束点を任意の深さに設定するようになっている。また、送受信回路2は、複数の超音波振動子1Aで受信した各反

50

射エコー信号を所定のゲインで増幅した後、整相加算回路3に出力するようになっている。整相加算回路3は、各反射エコー信号の位相を整相して、一点又は複数の収束点からの超音波受波ビームを形成して、RF信号を出力するようになっている。

【0029】

整相加算回路3から出力されるRF信号は、超音波像作成手段である超音波フレームデータ作成部4に入力され、ゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の各種処理がなされた後に、超音波フレームデータが作成されるようになっている。超音波フレームデータ作成部4から出力される超音波フレームデータは、補正超音波像作成手段である非圧迫画像作成部5を介してスキャンコンバータ6に入力されるようになっている。また、超音波フレームデータ作成部4から出力される超音波フレームデータは、非圧迫画像作成部5をバイパスしてスキャンコンバータ6に直接入力されるようになっている。超音波フレームデータを、非圧迫画像作成部5を介してスキャンコンバータ6に入力させるか、非圧迫画像作成部5をバイパスしてスキャンコンバータ6に入力させるかは、制御部24を介して操作卓25の操作によって選択できるようになっている。

10

【0030】

スキャンコンバータ6は、入力されるA/D変換された超音波フレームデータを、超音波周期で超音波像データ(断層像データ)に変換してフレームメモリに格納し、テレビジョン方式の周期で超音波像データを順次読み出すようになっている。そして、読み出された超音波像データは、画像の表示手段である切換加算器8を介して画像表示部7に出力されるようになっている。画像表示部7では、入力される超音波像データをD/A変換した後に、断層像の超音波像を画面に表示するようになっている。このようにして、超音波探触子1により超音波ビームがスキャンされるスキャン面における超音波像(Bモード像)がスキャンコンバータ6により再構成されて画像表示部7の画面に表示されるようになっている。

20

【0031】

一方、整相加算回路3から出力されるRF信号は、RF信号フレームデータ選択部11に入力される。RF信号フレームデータ選択部11では、スキャン面における計測時間が異なる一対のRF信号フレームデータを選択して記憶する。一対のRF信号フレームデータの時間間隔は任意に設定される。RF信号フレームデータ選択部11により選択された一対のRF信号フレームデータは、変位・歪み演算部12に入力される。

30

【0032】

変位・歪み演算部12は、入力される一対のRF信号フレームデータに基づいて、1次元もしくは2次元相関処理を実行し、スキャン面における各計測点の変位もしくは移動ベクトルを求める。そして、各計測点の変位を空間微分して、各計測点の歪みを求め、そのスキャン面における歪み分布を歪みフレームデータとして求めて非圧迫画像作成部5に出力するようになっている。

【0033】

一方、超音波探触子1には、図2(A)に示すように、例えば、超音波探触子1の被検体と当接する面に圧力センサ1Bが設けられている。圧力センサ1Bの出力は、圧力計測部15に入力されている。圧力計測部15は、圧力センサ1Bと協働して超音波探触子1により被検体の体表に加えられる圧迫(圧力)を計測するようになっている。計測された圧力は、圧力フレームデータ作成部16に入力され、被検体内部の各計測点における圧力を推定し、スキャン面における圧力分布を求めて、超音波像の各計測点に対応づけた圧力フレームデータを作成するようになっている。圧力フレームデータ作成部16で作成された圧力フレームデータは、非圧迫画像作成部5に入力されている。

40

【0034】

非圧迫画像作成部5は、本発明の特徴部であり、拡大率算出部21と拡大処理部22を備えて構成されている。拡大率算出部21は、変位・歪み演算部12から入力される歪み分布の歪みを除去するため、超音波探触子1により生体部位に圧力が加えられていない非圧迫状態を仮定して、各計測点の歪みの補正量である拡大率を算出する。そして、拡大率

50

算出部 2 1 により求められた拡大率は、拡大処理部 2 2 に入力され、超音波フレームデータ作成部 4 から出力される超音波フレームデータ（超音波像）の各計測点の例えば画素数を拡大率に応じて拡大して、補正超音波フレームデータ（補正超音波像）を作成するようになっている。補正超音波フレームデータは、スキャンコンバータ 6 により超音波像データ（断層像データ）に変換されて、切換加算器 8 を介して画像表示部 7 に出力されるようになっている。非圧迫画像作成部 5 の詳細構成については、動作とともに後述する。

【0035】

次に、画像表示部 7 に表示されるリファレンス像を作成する構成について説明をする。本実施例の超音波診断装置 100 とは別体として設置される例えば X 線 CT 装置あるいは MRI 装置等からなる医療用画像診断装置 200 から、同一の被検体を撮像してなるポリ

10

【0036】

一方、超音波探触子 1 には、図 2 (A) に示すように、位置センサ 1 C が内蔵されている。位置センサ 1 C は、超音波探触子 1 の 3 次元の位置及び傾き等を検出できるようになっている。これにより、超音波像を撮像する際、位置センサ 1 C から超音波探触子 1 の位置及び傾きに対応する信号が出力され、この信号は位置検出部 3 2 を介してスキャン面算出部 3 3 に入力されるようになっている。

【0037】

すなわち、位置センサ 1 C は、例えば磁気信号を検知するセンサから構成されている。また、被検体が横臥する図示していないベッドの近くに、図示していない磁場ソースが設置されている。そして、磁場ソースから 3 次元空間に形成される磁場（基準座標系）を位置センサ 1 C が検知して、超音波探触子 1 の 3 次元の位置及び傾きを検知するようになっている。なお、位置センサ 1 C と磁場ソースとからなる位置センサシステムは、磁石式に限らず、例えば光を利用したシステムなど、公知の位置センサシステムを用いることができる。

20

【0038】

スキャン面算出部 3 3 は、位置検出部 3 2 から出力される超音波探触子 1 の位置及び傾きの検出信号に基づき、超音波像に対応するスキャン面（断層面）の基準座標系における位置及び傾きを演算するようになっている。演算により求めたスキャン面の位置及び傾きはリファレンス像作成部 3 4 に出力される。

30

【0039】

リファレンス像作成部 3 4 は、画像メモリ 3 1 に格納されている同一被検体のポリューム画像データからスキャン面の位置及び傾きに対応する断層面における 2 次元画像データを抽出してリファレンス像データを作成し、切換加算器 8 に出力するようになっている。

【0040】

画像表示部 7 には、操作卓 2 5 からの指令により切換加算器 8 を操作して、超音波像と補正超音波像とリファレンス像を種々の組み合わせで表示されるようになっている。すなわち、例えば、表示画面の全体に超音波像と補正超音波像とリファレンス像のいずれかを選択表示するようにすること、補正超音波像とリファレンス像を表示画面に並べて表示する

40

【0041】

次に、本実施例の特徴部である非圧迫画像作成部 5 の詳細構成を、動作とともに説明する。通常、超音波像は、被検体の体表に超音波探触子 1 を押し当てて超音波を送受していることから、超音波探触子 1 により加えられる圧迫力により被検体内部の臓器などの生体部位が変形あるいは歪んだ超音波像が生成される。一方、超音波像と対比観察するリファレンス像は、被検体に圧迫力を加えないで、つまり大気圧のみが加わった状態で撮像されるので、リファレンス像には歪みがない。したがって、超音波像とリファレンス像を並べて、あるいは重ね合わせて表示すると、臓器等の生体部位の形状が一致しない場合が生じ

50

る。その結果、超音波像とリファレンス像との的確な対比観察を妨げることになる。そこで、本実施例では、非圧迫画像作成部5において、圧迫状態で撮像された超音波像の歪みを補正して、非圧迫状態における補正超音波像を生成して、リファレンス像との的確な対比観察を可能にしている。

【0042】

まず、変位・歪み演算部12において、圧迫状態で計測されたRF信号フレームデータの各計測点の歪みを演算して、歪み分布を表す歪みフレームデータを作成している。この歪みフレームデータは、悪性腫瘍などの診断で用いる通常の弾性画像を作成する際の歪み演算をそのまま適用することができる。すなわち、RF信号フレームデータ選択部11内に記憶された一対のRF信号フレームデータを用いて、各計測点の変位及び歪みを演算する。例えば、現時点で記憶されたRF信号フレームデータをNとした場合、制御部24からの制御命令に従って時間的に過去のRF信号フレームデータ(N-1)、(N-2)、(N-3)、……、(N-M)の中から1つのRF信号フレームデータXが、RF信号フレームデータ選択部11にて選択される。そして、選択されたRF信号フレームデータXが、RF信号フレームデータ選択部11に一時的に記憶される。

10

【0043】

変位・歪み演算部12は、RF信号フレームデータ選択部11からRF信号フレームデータN、Xを並列的に取り込み、その一対のRF信号フレームデータN、Xを1次元もしくは2次元相関処理を実行して、各計測点(i, j)の変位もしくは移動ベクトルを求める。ここで、i, jは自然数であり、2次元座標を表すものである。求めた各計測点(i, j)の変位を空間微分して、各計測点の歪み $\epsilon(i, j)$ を求めて、歪みの2次元分布である歪みフレームデータを算出する。算出された歪みフレームデータは、拡大率算出部21に入力される。

20

【0044】

拡大率算出部21は、変位・歪み演算部12から入力される歪みフレームデータと、圧力フレームデータ作成部16から入力される圧力フレームデータに基づいて、圧迫状態で撮像された超音波像の歪みを除去する歪み補正量を求めるようになっている。本実施例における歪み補正量は、非圧迫状態における補正超音波像を生成するために、各計測点における画素の面積(画素数)を拡大する拡大率として設定している。非圧迫画像作成部5の処理を実行させるか否かの指令は、操作卓25から制御部24を介して入力される。

30

【0045】

非圧迫画像作成部5の拡大率算出部21と拡大処理部22の詳細構成を説明するにあたり、本実施例の特徴部の原理を説明する。変位・歪み演算部12で算出される歪みは、被検体の各計測点に作用する圧力の大きさ、及び各計測点の生体組織の硬さ軟らかさに相関する相対的な物理量である。つまり、圧力の大きさに応じて歪みが大きくなる一方で、各計測点の生体組織が軟らかければ歪みが大きくなり、硬ければ歪みが小さくなる関係にある。

【0046】

ところで、生体組織の硬さ軟らかさを表す弾性率は、圧迫力の大きさにかかわらず生体組織に固有の絶対的な物理量であるから、歪み分布に基づいて弾性率分布を求めれば、各計測点の硬さ軟らかさを反映した歪み補正量を求めることができる。そこで、本実施例は、圧迫状態の各計測点の歪みに基づいて各計測点の弾性率を求め、求めた各計測点の弾性率に基づいて、超音波探触子による圧迫力が「0」、つまり大気圧下における非圧迫状態の各計測点の歪みを求めるようにしている。そして、圧迫状態の各計測点の歪み分布と非圧迫状態の各計測点の歪み分布とから歪み補正量として拡大率を求め、その拡大率分布に基づいて圧迫状態の超音波像を補正すれば、リファレンス像に対応した補正超音波像を精度よく生成することができる。

40

【0047】

以下、具体例で説明する。まず、弾性率の一つとしてヤング率を例に説明する。各計測点 $P_{i, j}$ を超音波像の画素の座標(i, j)とし、各画素(i, j)のヤング率 $E_{i, j}$

50

$\epsilon_{i,j}$ は、圧力変化 $\Delta P_{i,j}$ と、変位・歪み演算部 12 で演算された歪み $\epsilon_{i,j}$ を用いて次式 (1) で定義される。

$$E_{i,j} = \Delta P_{i,j} / \epsilon_{i,j} \quad \dots\dots (1)$$

ここで、ヤング率 $E_{i,j}$ は、圧力には無関係の生体組織の固有値であることから、超音波探触子 1 を被検体に当接させた圧迫状態の歪み $\epsilon_{i,j}$ を有する超音波像を、非圧迫状態に補正するための全歪み量である補正歪み量 $\epsilon'_{i,j}$ は、式 (1) のヤング率 $E_{i,j}$ から逆算して次式 (2) により求めることができる。

【0048】

式 (2) において、 $P_{1,i,j}$ は圧力フレームデータ作成部 16 で作成される圧力分布である。また、 P_0 は、超音波探触子 1 を被検体から離して非圧迫状態における各計測点 (i,j) の圧力、つまり大気圧であり、全ての計測点 (i,j) で同一である。

$$\epsilon'_{i,j} = (P_{1,i,j} - P_0) / E_{i,j} \quad \dots\dots (2)$$

また、圧力 $P_{1,i,j}$ は超音波探触子 1 の深度方向で減衰するが、深度方向と直交するライン方向に関しては変化を無視できるものと仮定する。

【0049】

(2) 式の補正歪み量 $\epsilon'_{i,j}$ を用い、圧力が P_0 から P_1 へ変化した際の超音波層像の歪みを除去するための各画素 (i,j) の拡大率 $A_{i,j}$ を、次式 (3) で定義する。式 (3) に示すように、歪みが無い場合は、拡大率 $A_{i,j}$ が「1」になる。

$$A_{i,j} = (1 + \epsilon'_{i,j}) = \{1 + (P_{1,i,j} - P_0) / E_{i,j}\} \quad \dots\dots (3)$$

ここで、圧力は超音波探触子 1 の深度方向にのみ変化すると仮定したことから、深度方向に各画素 (i,j) を拡大率 $A_{i,j}$ で拡大補正することにより、非圧迫状態における補正超音波像を推定することができる。

【0050】

拡大率算出部 21 は、変位・歪み演算部 12 から出力される歪みフレームデータと圧力フレームデータ作成部 16 から出力される圧力フレームデータを用いて、(1) 式に示す演算により弾性率フレームデータを算出する。続いて、(2) と (3) 式で示す演算により最終的に拡大率フレームデータを算出する。

【0051】

図 3 (A) ~ (C) に、拡大処理部 22 における処理の一例の説明図を示す。図 3 (A) は、拡大率算出部 21 から入力される拡大率データで、超音波フレームデータの座標に対応させて拡大率 $A_{i,j}$ が格納された拡大率フレームデータ MFD を示す。図示例は、拡大率フレームデータ MFD を簡易的に示したもので、そのフレームメモリのライン方向 X には各画素の座標 X1 ~ X7 が割り振られ、深さ方向 Y には各画素の座標 Y1 ~ Y9 が割り振られている。そして、例えば、座標 (1, 9) の画素の拡大率 $A_{1,9}$ は 1.0、座標 (2, 8) の拡大率 $A_{2,8}$ は 2.0、座標 (3, 4) の拡大率 $A_{3,4}$ は 1.5、座標 (5, 8) の拡大率 $A_{5,8}$ は 1.5 が格納されている。

【0052】

図 3 (B) は、超音波フレームデータ作成部 4 から入力される超音波フレームデータを示している。超音波フレームデータ UFD は、超音波探触子 1 によって圧迫状態で作成されたスキャン面の超音波フレームデータである。図 3 (C) は、超音波フレームデータ UFD を拡大率フレームデータ MFD に基づき補正して得られた補正超音波像フレームデータ DFD を示している。

【0053】

拡大処理部 22 で補正超音波像フレームデータ DFD を作成する手順は、次の通りである。まず、拡大率フレームデータ MFD の各座標の拡大率 $A_{i,j}$ を読み出す。この読み出しは、ライン方向 X は例えばライン座標 X1 から X7 の方向に順次行い、深さ方向 Y は深度が大きい深度座標 Y9 から深度が小さい深度座標 Y1 の方向に順次行なう。

【0054】

図 3 (A) の説明では、深さ方向 Y の読み出しにおいて、深度座標 Y9 から読み出すよ

うにしているが、読出し開始の深度座標はライン座標 X ごとに、深度の浅い任意の深度座標 Y に設定することができるようになっている。これは、歪みの生じている部分を被検体の体表から近い部分に特定して補正超音波像フレームデータ DFD の作成時間を短縮するためである。読出し開始の深度座標の設定は、例えば図 1 に示す制御インターフェース部 23 によって設定できるようになっている。

【0055】

図 3 (A) に示すように、ライン座標 X 1 においては、深度座標 Y 9 から Y 1 までの拡大率 $A_{i,j}$ は全て 1.0 であるから、ライン座標 X 1 における各深度座標の画素の拡大処理は行う必要がないと判断される。そして、超音波フレームデータ UFD のライン座標 X 1 における深度座標 Y 9 から Y 1 の輝度情報は、そのまま補正超音波像フレームデータ DFD の対応する座標に転写される。

10

【0056】

ライン座標 X 2 においては、深度座標 Y 9 から Y 1 までの拡大率 $A_{i,j}$ の読み出しにあたって、まず、深度座標 Y 9 における拡大率 $A_{i,j}$ は 1.0 であるから、超音波フレームデータ UFD の深度座標 Y 9 の輝度情報は、そのまま補正超音波像フレームデータ DFD の深度座標 Y 9 の画素に転写される。次に、深度座標 Y 8 における拡大率 $A_{i,j}$ は 2.0 であるから、この画素を 2.0 倍に拡大する必要があると判断される。そして、超音波フレームデータ DFD の深度座標 Y 8 の輝度情報が、補正超音波像フレームデータ DFD の深度座標 Y 8 と深度座標 Y 7 の画素に転写される。これにより、超音波フレームデータの深度座標 Y 8 における画素は体表方向（深度方向と逆の方向）に 2.0 倍に拡大される。次に、深度座標 Y 7、Y 6 における拡大率 $A_{2,7}$ 、 $A_{2,6}$ はそれぞれ 1.0 であるから、この画素については拡大処理の必要がないと判断される。この場合、補正超音波像フレームデータ DFD の深度座標 Y 7 には、既に深度座標 Y 8 の拡大処理によって画素情報が書き込まれているから、深度座標 Y 7、Y 6 の画素の輝度情報は補正超音波像フレームデータ DFD の深度座標 Y 6、Y 5 の画素に移し変えて転写される。

20

【0057】

上述したように、拡大率 $A_{i,j}$ が整数の場合は、補正超音波像フレームデータ DFD の輝度情報は、その各画素に対する超音波フレームデータ UFD の画素の輝度情報をそのままあるいは画素を移し変えて転写すればよい。しかし、拡大率 $A_{i,j}$ が小数部分を含む場合は、超音波フレームデータ UFD の複数の画素を合成して、補正超音波像フレームデータ DFD の輝度情報とする必要がある。この場合の合成式は、超音波フレームデータ UFD の拡大率 $A_{i,j}$ を a_1 、 a_2 、 a_3 、 \dots とし、輝度情報 UFD を I_1 、 I_2 、 I_3 、 \dots とすると、次式 (4) で表す式となる。

30

$$\begin{aligned} (\text{DFD の輝度情報}) &= (a_1 \text{ の小数部分}) \times I_1 \\ &+ (a_2 \text{ の小数部分}) \times I_2 \\ &+ (a_3 \text{ の小数部分}) \times I_3 \\ &+ \dots \dots \dots \quad \dots \dots (4) \end{aligned}$$

【0058】

例えば、ライン座標 X 2 の深度座標 Y 5 における拡大率 $A_{2,5}$ は 1.6 であり、深度座標 Y 4 における拡大率 $A_{2,4}$ は 1.4 である。これらの画素はそれぞれ 1.6 倍、1.4 倍に拡大する必要があると判断される。一方、補正超音波像フレームデータ DFD において既に深度座標 Y 5 には拡大処理により輝度情報が書き込まれているから、超音波フレームデータ UFD の深度座標 Y 5、Y 4 の輝度情報は、深度座標 Y 4、Y 3、Y 2 の画素に移し変えて転写される。このとき、補正超音波像フレームデータ DFD において深度座標 Y 4 の画素には、超音波フレームデータ UFD の深度座標 Y 5 の輝度情報が転写される。次に、補正超音波像フレームデータ DFD において深度座標 Y 3 の画素には、超音波フレームデータ UFD の深度座標 Y 5 と Y 4 の輝度情報の合成値が転写される。つまり、式 (4) を用いて、(UFD の Y 5 の輝度情報) \times (0.6) + (UFD の Y 4 の輝度情報) \times (0.4) のように合成される。最後に、補正超音波像フレームデータ DFD において深度座標 Y 2 の画素には、超音波フレームデータ UFD の深度座標 Y 4 の輝度情報が転

40

50

写される。

【0059】

ライン座標 X 5 においては、ライン座標 X 5 の深度座標 Y 8 における拡大率 $A_{5,8}$ は 1.5 であり、深度座標 Y 7 における拡大率 $A_{5,7}$ は 1.0 である。これらの画素はそれぞれ 1.5 倍、1.0 倍に拡大する必要があるが、画素は整数倍でしか存在しない。

【0060】

そこで、まず、拡大処理部 22 は、補正超音波像フレームデータ DFD において深度座標 Y 8 の画素に、超音波フレームデータ UFD の深度座標 Y 8 の輝度値を転写する。

【0061】

深度座標 Y 7 の画素には、超音波フレームデータ UFD の深度座標 Y 7 と Y 8 の輝度情報の合成値が転写される。具体的には、深度座標 Y 8 の画素は 1.5 倍に拡張されているため、0.5 倍分、深度座標 Y 7 に押し出される。そのため、深度座標 Y 7 の画素は、(UFD の Y 7 の輝度情報) × (0.5) + (UFD の Y 8 の輝度情報) × (0.5) として合成される。 10

【0062】

深度座標 Y 6 における拡大率 $A_{5,6}$ は 1.0 である。深度座標 Y 6 の画素には、超音波フレームデータ UFD の深度座標 Y 6 と Y 7 の輝度情報の合成値が転写される。具体的には、深度座標 Y 7 の画素は 0.5 倍分、深度座標 Y 6 に押し出されるため、深度座標 Y 6 の画素は、(UFD の Y 6 の輝度情報) × (0.5) + (UFD の Y 7 の輝度情報) × (0.5) として合成される。 20

【0063】

深度座標 Y 5 における拡大率 $A_{5,5}$ は 1.5 である。深度座標 Y 5 の画素には、超音波フレームデータ UFD の深度座標 Y 5 と Y 6 の輝度情報の合成値が転写される。具体的には、(UFD の Y 5 の輝度情報) × (0.5) + (UFD の Y 6 の輝度情報) × (0.5) のように合成される。そして、補正超音波像フレームデータ DFD において深度座標 Y 4 の画素には、1.0 倍分の超音波フレームデータ UFD の深度座標 Y 5 の輝度値が転写される。

【0064】

このように、上述した処理をライン座標 X 7 に至るまで繰り返すことにより、図 3 (C) に示す補正超音波像フレームデータ DFD が作成される。この補正超音波像フレームデータ DFD はフレーム単位で図 1 に示したスキャンコンバータ 6 に出力され、画像表示部 7 の画面に非圧迫状態の補正超音波像が表示される。 30

【0065】

図 4 に、上述した拡大処理部 22 の処理動作の一例にフローチャートを示す。図 4 のステップ S 1 にて、フレームメモリのライン座標 X を 1 に初期化する。次に、ステップ S 2 にて、ライン座標 X がライン数の最大値 N 以下か否かを判定する。ライン座標 X が最大値 N 以下の場合は、ステップ S 3 に進んで、拡大処理の原点深度 $Y_0(X)$ を決める。原点深度 $Y_0(X)$ は、図 1 に示す制御インターフェース部 23 により設定されるもので、図 3 の例では深度座標 Y 9 である。次に、ステップ S 4 にて、ライン座標 X に 1 を加算してライン座標 X を 1 つ進める。そして、ステップ S 2、ステップ S 3、ステップ S 4 を繰り返し、ライン座標 X が最大値 N より大きくなるまで続けられる。つまり、ステップ S 2 ~ S 4 の処理により、フレームメモリ上において拡大処理する原点深度 $Y_0(X)$ がライン座標 X 毎に設定される。 40

【0066】

そして、ライン座標 X 毎に原点深度 $Y_0(X)$ を決める処理が終了した場合は、ステップ S 5 に進み、フレームメモリのライン座標 X を 1 に初期化する。次に、ステップ S 6 にて、ライン座標 X が最大値 N 以下か否かを判断する。ライン座標 X が最大値 N 以下である場合には、ステップ S 7 に進んで、超音波フレームデータ UFD の座標 y と、補正超音波像フレームデータ DFD の座標 y_2 と、 y_2 を算出する際に利用する一次変数 y_3 を、それぞれ原点深度 $Y_0(X)$ に初期設定する。次いで、ステップ S 8 にて、 y_3 の値に 1 を 50

加算して、ステップS 9にて、 y が1以上であるか否かを判定する。 y が1以上と判定された場合には、ステップS 10にて、拡大後の深度 y_3 を $(y_3 - A(x, y))$ により求める。ここで、 $A(x, y)$ は拡大率フレームデータの座標 (x, y) における拡大率を示しており、上述の A_i, j と同じである。次いで、ステップS 11にて、 y_2 が y_3 以上であるか否かを判定する。

【0067】

ステップS 11の判定で、 y_2 が y_3 以上と判定された場合には、ステップS 12にて、超音波フレームデータUFDにおける画素 $B(x, y)$ の輝度情報を出力画像である補正超音波像フレームデータDFDの対応する画素 $C(x, y_2)$ に転送する。次いで、ステップS 13にて、超音波フレームデータUFDの深度座標 y の深度を1つ浅くしてステップS 11に戻る。ステップS 11では、前と同様に、 y_2 が y_3 以上であるか否かを判定し、 y_2 が y_3 未満の場合、ステップS 14に進んで、補正超音波像フレームデータDFDの深度座標 y を1つ浅くして、ステップS 9に戻る。このようにして、ステップS 9にて、 y が1以上と判定された場合は、 y が1未満となるまで、ステップS 10、S 11、S 12、S 13、S 14の処理が繰り返される。

10

【0068】

ステップS 9の判定で、 y が1未満と判定された場合は、ステップS 15に進んで、 X に1が加算されてライン座標 X を1つ進めて、ステップS 6に戻って上述の処理が繰り返される。つまり、ステップS 6にて、 X が最大値 N 以下か否かを判断し、最大値 N 以下ならば上述した動作が繰り返され、最大値 N を超えた場合には処理を終了する。

20

【0069】

このように、図4に示す手順で拡大処理を実行することにより、図3(C)に示す補正超音波像フレームデータを作成することができる。

【0070】

図5に、本実施例の超音波診断装置により画像表示部7に表示される画像の一例を示す。図5に示すように、画像表示部7の画面の左上の表示領域に圧迫状態で撮像された超音波像OSPが、左下の表示領域に補正された非圧迫状態の補正超音波像USPが、右下の表示領域にリファレンス像RFPが表示され、さらに、右上の表示領域に補正超音波像USPとリファレンス像RFPを重ね合わせた合成画像CMPが並べて表示されている。

30

【0071】

このように、本実施例によれば、図5に示す合成画像CMPを観察することにより、補正超音波像USPとリファレンス像RFPとの例えば臓器等の対応位置や形状関係を的確に観察できる。

【0072】

また、本実施例の図5に示す画像表示部7の画面には、図4のステップS 3に示した、拡大の原点深度 $Y(0)$ を設定する機能を持たせている。すなわち、操作者は超音波像OSP上において、マウス操作にて拡大原点深度 $Y(0)$ のライン座標 X を設定することができる。また、歪みを除去する歪み補正範囲を関心領域ROIとして設定することができるようになっている。このROIは、画面に表示された指定ボタンSSTをクリックすることにより、固定されるようになっている。歪み補正範囲ROIは、図3(A)に示した補正の対象となる領域(メモリ上の領域)として設定することにより、局部的に発生する歪みの部分を特定し、拡大率算出部21及び拡大処理部22における演算処理時間を短縮させることができる。

40

【0073】

なお、歪み補正範囲であるROIの設定は、例えば、超音波像OSP上においてポインティングデバイスなどによりROIの境界線を描画させ、その境界線の情報を超音波像フレームデータの座標に対応付けし、図1に示す制御インターフェース部23から非圧迫画像作成部5に入力するようにする。

【0074】

以上述べたように、本実施例によれば、超音波探触子1により加えられた圧迫状態にお

50

けるスキャン面の生体部位の歪み分布を変位・歪み演算部12で求め、求めた歪み分布に基づいて歪みを除去するように、非圧迫画像作成部5で超音波像を補正して生体部位に圧力が加えられていない非圧迫状態の補正超音波像を生成するようにしているから、超音波像に基づいて生体各部の部位の距離、面積、体積等を計測する場合の精度を向上することができる。

【0075】

また、非圧迫状態の補正超音波像がリファレンス像と同一画面に表示することができるから、補正超音波像とリファレンス像の臓器等の生体部位の形状を略一致させることができ、超音波像と超音波診断装置以外の医療診断装置で撮像したリファレンス像とを対比観察して行う超音波診断の的確性を向上することができる。

10

【0076】

さらに、圧力計測部15と、圧力計測部15により計測された圧力計測値に基づいてROIの生体部位に作用する圧力分布を求める圧力フレームデータ作成部16を設け、非圧迫画像作成部5においてROIの圧力分布と歪み分布に基づいて、ROIの生体部位の弾性率分布を求め、求めた弾性率分布に基づいて圧迫状態におけるROIの生体部位の歪みを除去して超音波像を拡大補正する拡大率分布を求め、求めた拡大率分布に基づいて圧迫状態における超音波像を拡大補正するようにしているから、圧迫状態における超音波像の歪みを精度よく除去した補正超音波像を得ることができる。

【0077】

また、超音波探触子1による圧迫力は、深度方向の成分が大きく、深度方向に直交する方向の成分は小さいことに鑑み、変位・歪み演算部12及び拡大率算出部21は、ROIの深度方向のみの歪み分布及び弾性率分布を求めて、ROIの深度方向のみの拡大率分布を求めるようにしているから、計算時間を短縮できる。

20

【0078】

さらに、上述の実施例1では、画素単位で拡大して補正超音波像を作成するようにしたが、本発明はこれに限られるものではなく、複数画素からなる微小領域を設定し、微小領域単位で拡大して補正超音波像を作成することができる。すなわち、拡大率算出部21は、関心領域を格子状に複数の微小領域に分け、圧迫状態における圧力分布及び歪み分布に基づいて各微小領域の弾性率を求め、各微小領域の弾性率に基づいて微小領域の歪みを除去する拡大率を求める。また、拡大処理部22は、拡大率に基づいて圧迫状態における微小領域を拡大補正して補正超音波像を生成する構成とする。

30

【0079】

上述の実施例1では、超音波探触子1の圧力を検知するのに、図2(A)に示したように、超音波探触子1に圧力センサ1Bを設けた例を説明した。本発明は、これに限らず、例えば図2(B)に示すように、弾性率が判っている参照変形体1Dを超音波振動子1Aの超音波送受面に設ける構成にすることができる。これによれば、超音波振動子1Aを被検体の体表に押し当てて撮像したとき、参照変形体1Dの超音波像が得られるので、参照変形体1Dの歪みを計測すれば、超音波探触子1により加えられる圧力を次式(5)で算出することができる。

$$(\text{圧力}) = (\text{参照変形体の歪み}) / (\text{参照変形体の弾性率}) \quad (5)$$

40

【0080】

なお、被検体の深度方向の圧力の減衰は、経験値などのデータを用いて推定することができる。

【実施例2】

【0081】

実施例1では、超音波画像を歪みのない状態に補正した補正超音波画像をリファレンス画像と対比観察するようにしたが、本発明はこれに限られるものではなく、次に説明する本実施例2のように、リファレンス像に超音波像と同様の歪みを付与して対比観察するようにしても同様の効果を得ることができる。

【0082】

50

図6に、本発明の超音波診断装置の本実施例2のブロック図を示す。図6において、図1と同一の機能構成を有するブロックには、同一の符号を付して説明を省略する。図6において図1と異なる点は、まず、超音波フレームデータ作成部4から出力される超音波フレームデータは、スキャンコンバータ6と切換加算器8を介して画像表示部7に入力されるようになっている。これにより、超音波探触子1によって加えられた歪みを有する超音波像がそのまま画像表示部7に表示される。

【0083】

リファレンス像を圧迫状態の超音波像に補正するための圧迫画像作成部40は、縮小率算出部41と縮小処理部42を備えて構成される。縮小率算出部41には変位・歪み演算部12から歪みフレームデータが入力され、かつ、圧力フレームデータ作成部16から圧力フレームデータが入力されている。縮小処理部42には、リファレンス像作成部34で作成されたリファレンス像が入力されている。縮小処理部42は、縮小率算出部41から入力される縮小率分布データに基づいてリファレンス像を縮小し、圧迫状態の超音波像と同様の歪みを有するリファレンス像を切換加算器8を介して画像表示部7に出力するようになっている。

【0084】

ここで、縮小率算出部41の詳細構成について、動作とともに説明する。本実施例においても、超音波探触子1の圧迫による生体組織の変位及び歪みは、深度方向のみに発生し、深度方向に直交するライン方向の変位及び歪みは無視できるほど小さいと仮定する。また、リファレンス像を超音波像に合わせて深度方向に歪ませるためには、深度方向の画素を間引いて、例えば同一輝度の深度方向の画素数を少なくする処理が必要である。そこで、本実施例の縮小処理は、深度方向の複数画素からなる微小領域 $S_{i,j}$ を単位として行う。すなわち、微小領域 $S_{i,j}$ のライン方向は1個の画素、深度方向は操作卓25から予め入力設定される複数(n)個の画素を有する。

【0085】

したがって、縮小率算出部41は、変位・歪み演算部12から入力される歪みフレームデータに基づいて、設定された微小領域 $S_{i,j}$ ごとに、平均歪み $\epsilon_{s(i,j)}$ を求めようになっている。また、圧力フレームデータ作成部16から入力される圧力フレームデータに基づいて、微小領域 $S_{i,j}$ ごとに、平均弾性率 $E_{s(i,j)}$ を求めようになっている。そして、前述の式(2)により補正歪み量 $\epsilon'_{i,j}$ を求め、次式(6)により、リファレンス像の深度方向の縮小率 $R_{i,j}$ を求める。

$$R_{i,j} = (1 - \epsilon'_{i,j}) \\ = \{1 - (P1_{i,j} - P0) / E_{s(i,j)}\} \dots\dots (6)$$

【0086】

縮小処理部42は、縮小率算出部41で算出された縮小率 $R_{i,j}$ に応じて、リファレンス像作成部34から入力されるリファレンス像の微小領域 $S_{i,j}$ の画素数を減少させることにより、圧迫状態の超音波像の歪みに合わせてリファレンス像に歪みを付与して補正リファレンス像を作成する。

【0087】

作成された補正リファレンス像は、切換加算器8を介して画像表示部7に出力され、図5に示したのと同様に、少なくとも、超音波像と補正リファレンス像とが並べて、又は重ね合わせて表示されるようになっている。

【0088】

次に、縮小処理部42における超音波像とリファレンス像の座標位置合せについて説明する。実施例1で説明したように、リファレンス像は、リファレンス像作成部34において超音波像のスキャン面と同一の断層像を切り出して作成される。このとき、被検体を基準として3次元空間座標系における超音波像とリファレンス像の座標位置合せが行われる。その結果、画像表示部7に表示される超音波像USPとリファレンス像RFPは、それぞれ図7(A)と図7(B)に示すように、概ね画面の同じ位置に表示される。また、超音波像USP上で設定される歪み補正範囲ROIについても、リファレンス像RFP上の

概ね同じ位置に設定できる。

【0089】

しかし、縮小処理部42における補正リファレンス像の補正精度を高めるために、超音波像とリファレンス像に共通に表れる線又は領域を基準として設定することが望ましい。また、超音波探触子1により加えられる圧力は、被検体の深度が深くなるにつれて減衰して無視できる値になる。そこで、図7(A)に示すように、画像上のROI内で深度が深い位置に、観察可能な異なる生体組織の境界に基準線Bを設定することにより、補正精度を高めることができる。

【0090】

基準線Bの設定は、ROIの設定の場合と同様に、操作者が画像表示部7に超音波像USPを表示し、制御インターフェース部23から指令を入力して行なう。なお、基準線Bは、実施例1における原点深度Y。(X)と同じ技術的な意義を有する。

【0091】

縮小処理部42は、設定された基準線Bを基点として、縮小率算出部41により求められた縮小率 $R_{i,j}$ に応じて、微小領域 $S_{i,j}$ における画素数を減少させて補正リファレンス像を作成する。補正リファレンス像の作成は、図3(A)～(C)で説明したと同様に、縮小率フレームデータ、超音波フレームデータUFD、補正リファレンスフレームデータをフレームメモリに格納して行なう。また、画素数は自然数であるから、縮小率 $R_{i,j}$ が小数部を含む場合は1つの微小領域 $S_{i,j}$ の画素数を縮小率 $R_{i,j}$ に応じて減少できない場合が起こる。この場合は、深度方向に隣接する微小領域 $S_{i,j-1}$ 、微小領域 $S_{i,j+1}$ との間で調整する。

【0092】

このように、補正リファレンス像を作成することにより、図7(A)、(B)に示すように、超音波像OSPの生体部位50に対応するリファレンス像の生体部位51に歪みが付与されて、超音波像OSPの生体部位50に一致した形状の生体部位52を有する補正リファレンス像RFP*が作成される。したがって、超音波像と補正リファレンス像の対比観察を的確に行うことができる。

【実施例3】

【0093】

実施例2では、微小領域に基づいてリファレンス像を補正したが、ライン毎にリファレンス像を補正することができる。

【0094】

具体的には、図8(A)に示すように、ライン座標X1、X2においては、深度座標Y1からY9までの縮小率 $R_{i,j}$ は全て1.0であるから、ライン座標X1、X2における各深度座標の画素の縮小処理は行う必要がないと判断される。そして、リファレンス像フレームデータRFDのライン座標X1、X2における深度座標Y1からY9の輝度情報は、そのまま補正リファレンス像フレームデータOFDの対応する座標に転写される。すなわち、実施例1では、深い深度座標Y9から浅い深度座標Y1に向って拡大処理を行なったが、縮小処理の場合は逆に浅い深度座標Y1から深い深度座標Y9に向って縮小処理を行う。

【0095】

ライン座標X3においては、まず、深度座標Y1～Y3における縮小率 $R_{i,j}$ は1.0であるから、リファレンス像フレームデータRFDの深度座標Y1～Y3の輝度情報は、そのまま補正リファレンス像フレームデータOFDの深度座標Y1～Y3の画素に転写される。次に、深度座標Y4、Y5における縮小率 $R_{i,j}$ は0.5であるから、この画素を0.5倍に縮小する必要がある。よって、リファレンス像フレームデータRFDの深度座標Y4、Y5の輝度情報が、補正リファレンス像フレームデータOFDの深度座標Y4の画素に転写される。具体的には、深度座標Y4の画素は、(OFDのY4の輝度情報)×(0.5)+(OFDのY5の輝度情報)×(0.5)として合成される。

【0096】

10

20

30

40

50

次に、深度座標 Y 6 における縮小率 $R_{3,6}$ は 1.0 であるから、この画素については縮小処理を行わず、縮小によって空いた深度座標 Y 5 の画素に転写される。同様にして、深度座標 Y 9 まで縮小処理を行わず、画素が転写される。

【0097】

このように、縮小率 $R_{i,j}$ が小数部分を含む (1.0 以下) 場合は、リファレンス像フレームデータ RFD の複数の画素を合成して、補正リファレンス像フレームデータ OFD の輝度情報とする必要がある。

【0098】

また、ライン座標 X 5 においては、まず、深度座標 Y 1 ~ Y 3 における縮小率 $R_{i,j}$ は 1.0 であるから、リファレンス像フレームデータ RFD の深度座標 Y 1 ~ Y 3 の輝度情報は、そのまま補正リファレンス像フレームデータ OFD の深度座標 Y 1 ~ Y 3 の画素に転写される。

【0099】

ライン座標 X 5 の深度座標 Y 4 における縮小率 $R_{5,4}$ は 0.5 であり、深度座標 Y 5 における縮小率 $R_{5,5}$ は 1.0 である。縮小処理部 42 は、深度座標 Y 4 の画素には、リファレンス像フレームデータ RFD の深度座標 Y 4 と Y 5 の輝度情報の合成値が転写される。具体的には、深度座標 Y 4 の画素は 0.5 倍に縮小されているため、0.5 倍分、深度座標 Y 4 の画素情報が不足する。そのため、深度座標 Y 4 の画素は、(OFD の Y 4 の輝度情報) \times (0.5) + (OFD の Y 5 の輝度情報) \times (0.5) として合成される。

【0100】

深度座標 Y 5 における縮小率 $R_{5,5}$ は 1.0 である。深度座標 Y 5 の画素には、リファレンス像フレームデータ RFD の深度座標 Y 5 と Y 6 の輝度情報の合成値が転写される。具体的には、深度座標 Y 5 の画素は 0.5 倍分、深度座標 Y 4 に押し出されるため、深度座標 Y 5 の画素は、(OFD の Y 5 の輝度情報) \times (0.5) + (OFD の Y 6 の輝度情報) \times (0.5) として合成される。

【0101】

深度座標 Y 6 における縮小率 $R_{5,6}$ は 1.0 である。深度座標 Y 6 の画素には、リファレンス像フレームデータ RFD の深度座標 Y 6 と Y 7 の輝度情報の合成値が転写される。具体的には、深度座標 Y 6 の画素は 0.5 倍分、深度座標 Y 5 に押し出されるため、(OFD の Y 6 の輝度情報) \times (0.5) + (OFD の Y 7 の輝度情報) \times (0.5) のように合成される。

【0102】

深度座標 Y 7 における縮小率 $R_{5,7}$ は 0.8 である。深度座標 Y 7 の画素には、リファレンス像フレームデータ RFD の深度座標 Y 7 と Y 8 の輝度情報の合成値が転写される。具体的には、深度座標 Y 7 の画素は 0.5 倍分、深度座標 Y 6 に押し出されるため、(OFD の Y 7 の輝度情報) \times (0.3) + (OFD の Y 8 の輝度情報) \times (0.7) のように合成される。

【0103】

深度座標 Y 8 における縮小率 $R_{5,7}$ は 1.0 である。深度座標 Y 8 の画素には、リファレンス像フレームデータ RFD の深度座標 Y 8 と Y 9 の輝度情報の合成値が転写される。具体的には、深度座標 Y 8 の画素は 0.7 倍分、深度座標 Y 7 に押し出されるため、(OFD の Y 7 の輝度情報) \times (0.1) + (OFD の Y 8 の輝度情報) \times (0.9) のように合成される。

【0104】

上述した処理をライン座標 X 7 に至るまで繰り返すことにより、図 8 (C) に示す補正リファレンス像フレームデータ OFD が作成される。この補正リファレンス像フレームデータ OFD はフレーム単位で出力され、画像表示部 7 の画面に補正リファレンス像が表示される。

【0105】

すなわち、本実施例によれば、縮小率算出部41は、関心領域ROIの画素ごとに縮小率分布を求め、縮小処理部42は、関心領域ROIに対応するリファレンス像の深度方向の一又は隣り合う複数の画素ごとの縮小率に基づいて、リファレンス像を画素単位で縮小補正して補正リファレンス像を生成する。この場合、縮小処理部42は、隣り合う複数の画素の輝度情報を合成して一の画素に縮小するようにすることができる。

【0106】

このように、補正リファレンス像を作成することにより、図7(A)、(B)に示した例と同様に、超音波像OSPの生体部位50に対応するリファレンス像の生体部位51に歪みが付与されて、超音波像OSPの生体部位50に一致した形状の生体部位52を有する補正リファレンス像RFP*が作成される。したがって、超音波像と補正リファレンス像の対比観察を的確に行うことができる。

10

【実施例4】

【0107】

実施例1では、圧力 $P_{1i,j}$ の圧迫状態の歪み $\epsilon_{i,j}$ を、各計測点における弾性率 $E_{i,j}$ を用いて圧力 P_0 における非圧迫状態の超音波像に補正するために、各画素 (i, j) の拡大率 $A_{i,j}$ を式(3)で求めて、図3(A)~図3(C)に示す手順で、非圧迫状態における補正超音波像を作成する例を示した。

【0108】

また、実施例2、3では、リファレンス像に圧迫状態の超音波像の歪みを付与するため、各画素 (i, j) の縮小率 $R_{i,j}$ を式(6)で求めて、圧迫状態における補正リファレンス像を作成する例を示した。

20

【0109】

本発明の実施例4では、弾性率 $E_{i,j}$ を用いずに、補正超音波像又は補正リファレンス像を作成するようにして、演算処理時間を短縮することを特徴とする。つまり、超音波探触子1の圧迫力により生ずる生体組織の歪みは、生体組織に加えられる圧力と、生体組織の弾性率に関係するが、生体組織の弾性率は各組織固有の絶対的な値である。したがって、生体組織の歪みは、生体組織に加えられる圧力に依存して変動することから、超音波探触子1により加えられる圧迫力が一定であるとき、又は一定の範囲内に収まっていると仮定すれば、補正歪み量 $\epsilon'_{i,j}$ は一定又は一定の範囲内に収まる。そこで、実施例1の拡大率算出部21は、変異・歪み演算部12から出力される各計測点における歪み $\epsilon_{i,j}$ の分布に基づいて、次式(7)に基づいて、拡大率 $A_{i,j}$ を求めるようにすればよい。同式において、 α は歪み $\epsilon_{i,j}$ を補正歪み量 $\epsilon'_{i,j}$ に変換するために、圧迫状態に応じて設定される補正係数である。なお、補正係数 α は、補正超音波像とリファレンス像を対比して、あるいは重ね合わせて表示したときに、2つの像のずれ具合に応じて可変設定することができる。

30

$$A_{i,j} = (1 + \alpha \cdot \epsilon_{i,j}) \quad (7)$$

【0110】

このようにして求めた拡大率に基づいて、実施例1の場合と同様に、原点深度 $Y(0)$ における歪みを基準として、各計測点の画素数を拡大率 $A_{i,j}$ に応じて増加することにより、実施例1と同様の補正超音波像を作成することができる。

40

【0111】

また、実施例2、3の縮小率算出部41は、変位・歪み演算部12から出力される各計測点における歪み $\epsilon_{i,j}$ の分布に基づいて、次式(8)に基づいて、縮小率 $R_{i,j}$ を求めるようにすればよい。同式において、 β は歪み $\epsilon_{i,j}$ を補正歪み量 $\epsilon'_{i,j}$ に変換するために、圧迫状態に応じて設定される補正係数である。なお、補正係数 β は、超音波像と補正リファレンス像を対比して、あるいは重ね合わせて表示したときに、2つの像のずれ具合に応じて可変設定することができる。

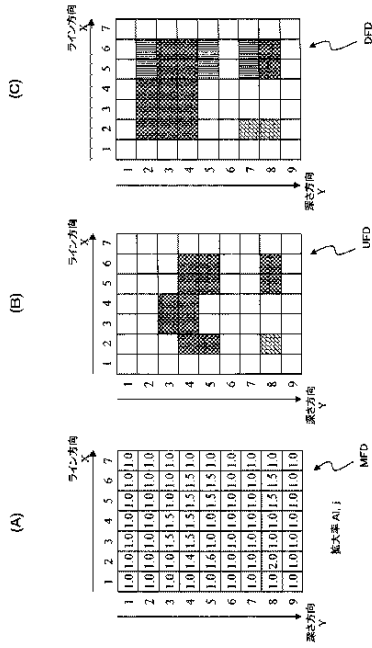
$$R_{i,j} = (1 - \beta \cdot \epsilon_{i,j}) \quad (8)$$

【0112】

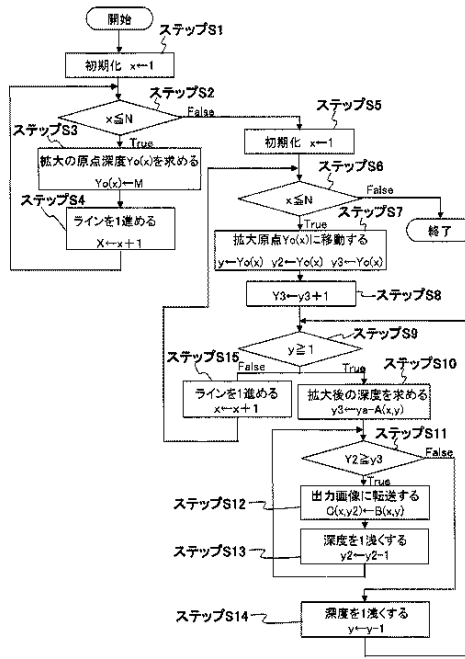
さらに、補正係数 α 、 β は、圧力フレームデータ作成部16から出力される圧力分布に

50

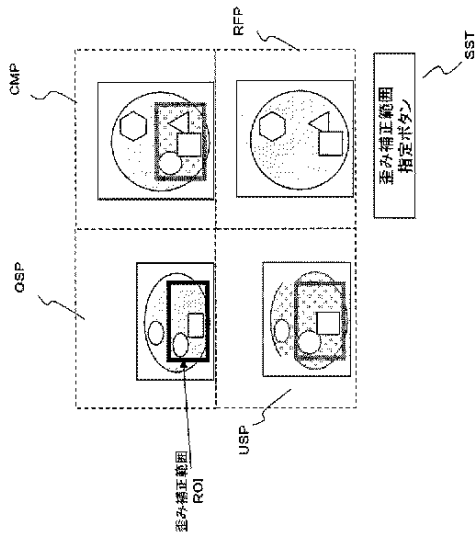
【図 3】



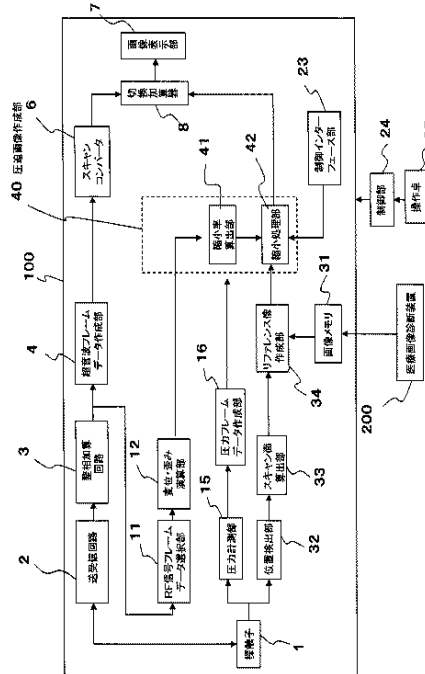
【図 4】



【図 5】



【図 6】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2007/074550
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/08 (2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/08		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2008 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2008 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2008		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-102713 A (Hitachi Medical Corp.), 21 April, 2005 (21.04.05), Par. No. [0019] (Family: none)	1-15
A	H. GholamHosseini et al, Fusion of Vibro-acoustography Images and X-ray Mammography, Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference, 2006.08.30, pp.2803-2806	1-15
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search 19 March, 2008 (19.03.08)		Date of mailing of the international search report 01 April, 2008 (01.04.08)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2007/074550

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 26738/1983 (Laid-open No. 76910/1985) (Hitachi Medical Corp.), 29 May, 1985 (29.05.85), Description, page 8, lines 7 to 16; Fig. 1 (Family: none)	1-15
A	JP 2006-20746 A (Hitachi Medical Corp.), 26 January, 2006 (26.01.06), Abstract (Family: none)	1-15

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2007/074550	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08(2006,01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2008年 日本国実用新案登録公報 1996-2008年 日本国登録実用新案公報 1994-2008年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	
A	JP 2005-102713 A (株式会社日立メディコ) 2005.04.21 段落 19 (ファミリーなし)	1-15	
A	H. GholamHosseini et al, Fusion of Vibro-acoustography Images and X-ray Mammography, Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference, 2006.08.30, pp.2803-2806	1-15	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献	
国際調査を完了した日 19.03.2008		国際調査報告の発送日 01.04.2008	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 右高 孝幸	2Q 9808
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 7 / 0 7 4 5 5 0

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	日本国実用新案登録出願 58-26738 号(日本国実用新案登録出願公開 60-76910 号)の願書に添付した明細書及び図面の内容を撮影したマ イクロフィルム (株式会社日立メディコ) 1985. 05. 29 明細書 8 頁 7-16 行目、図 1 (ファミリーなし)	1-15
A	JP 2006-20746 A (株式会社日立メディコ) 2006. 01. 26 要約 (ファミリーなし)	1-15

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

Fターム(参考) 4C601 BB02 DD01 DD19 EE09 EE10 JB51 JC33 JC37 KK10 KK12
KK25 KK28 LL33

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2008075740A1	公开(公告)日	2010-04-15
申请号	JP2008550181	申请日	2007-12-20
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	荒井修 松村剛		
发明人	荒井 修 松村 剛		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/4254 A61B8/469 A61B8/485 A61B8/5276 G01S7/52042 G01S7/5205		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD01 4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/JB51 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK10 4C601/KK12 4C601/KK25 4C601/KK28 4C601/LL33		
优先权	2006342777 2006-12-20 JP		
其他公开文献	JP5028423B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了准确地观察由超声波诊断装置以外的医疗诊断装置拍摄的超声波图像和参考图像的对比度，超声波探头1施加压缩状态的扫描面的生物体部分。失真/应变计算单元12用于获得其应变分布，非压缩图像生成单元用于基于由位移/应变计算单元计算出的应变分布来校正超声图像，以在非压缩状态下生成校正后的超声图像。提供图5所示的压缩图像创建单元40，或者基于位移/应变计算单元12获得的应变分布，提供压缩图像创建单元40，该压缩图像创建单元40创建校正后的参考图像，在该校正后的参考图像中添加了与超声图像等效的失真。表征。

