

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2005/122907

発行日 平成20年4月10日(2008.4.10)

(43) 国際公開日 平成17年12月29日(2005.12.29)

| | | |
|-------------------------------|--------------|-------------|
| (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 33 頁)

| | | | |
|--------------|------------------------------|----------|---|
| 出願番号 | 特願2006-514793 (P2006-514793) | (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/JP2005/011109 | (74) 代理人 | 100098017 弁理士 吉岡 宏嗣 |
| (22) 国際出願日 | 平成17年6月17日(2005.6.17) | (72) 発明者 | 松村 剛 千葉県柏市布施903-1-B202 |
| (31) 優先権主張番号 | 特願2004-184142 (P2004-184142) | Fターム(参考) | 4C601 BB02 DD19 DD23 EE09 EE10 EE11 GA01 JB40 JB42 JC37 KK02 KK12 KK24 KK25 KK31 KK33 LL03 |
| (32) 優先日 | 平成16年6月22日(2004.6.22) | | |
| (33) 優先権主張国 | 日本国(JP) | | |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および弾性画像表示方法

(57) 【要約】

超音波診断装置は、被検体10との間で超音波を送受する超音波送受系と、超音波送受系から出力される信号に基づき被検体の生体組織に関する弾性画像を撮像する弾性画像撮像系と、弾性画像を撮像する制御・表示系とを備え、弾性画像撮像系は、被検体10の生体組織の圧迫状態に関する圧迫データを取得し、前記圧迫データに基づき前記生体組織の圧迫状態を判定し、該判定結果を前記弾性画像に反映させる圧迫状態評価手段としての圧迫方向・範囲評価部115を有することにより、生体組織の圧迫状態を客観的かつ定量的に把握してよりの確な診断を可能にする。

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、該超音波探触子に駆動信号を供給する送信手段と、前記超音波探触子から出力される受信信号を処理する受信手段と、該受信手段から出力される信号に基づき前記被検体の生体組織に関する弾性画像を取得する弾性画像撮像手段と、前記弾性画像を表示する表示手段とを備え、

前記弾性画像撮像手段は、前記被検体の生体組織の圧迫状態に関する圧迫データを取得し、前記圧迫データに基づき前記生体組織の圧迫状態を判定し、該判定結果を前記弾性画像に反映させる圧迫状態評価手段を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

10

前記圧迫状態評価手段は、前記圧迫データの大きさを設定値と比較した結果に基づき、前記生体組織の適正圧迫範囲を判定する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記圧迫状態評価手段は、前記生体組織の各計測点における前記圧迫データの大きさの分布に基づき、前記生体組織の圧迫方向を判定する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記圧迫状態評価手段は、前記弾性画像撮像手段で求められる前記生体組織に関する弾性データを前記圧迫データとして取得する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記圧迫状態評価手段は、前記超音波探触子の超音波送受面に配列される複数の圧力センサの検出値を前記圧迫データとして取得する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 6】

前記圧力センサは、前記超音波送受面の長軸方向に複数並んで配置されてなる請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記圧力センサは、圧迫により変形する参照変形体である請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記圧迫状態評価手段は、前記超音波探触子の超音波送受面に積層される参照変形体の変形値を前記圧迫データとして取得する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 9】

前記圧迫状態評価手段は、前記超音波探触子に取り付けられる位置センサの検出値を前記圧迫データとして取得する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記圧迫状態評価手段は、前記弾性画像撮像手段で求められる前記生体組織の各計測点における弾性データを、前記被検体の深度方向に対応した縦方向の変位ベクトル成分と前記深度方向に直交した横方向の変位ベクトル成分に分け、前記縦方向の変位ベクトル成分の大きさ又は前記横方向の変位ベクトル成分の大きさを設定値と比較して前記適正圧迫範囲を判定する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

40

前記圧迫状態評価手段は、前記弾性画像撮像手段で求められる前記生体組織の各計測点における弾性データを、前記被検体の深度方向に対応した縦方向の変位ベクトル成分と前記深度方向に直交した横方向の変位ベクトル成分に分け、前記縦方向の変位ベクトル成分の大きさの分布又は前記横方向の変位ベクトル成分の大きさの分布に基づき前記圧迫方向を判定する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記圧迫状態評価手段は、前記適正圧迫範囲を示す画像データを構成するものとし、前記表示手段は、前記画像データを前記弾性画像に重畳して又は並べて表示する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

50

前記圧迫状態評価手段は、前記圧迫方向を示す画像データ又は数値データを構成するものとし、前記表示手段は、前記画像データ又は数値データを前記弾性画像に重畳して又は並べて表示する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

前記圧迫状態評価手段は、前記適正圧迫範囲と不適正圧迫範囲との境界を示す画像データを構成するものとし、前記表示手段は、前記画像データを前記弾性画像に重畳して表示する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 5】

前記表示手段は、前記圧迫状態評価手段の判定結果に基づいてサイズが変更された関心領域を表示する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 1 6】

前記圧迫状態評価手段は、前記適正圧迫範囲を設定間隔で繰り返して判定するものとし、前記表示手段は、前記判定結果が更新される度に、前記適正圧迫範囲を示す画像データをリアルタイムに更新して表示する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 7】

前記圧迫状態評価手段は、前記圧迫方向を設定間隔で繰り返して判定するものとし、前記表示手段は、前記判定結果が更新される度に、前記圧迫方向を示す画像データ又は数値データをリアルタイムに更新して表示する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 8】

前記圧迫状態評価手段は、前記圧迫方向を示す矢印の画像データ又は前記圧迫方向に対応する角度を示す数値データを構成するものとし、前記表示手段は、前記画像データ又は前記数値データに対応した画像を前記弾性画像に重畳して又は並べて表示する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 1 9】

前記圧迫状態評価手段は、前記圧迫方向を設定間隔で繰り返して判定するものとし、前記表示手段は、前記判定結果に基づいて前記圧迫方向を示す角度の時間推移を表示する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 2 0】

前記圧迫状態評価部から出力される圧迫状態評価データに基づき、予め格納された前記弾性画像、前記圧迫状態に対応する画像データ又は数値データの少なくとも 1 つを抽出して読み出すシネメモリを備えた請求項 1 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 2 1】

前記圧迫状態評価手段は、前記圧迫方向を設定間隔で繰り返して判定するものとし、前記表示手段は、前記圧迫方向を示す角度がゼロを基準とする設定範囲に含まれる際の前記弾性画像を表示する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 2 2】

前記圧迫状態評価手段は、前記圧迫方向を設定間隔で繰り返して判定するものとし、前記表示手段は、前記圧迫方向を示す角度がゼロを基準とする設定範囲に含まれる際の前記弾性画像群を時系列に表示する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 2 3】

前記圧迫状態評価手段は、前記適正圧迫範囲が設定範囲外に該当する際に画像又は音声の少なくとも一方で警告を発する報知手段が設けられた請求項 2 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 2 4】

前記圧迫状態評価手段は、前記圧迫方向が設定範囲外に該当する際に画像又は音声の少なくとも一方で警告を発する報知手段が設けられた請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 2 5】

超音波と電気信号を相互に変換する超音波探触子に送波用の駆動信号を供給した後、前記超音波探触子から出力される受信信号を処理する送受信工程と、

前記送受信工程から出力される受信信号に基づき被検体の生体組織の圧迫状態に関する

50

圧迫データを取得し、前記圧迫データに基づいて前記生体組織の圧迫状態を判定する判定工程と、

前記判定結果を反映させた前記弾性画像を表示する表示工程を備えたことを特徴とする弾性画像表示方法。

【請求項 26】

前記判定工程は、前記圧迫状態として前記生体組織の圧迫範囲又は圧迫方向を判定する請求項 25 に記載の弾性画像表示方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、被検体の生体組織の硬さや軟らかさを現わす弾性画像を表示する超音波診断装置に関する。

【0002】

被検体に関する超音波像を撮像する超音波診断装置は、超音波探触子に送波用の駆動信号を供給して被検体に超音波を射出し、超音波探触子で受信した信号に基づき超音波像を再構成して表示する。

【0003】

このような超音波診断装置として、被検体の生体組織の硬さや軟らかさを現わす弾性画像を表示するものがある。例えば、検者は、被検体に超音波送受面が接触した超音波探触子を手動的に被検体に押し付ける。超音波診断装置は、被検体に圧力が加えられた際の生体組織に関する時系列画像を取得する。取得した時系列画像の相関を取って生体組織に関する弾性データを演算し、演算した弾性データに基づき弾性画像を構成して表示する。

20

【0004】

より具体的には、超音波探触子の振動子素子部の背後に圧力センサを設けており、被検体を圧迫することにより超音波探触子に加えられる圧力を求め、ヤング率を求めて弾性画像を表示させる。また、或る圧力の閾値を超えた際に、超音波探触子に備え付けられた発行ダイオードを発行させる。このような計測法については、特許文献JP2003-225239Aに記載されている。

【0005】

30

しかし、この特許文献では、超音波探触子に加えられる圧力を求めて、ヤング率を算出しているのみであり、圧迫状態を画面上に表示することは言及していない。また、被検体を圧迫するための超音波探触子の操作は、検者の手動で行われる。したがって、被検体を圧迫する際に、超音波送受面が傾斜するなど、圧迫方向が所定の方向に対してずれることがある。その結果、被検体に対して均一に圧力を与えることができない場合がある。換言すると、被検体の生体組織に応力分布の不均一が生じる場合がある。

【0006】

また、超音波探触子として、例えば、超音波送受面が生体組織側に湾曲して形成されたものがある。このような超音波送受面で圧迫操作が行われると、超音波送受面の形状に由来して圧迫方向での圧力が最も大きくなる場合がある。換言すると、被検体の生体組織に

40

【0007】

生体組織に応力分布の不均一が生じると、超音波探触子の視野範囲にある生体組織では、所定の圧力で十分に圧迫される領域（以下、適正圧迫範囲という）と、十分に圧迫されない領域（以下、不適正圧迫範囲という）が混在することになる。このような生体組織に関する弾性画像を表示すると、例えば、不適正圧迫範囲に対応する画像が応力分布の不均一に起因するものか、それとも生体組織の硬さに起因するものなのかの判断が困難である。したがって、不適正圧迫範囲に対応する画像は、診断情報として参照されるべきものではない。しかし、適正圧迫範囲と不適正圧迫範囲を表示画像上で識別する作業は、検者の経験に左右される。そこで、生体組織の適正圧迫範囲、圧迫方向、圧迫角度などの圧迫状

50

態を客観的かつ定量的に把握することが求められている。

【発明の開示】

【0008】

本発明の目的は、生体組織の圧迫状態を客観的かつ定量的に把握してよりの確な診断を可能にする超音波診断装置及び弾性画像表示方法を実現することにある。

【0009】

上記目的を実現するために、本発明の超音波診断装置は、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、該超音波探触子に駆動信号を供給する送信手段と、前記超音波探触子から出力される受信信号を処理する受信手段と、該受信手段から出力される信号に基づき前記被検体の生体組織に関する弾性画像を取得する弾性画像撮像手段と、前記弾性画像を表示する表示手段とを備え、前記弾性画像撮像手段は、前記被検体の生体組織の圧迫状態に関する圧迫データを取得し、前記圧迫データに基づき前記生体組織の適正圧迫範囲と圧迫方向の少なくとも1つを判定し、該判定結果を前記弾性画像に反映させる画像データ又は数値データを構成する圧迫状態評価手段を有することを特徴とする。

10

【0010】

すなわち、ここでの圧迫データは、生体組織に生じる応力に対応したものである。したがって、圧迫データに基づいた判定結果は、生体組織の圧迫状態（例えば、適正圧迫範囲又は圧迫方向）を把握するための客観的な判断指標になる。この判定結果を弾性画像に反映させると、その弾性画像は、適正圧迫範囲又は圧迫方向を客観的かつ定量的に識別可能なものになる。このような弾性画像を視認することにより、検者は、経験の異同にかかわらず、圧迫状態（例えば、適正圧迫範囲又は圧迫方向）を表示画像上での確かつ容易に把握できる。

20

【0011】

この場合において、前記圧迫状態評価手段は、前記圧迫データの大きさを設定値と比較した結果に基づき、前記生体組織の適正圧迫範囲を判定できる。

【0012】

また、前記圧迫状態評価手段は、前記生体組織の各計測点における前記圧迫データの大きさの分布に基づき、前記生体組織の圧迫方向を判定できる。

【0013】

また、前記圧迫状態評価手段は、前記弾性画像撮像手段で求められる前記生体組織に関する弾性データを前記圧迫データとして取得できる。

30

【0014】

また、前記圧迫状態評価手段は、前記超音波探触子の超音波送受面に配列される複数の圧力センサの検出値を前記圧迫データとして取得できる。

【0015】

また、前記圧力センサとして、前記超音波送受面の長軸方向に複数並んで配置されたものを適用できる。

【0016】

また、前記圧力センサとして、圧迫により変形する参照変形体を適用できる。

【0017】

また、前記圧迫状態評価手段は、前記超音波探触子の超音波送受面に積層される参照変形体の変形値を前記圧迫データとして取得できる。

40

【0018】

また、前記圧迫状態評価手段は、前記超音波探触子に取り付けられる位置センサの検出値を前記圧迫データとして取得できる。

【0019】

また、前記圧迫状態評価手段は、前記弾性画像撮像手段で求められる前記生体組織の各計測点における弾性データを、前記被検体の深度方向に対応した縦方向の変位ベクトル成分と前記深度方向に直交した横方向の変位ベクトル成分に分け、前記縦方向の変位ベクトル成分の大きさ又は前記横方向の変位ベクトル成分の大きさを設定値と比較して前記適正

50

圧迫範囲を判定できる。

【0020】

また、前記圧迫状態評価手段は、前記弾性画像撮像手段で求められる前記生体組織の各計測点における弾性データを、前記被検体の深度方向に対応した縦方向の変位ベクトル成分と前記深度方向に直交した横方向の変位ベクトル成分に分け、前記縦方向の変位ベクトル成分の大きさの分布又は前記横方向の変位ベクトル成分の大きさの分布に基づき前記圧迫方向を判定できる。

【0021】

また、前記圧迫状態評価手段は、前記適正圧迫範囲を示す画像データを構成するものとし、前記表示手段は、前記画像データを前記弾性画像に重畳して又は並べて表示できる。 10

【0022】

また、前記圧迫状態評価手段は、前記圧迫方向を示す画像データ又は数値データを構成するものとし、前記表示手段は、前記画像データ又は数値データを前記弾性画像に重畳して又は並べて表示できる。

【0023】

また、前記圧迫状態評価手段は、前記適正圧迫範囲と不適正圧迫範囲との境界を示す画像データを構成するものとし、前記表示手段は、前記画像データを前記弾性画像に重畳して表示できる。

【0024】

また、前記表示手段は、前記圧迫状態評価手段の判定結果に基づいてサイズが変更された関心領域を表示できる。 20

【0025】

また、前記圧迫状態評価手段は、前記適正圧迫範囲を設定間隔で繰り返して判定するものとし、前記表示手段は、前記判定結果が更新される度に、前記適正圧迫範囲を示す画像データをリアルタイムに更新して表示できる。

【0026】

また、前記圧迫状態評価手段は、前記圧迫方向を設定間隔で繰り返して判定するものとし、前記表示手段は、前記判定結果が更新される度に、前記圧迫方向を示す画像データ又は数値データをリアルタイムに更新して表示できる。 30

【0027】

また、前記圧迫状態評価手段は、前記圧迫方向を示す矢印の画像データ又は前記圧迫方向に対応する角度を示す数値データを構成するものとし、前記表示手段は、前記画像データ又は前記数値データに対応した画像を前記弾性画像に重畳して又は並べて表示できる。

【0028】

また、前記圧迫状態評価手段は、前記圧迫方向を設定間隔で繰り返して判定するものとし、前記表示手段は、前記判定結果に基づいて前記圧迫方向を示す角度の時間推移を表示できる。

【0029】

また、前記圧迫状態評価部から出力される圧迫状態評価データに基づき、予め格納された前記弾性画像、前記圧迫状態に対応する画像データ又は数値データの少なくとも1つを抽出して読み出すシネメモリを備えることができる。 40

【0030】

また、前記圧迫状態評価手段は、前記圧迫方向を設定間隔で繰り返して判定するものとし、前記表示手段は、前記圧迫方向を示す角度がゼロを基準とする設定範囲に含まれる際の前記弾性画像を表示できる。

【0031】

また、前記圧迫状態評価手段は、前記圧迫方向を設定間隔で繰り返して判定するものとし、前記表示手段は、前記圧迫方向を示す角度がゼロを基準とする設定範囲に含まれる際の前記弾性画像群を時系列に表示できる。

【0032】

50

また、前記圧迫状態評価手段は、前記適正圧迫範囲が設定範囲外に該当する際に画像又は音声の少なくとも一方で警告を発する報知手段を設けることができる。

【0033】

また、前記圧迫状態評価手段は、前記圧迫方向が設定範囲外に該当する際に画像又は音声の少なくとも一方で警告を発する報知手段を設けることができる。

【0034】

また、本発明の弾性画像表示方法は、超音波と電気信号を相互に変換する超音波探触子に送波用の駆動信号を供給した後、前記超音波探触子から出力される受信信号を処理する送受信工程と、前記送受信工程から出力される受信信号に基づき被検体の生体組織の圧迫状態に関する圧迫データを取得し、前記圧迫データに基づいて前記生体組織の圧迫状態を判定する判定工程と、前記判定結果を反映させた前記弾性画像を表示する表示工程を備えたことを特徴とする。ここでの判定工程は、前記圧迫状態として生体組織の圧迫範囲又は圧迫方向等を判定できる。

【図面の簡単な説明】

【0035】

【図1】本発明を適用した一実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】圧力情報を取得するように構成された超音波探触子の一例を示す図である。

【図3】圧迫方向・範囲評価部の一連の処理を示すブロック図である。

【図4】変位フレームデータの各要素を変位ベクトルとし、縦方向（深度方向：Z方向）成分と横方向（探触子の超音波送受面の長軸方向：X方向）成分に分けて変位ベクトルを模式的に示す図である。

【図5】縦方向の変位 $R_z(i, k)$ に基づき、適正圧迫範囲と不適正圧迫範囲を判定する演算例を示す図である。

【図6】画像構築回路によって構築される圧迫方向・範囲を表示する圧迫方向・範囲画像データの一例を示す図である。

【図7】弾性画像と断層像と圧迫方向・範囲画像とを組み合わせて表示画像データを構成する切替加算器の動作例を示す図である。

【図8】経直腸用探触子の外観を示す図である。

【図9】深度方向変位の平均値に基づき、適正圧迫範囲と不適正圧迫範囲を判定する演算例を示す図である。

【図10】弾性画像と断層像と圧迫方向・範囲画像とを組み合わせて表示画像データを構成する方法の一例を示す図である。

【図11】横方向の変位フレームデータに基づき、適正圧迫範囲と不適正圧迫範囲を判定する演算例を示す図である。

【図12】磁気センサを装着した超音波探触子を示す図である。

【図13】磁気センサにより計測された位置データに基づき圧迫方向を計測する圧迫方向・範囲評価部の実施例を示すブロック図である。

【図14】圧力センサ群を装着した超音波探触子の超音波送受波面側からみた図である。

【図15】圧力センサ群により計測された圧力データに基づいて圧迫方向を計測する圧迫方向・範囲評価部の実施例を示すブロック図である。

【図16】図15の圧力センサ群により計測された圧力データに基づき、適正圧迫範囲と不適正圧迫範囲を判定する演算例を示す図である。

【図17】図2の超音波探触子を用いた場合の表示形態であって、不適正圧迫範囲に対応する領域の画像情報を除去した表示形態を示す図である。

【図18】図8の超音波探触子を用いた場合の表示形態であって、不適正圧迫範囲に対応する領域の画像情報を除去した表示形態を示す図である。

【図19】図2の超音波探触子を用いた場合の表示形態であって、現時刻の圧迫状態に応じてROIのサイズを変化させる表示形態を示す図である。

【図20】図8の超音波探触子を用いた場合の表示形態であって、現時刻の圧迫状態に応じてROIのサイズを変化させる表示形態を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 2 1】別窓として設定された表示領域に圧迫方向画像データを表示する形態を示す図である。

【図 2 2】圧迫方向を示す角度 θ の時間推移をリアルタイムに表示するグラフであって、角度 θ の過去の履歴がスクロール表示される形態を示す図である。

【図 2 3】圧迫方向又は圧迫範囲が不適切と判定された際に警告を発する形態を示す図である。

【図 2 4】指定時間に対応する画像データを表示する形態を示す図である。

【図 2 5】指定期間に対応する最初の画像データから最後の画像データまでを順番に表示する形態を示す図である。

【図 2 6】圧迫方向がゼロを基準とした設定範囲に含まれる際の画像データを表示する形態を示す図である。 10

【発明を実施するための最良の形態】

【0036】

本発明を適用した超音波診断装置及び弾性画像表示方法の第 1 の実施形態について図面を参照して説明する。図 1 は、本実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は、被検体 10 との間で超音波を送受して被検体 10 の診断部位についての断層像を撮像するとともに、診断部位の生体組織の硬さ又は軟らかさを現わす弾性画像を撮像する。

【0037】

図 1 に示すように、超音波診断装置は、被検体 10 との間で超音波を送受する超音波探触子 100 (以下、探触子 100 という) と、探触子 100 に送波用の駆動信号を供給する送信手段としての送信回路 102 と、探触子 100 から出力される受信信号を処理する受信手段としての受信回路 103 や整相加算回路 104 と、整相加算回路 104 から出力される信号に基づき被検体 10 の生体組織に関する弾性画像を取得する弾性画像撮像手段と、弾性画像を表示する表示手段としての画像表示器 107 などを備えている。ここでの弾性画像撮像手段は、RF 信号フレームデータ選択部 108 と、変位計測部 109 と、歪み及び弾性率演算部 111 と、カラースキャンコンバータ 113 などから構成されている。 20

【0038】

ここで本実施形態の超音波診断装置は、被検体の生体組織の圧迫状態を評価する手段としての圧迫方向・範囲評価部 115 を有する。圧迫方向・範囲評価部 115 は、被検体 10 の生体組織の圧迫状態に関する圧迫データを取得し、圧迫データに基づき前記生体組織の圧迫状態 (例えば、適正圧迫範囲又は圧迫方向) を判定し、判定結果を弾性画像に反映させる。 30

【0039】

なお、本実施形態では、被検体 10 の生体組織のうち、所定の圧力で十分に圧迫されている領域を適正圧迫範囲と称し、十分に圧迫されない領域を不適正圧迫範囲と称する。また、圧迫方向とは、被検体 10 に超音波送受面が接触した探触子 100 を用手的に被検体 10 に押し付ける方向である。

【0040】

より詳細に超音波診断装置について説明する。超音波診断装置は、超音波送受系、断層像撮像系、弾性画像撮像系、制御・表示系に大別される。図 1 に示すように、超音波送受系は、探触子 100 と、超音波送受信制御回路 101 と、送信回路 102 と、受信回路 103 と、整相加算回路 104 を備えている。 40

【0041】

探触子 100 は、図 2 A に示すように、機械式又は電子的にビーム走査を行って被検体 10 に超音波を送波及び受波する超音波送受面 1001 を有する。超音波送受面 1001 は、超音波と電気信号を相互に変換する振動子の素子群が配列して形成されている。ここでの振動子群は、被検体 10 に送波する超音波の発生源であるとともに、被検体 10 から発生した反射エコーを受波するものである。なお、図 2 A の探触子 100 は、超音波送受 50

面1001が平面状に形成されたりニア型のものであるが、例えば、超音波送受面1001が被検体10側に湾曲して形成されたコンバックス型等のものでもよい。すなわち、経直腸探触子、経食道探触子、術中用探触子、血管内探触子など様々な態様のものを適用できる。

【0042】

また、探触子100は、図2Aに示すように、超音波送受面1001の周辺に圧力センサ群1002、1003が配設されている。例えば、圧力センサ群1002、1003は、超音波送受面1001の長軸方向に複数並んで配置されている。より具体的には、圧力センサ群1002は、超音波送受面1001の一方の長辺に沿って配設されている。圧力センサ群1003は、超音波送受面1001の他方の長辺に沿って配設されている。ただし、図2Aの形態に限られず、例えば、図2Bに示すように、探触子100の被検体10側の面に積層された参照変形体37を装着してもよい。ここでいう被検体10側の面とは、探触子100の超音波送受面1001を含む面である。要は、被検体10に加えられた圧力を計測できる形態を適用すればよい。

10

【0043】

超音波送受信制御回路101は、探触子100に供給される送波用の駆動信号の供給タイミングを制御する指令を送信回路102に出力する。また超音波送受信制御回路101は、探触子100から出力される信号の受信タイミングを制御する指令を受信回路103に出力する。送信回路102は、超音波送波用の高電圧電気パルスを送信信号として生成する信号生成回路と、探触子100から送波される超音波の収束点を被検体10の所定の深度に設定する送波整相加算回路とを実装している。受信回路103は、探触子100で受波した反射エコーに対応する電気信号を所定のゲインで前置増幅する増幅回路を有する。整相加算回路104は、受信回路103から出力される受信信号の位相を整相及び加算し、一点又は複数の収束点に対して超音波受波ビームを形成する。

20

【0044】

断層像撮像系は、信号処理部105と、白黒スキャンコンバータ106を備えている。信号処理部105は、整相加算回路104から出力された信号に対し、ゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の信号処理を施す。白黒スキャンコンバータ106は、信号処理部105から出力された信号を表示用の信号に変換する。より具体的には、白黒スキャンコンバータ106は、信号処理部105から出力されたRF信号フレームデータを超音波周期で取得し、取得した信号をアナログデジタル変換器(A/D変換器)によりデジタル信号に変換する。次いで、白黒スキャンコンバータ106は、変換信号を時系列に連続する複数の断層像データとして複数のフレームメモリに記憶する。ここでのフレームメモリは、白黒スキャンコンバータ106に実装されている。そして、白黒スキャンコンバータ106は、フレームメモリに記憶された断層像データ群をテレビ同期で読み出し、読み出した断層像データ群をアナログ信号に変換して切替加算器114に出力する。なお、白黒スキャンコンバータ106は、A/D変換器やフレームメモリに制御指令を出力するコントローラが搭載されている。

30

【0045】

弾性画像撮像系は、超音波送受信系の出力側で分岐し、断層像撮像系と並列に配置される。この弾性画像撮像系は、RF信号フレームデータ選択部108と、変位計測部109と、圧力計測部110と、歪み及び弾性率演算部111と、弾性データ処理部112と、カラースキャンコンバータ113と、圧迫方向・範囲評価部115を備えている。

40

【0046】

RF信号フレームデータ選択部108は、整相加算回路104から時系列に次々と出力されたRF信号フレームデータから例えば1組のRF信号フレームデータを選択する。例えば、RF信号フレームデータ選択部108は、整相加算回路104から超音波診断装置のフレームレートで次々と出力されたRF信号フレームデータをフレームメモリに順次確保する。ここでのフレームメモリは、RF信号フレームデータ選択部108に実装されている。次いで、RF信号フレームデータ選択部108は、フレームメモリに格納されたR

50

F信号フレームデータのうち、現在格納されたものをRF信号フレームデータとし、時間的に過去に格納されたものをRF信号フレームデータN-1、N-2、N-3...N-Mとする。そして、RF信号フレームデータ選択部108は、制御指令に応じ、RF信号フレームデータN-1、N-2、N-3...N-Mのうちから1つのものをRF信号フレームデータXとして選択し、選択したRF信号フレームデータXをRF信号フレームデータNと伴に変位計測部109に出力する。このようにRF信号フレームデータ選択部108は、1組のRF信号フレームデータ(N、X)を選択して出力する機能を有する。なお、整相加算回路104の出力信号がRF信号フレームデータである場合を説明したが、RF信号フレームデータに代えて、RF信号を複合復調したI、Q信号の形式になった信号を用いてもよい。

10

【0047】

変位計測部109は、RF信号フレームデータ選択部108から出力される1組のRF信号フレームデータに基づき、断層撮像系で取得される断層像上の各計測点の生体組織の変位量又は変位ベクトル(変位の方向と大きさ)を変位フレームデータとして計測する。例えば、変位計測部109は、RF信号フレームデータ選択部108から出力される1組のRF信号フレームデータに対し、一次元又は二次元相関処理を実行することにより、一次元変位分布又は二次元変位分布($\Delta L_{i,j}$)を変位フレームデータとして求める。そして、変位計測部109は、歪み及び弾性率演算部111と圧迫方向・範囲評価部115に変位フレームデータを出力する。変位フレームデータの計測方法としては、例えばブロック・マッチング法やグラジェント法がある。ブロック・マッチング法は、画像を例えば

20

【0048】

圧力計測部110は、探触子100の圧力センサ群1002、1003から出力される信号に基づき、探触子100を介して被検体10に加えられた圧力を計測する。そして圧力計測部110は、歪み及び弾性率演算部111及び圧迫方向・範囲評価部115に計測圧力を圧力データ($\Delta P_{i,j}$)として出力する。この形態に代えて、圧力計測部110は、探触子100の参照変形体37の変形値を取り込み、取り込んだ変形値に基づき被検体10に加えられた圧力を計測してもよい(例えば、特開2005-013283号公報、特開2005-066041号公報)。

30

【0049】

歪み及び弾性率演算部111は、変位計測部109から出力された変位フレームデータ($\Delta L_{i,j}$)と圧力計測部110から出力された圧力データ($\Delta P_{i,j}$)とに基づき、断層撮像系で取得される断層像上の各計測点の生体組織の歪み量分布や弾性率を演算する。ここでの歪み量分布($\epsilon_{i,j}$)は、変位フレームデータ($\Delta L_{i,j}$)を空間微分($\Delta L_{i,j} / \Delta X$)することによって計算される。また、弾性率の1つであるヤング率 $Y_{m_{i,j}}$ は、数1式に示したように、各演算点での応力(圧力)を各演算点での歪み量で除することによって求められる。数1式の添え字i、jは、フレームデータの座標を示す指標である。そして、歪み及び弾性率演算部111は、各計測点の歪み量分布及び弾性率に基づき弾性フレームデータを生成し、生成した弾性フレームデータを弾性データ処理部112に出力する。なお、歪み及び弾性率演算部111は、弾性フレームデータを生成するに際し、生体組織の歪み又は弾性率を用いることに代えて、スティフネスパラメータ β 、圧弾性係数 E_p 、増分弾性係数 E_{inc} などの他のパラメータを用いてもよい(例えば、特開平5-317313号公報)。

40

(数1式)

$$Y_{m_{i,j}} = (\Delta P_{i,j}) / (\Delta L_{i,j} / \Delta X)$$

(i, j = 1, 2, 3, ...)

50

弾性データ処理部112は、歪み及び弾性率演算部111から出力される弾性フレームデータに対し、様々な画像処理を施す。例えば、弾性データ処理部112は、その弾性フレームデータに対し、座標平面でのスムージング処理、コントラスト最適化処理、フレーム間での時間軸方向のスムージング処理を施す（例えば、特開2004-261198号公報）。そして、弾性データ処理部112は、画像処理後の弾性フレームデータをカラー स्क্যানコンバータ113に出力する。

【0050】

カラー स्क্যানコンバータ113は、弾性データ処理部112から出力される弾性フレームデータに対し、色相情報（例えば、赤色コード、緑色コード、青色コード）を付与する色相情報変換手段を有する。例えば、カラー स्क্যানコンバータ113は、弾性フレームデータを階調化する際の選択範囲を決める上限値及び下限値を装置制御インターフェース部116を介して自動又は手動で取り込む。そして、カラー स्क্যানコンバータ113は、階調化選択範囲に基づき、弾性フレームデータに対して色相情報を付与する。より具体的には、カラー स्क্যানコンバータ113は、弾性データ処理部112から出力される弾性フレームデータに対し、歪みが大きく計測された領域に対応する画素データを赤色コードに変換する。逆に、カラー स्क্যানコンバータ113は、歪みが小さく計測された領域に対応する画素データを青色コードに変換する。このようなカラー स्क্যানコンバータ113から出力された弾性画像データは、歪みが大きく計測された領域が赤色系に表示されるとともに、歪みが小さく計測された領域が青色系に表示された弾性画像として画像表示器107に表示される。

【0051】

なお、カラー स्क্যানコンバータ113に代えて、白黒 स्क্যানコンバータを用いてもよい。その場合、白黒 स्क্যানコンバータは、弾性フレームデータに対し、歪みが大きく計測された領域に対応する画素データの輝度を増大する。逆に、白黒 स्क্যানコンバータは、歪みが小さく計測された領域に対応する画素データの輝度を減少する。このような白黒 स्क্যানコンバータから出力された弾性画像データは、歪みが大きく計測された領域が明るい画素、歪みが小さく計測された領域が暗い画素を有する弾性画像として画像表示器107に表示される。

【0052】

圧迫方向・範囲評価部115は、被検体10の生体組織の適正圧迫範囲や圧迫方向を判定する。まず、圧迫方向・範囲評価部115は、被検体10の生体組織の圧迫状態に関する圧迫データを取得する。例えば、圧迫方向・範囲評価部115は、変位計測部109から出力される変位フレームデータ、歪み及び弾性率演算部111から出力される弾性フレームデータ、圧力計測部110から出力される圧力データの少なくとも1つを圧迫データとして取り込む。また、圧迫方向・範囲評価部115は、探触子100の参照変形体37の変形値を圧迫データとして取り込んでもよい。次いで、圧迫方向・範囲評価部115は、圧迫データの大きさを設定値（閾値）と比較した結果に基づき、生体組織の適正圧迫範囲を判定する。例えば、圧迫方向・範囲評価部115は、計測点の圧迫データの大きさが閾値よりも大きい場合、その計測点の生体組織は適正圧迫範囲に属すると判定する。逆に、圧迫方向・範囲評価部115は、計測点の圧迫データの大きさが閾値よりも小さい場合は、その計測点の生体組織は不適正圧迫範囲に属すると判定する。また圧迫方向・範囲評価部115は、各計測点の圧迫データの大きさの分布に基づき、生体組織の圧迫方向を判定する。そして、圧迫方向・範囲評価部115は、適正圧迫範囲や圧迫方向に対応する画像データ又は数値データを構成する。ここでの画像データは、例えば、適正圧迫範囲と不適正圧迫範囲との境界を現わす線画像や、圧迫方向を示す矢印画像である。また数値データは、圧迫方向を示す角度データである。このような圧迫方向・範囲評価部115は、適正圧迫範囲や圧迫方向に対応する画像データ又は数値データをカラー स्क্যানコンバータ113に出力する。これによって、カラー स्क্যানコンバータ113から出力される弾性画像は、適正圧迫範囲や圧迫方向が反映されたものになる。

【0053】

10

20

30

40

50

図3は、圧迫方向・範囲評価部115の一形態を示すブロック図である。図3に示すように、圧迫方向・範囲評価部115は、メモリ回路1151と、圧迫方向・範囲評価回路1152と、画像構築回路1153を備えている。メモリ回路1151は、例えば変位計測部109から出力された変位フレームデータを計測結果データとして保持する。圧迫方向・範囲評価回路1152は、メモリ回路1151から読み出された計測結果データに基づき、生体組織の適正圧迫範囲や圧迫方向を判定する。例えば、圧迫方向・範囲評価回路1152は、その計測結果データに対し、オーバーフロー処理や平均値算出などの統計処理を施し、処理結果を判定結果として画像構築回路1153に出力する。画像構築回路1153は、圧迫方向・範囲評価回路1152から出力された判定結果に対応する画像データ又は数値データを構成する。そして画像構築回路1153は、カラースキャンコンバータ113を介して切替加算器114に画像データ又は数値データを出力する。

10

【0054】

制御・表示系は、切替加算器114と、装置制御インターフェース部116と、シネメモリ117、画像表示器107を備えている。切替加算器114は、白黒スキャンコンバータ106から出力される断層像データと、カラースキャンコンバータ113から出力される弾性画像データを選択又は合成する。例えば、切替加算器114は、断層像データと弾性画像データ的一方を選択して画像表示器107に出力する。あるいは、切替加算器114は、断層像データと弾性画像データを加算合成して画像表示器107に出力する。断層像データと弾性画像データを加算合成する際、切替加算器114は、白黒断層像と弾性画像を2画面表示領域のそれぞれに表示する形態に加算合成できる（例えば、特開2000-60853号公報）。また、切替加算器114は、白黒断層像に弾性画像を半透明的に重畳して表示する形態に加算合成してもよい。そして、切替加算器114は、選択又は加算合成したデータを画像表示器107及びシネメモリ部117に表示画像データとして出力する。

20

【0055】

装置制御インターフェース部116は、超音波診断装置の各構成部に制御指令を出力する。また、装置制御インターフェース部116は、キーボードやマウスなどの入力手段を有し、入力手段を介して入力された指令を圧迫方向・範囲評価部115やシネメモリ部117などに出力する。シネメモリ部117は、切替加算器114から出力された表示画像データを格納し、制御指令に応じて表示画像データを画像表示器107に出力する。画像表示器107は、切替加算器114から出力された表示画像データ、又はシネメモリ部117から読み出された表示画像データを表示画面に表示する。

30

【0056】

このように構成される超音波診断装置の基本動作について説明する。まず、超音波送受系によって被検体10との間で超音波が送受される。例えば、検者は、被検体10の例えば体表に探触子100の超音波送受信面側を接触させる。探触子100が被検体10に接触した後、超音波送受信制御回路101から出力される指令に応じ、送波用の駆動信号が送信回路102から探触子100に所定の時間間隔で供給される。供給された駆動信号に応じ、探触子100から超音波が繰り返して被検体10に送波される。送波された超音波は、被検体10内を伝播する過程で反射エコーとして反射する。反射エコーは、探触子100により次々に受波されることによって受信信号に変換される。変換された受信信号は、受信回路103及び整相加算回路104により時系列のRF信号として処理される。

40

【0057】

また、検者は、被検体10との間で超音波を送受するに際し、被検体10の体表に対して探触子100を的手法的に上下動する。これによって、被検体10が加圧又は減圧される。被検体10に加えられた圧力は、圧力センサ群1002、1003を介して圧力計測部110により計測される。

【0058】

断層像撮像系によって被検体10の濃淡断層像データ（例えば、白黒断層像データ）が構成される。例えば、整相加算回路104から出力された時系列のRF信号に基づき、信

50

号処理部105及び白黒スキャンコンバータ106により白黒断層像データが構成される。

【0059】

弾性画像撮像系によって被検体10の弾性画像データ（例えば、カラー弾性画像データ）が構成される。例えば、整相加算回路104から出力された時系列のRF信号に基づき、RF信号フレームデータ選択部108及び変位計測部109により、断層撮像系で取得される断層像の各計測点に対応する生体組織の移動量又は変位に関する変位フレームデータが求められる。求められた変位フレームデータや圧力計測部110から出力される圧力データに基づき、歪み及び弾性率演算部111及び弾性データ処理部112並びにカラースキャンコンバータ113により弾性画像データが構成される。

10

【0060】

制御・表示系によって診断用超音波像が表示画面に表示される。例えば、白黒スキャンコンバータ106から出力された断層像データとカラースキャンコンバータから出力された弾性画像データは、制御指令に応じ、切替加算器114により選択又は加算合成される。切替加算器114から出力された表示画像データは、画像表示器107に表示される。あるいは、切替加算器114から出力された表示画像データは、シネメモリ部117に格納される。格納された表示画像データは、制御指令に応じ、シネメモリ部117から読み出される。読み出された表示画像データは、画像表示器107に表示される。

【0061】

ここで本実施形態の超音波診断装置に適用する圧迫方向・範囲評価部115の動作の形態について詳細に説明する。まず、変位計測部109から出力される変位フレームデータに基づき、圧迫方向・範囲評価部115により被検体10の圧迫状態を評価する例を説明する。より具体的には、変位フレームデータの深度方向成分から圧迫方向・範囲を演算する方法について説明する。

20

【0062】

図4は、変位フレームデータの各要素を変位ベクトルとして縦方向成分 D_z と横方向成分 D_x に分けて模式的に示す図である。ここでの縦方向（Z方向）は、被検体の深度方向つまり超音波ビームの射出方向に対応する。また横方向（X方向）は、被検体の深度方向に直交する方向つまり超音波送受面の長軸方向に対応する。図4に示す縦方向成分 D_z と横方向成分 D_x は、数2式として示す。数2式の指標 i は、横方向の座標を示す。指標 k は、縦方向の座標を示す。指標 i 、 k を用いることにより変位フレームデータ群の全てを参照する。

30

（数2式）

$$D_x(i, k) \\ (i = 1, 2, 3, \dots, L, k = 1, 2, 3, \dots, N) \\ D_z(i, k) \\ (i = 1, 2, 3, \dots, L, k = 1, 2, 3, \dots, N)$$

変位計測部109から出力された変位フレームデータ群 $D_x(i, k)$ 、 $D_z(i, k)$ は、計測結果データ群 $R_x(i, k)$ 、 $R_z(i, k)$ として、図3に示すメモリ回路1151に格納される。格納された計測結果データ群 $R_x(i, k)$ 、 $R_z(i, k)$ は、数3式のように表される。

40

（数3式）

$$R_x(i, k) \\ (i = 1, 2, 3, \dots, L, k = 1, 2, 3, \dots, N) \\ R_z(i, k) \\ (i = 1, 2, 3, \dots, L, k = 1, 2, 3, \dots, N)$$

次に、生体組織の適正圧迫範囲と不適正圧迫範囲を求める演算例として、縦方向の変位 $R_z(i, k)$ を用いる方法を図5に基づき説明する。図5は、適正圧迫範囲と不適正圧迫範囲の境界を決める線図である。この線図、縦方向（Z方向）に対応する軸と横方向（X方向）に対応する軸を有する。

50

【0063】

まず、歪み及び弾性率演算部111は、同一横方向座標点の間で縦方向変位の値の平均値を演算した値を数4式に基づき演算する。換言すると、歪み及び弾性率演算部111は、各横方向座標における縦方向変位の平均値を演算する。次に、歪み及び弾性率演算部111は、数4式の演算値を図5に示すグラフにプロットする。図5に示す各×印は、各横方向座標点 ($i = 1, 2, 3 \dots, L$) における $\langle R_z(i) \rangle$ の値のプロットである。図5に示す形態では、説明の便宜上、 $L = 15$ の場合を示したが、これに限られるものではない。次いで、歪み及び弾性率演算部111は、図5に示すグラフにプロットされた各演算値に対し、例えば最小自乗法に基づいた近似処理を施して直線を求める。

【0064】

10

そして、歪み及び弾性率演算部111は、図5に示す直線の傾き θ が生体組織の圧迫方向に対応した角度を示す数値データであると判定する。なお、被検体10が+Z方向に加圧された場合つまり探触子100で押された場合、変位の値が正 (+) の符号を取るよう設定される。逆に、被検体10が-Z方向に減圧された場合つまり被検体10から探触子100を引いた場合は、変位の値が負 (-) の符号を取りように設定される。図5に示す形態を代表して演算処理を説明したが、本演算処理については、被検体10が加圧された場合に限らず、減圧の過程でも適用できる。

(数4式)

$$\langle R_z(i) \rangle = \{ Z_k R_z(i, k) \} / N$$

また、歪み及び弾性率演算部111は、図5に示す線図に基づき適正圧迫範囲を判定する。例えば、歪み及び弾性率演算部111は、深度方向変位の閾値 $T_h(R_z)$ を設定する。閾値 $T_h(R_z)$ は、装置制御インターフェース部116から圧迫方向・範囲評価部115に出力された設定値である。この設定値については、適正圧迫範囲に対応する領域を判別するために、深度方向変位の最小値が予め決められている。そして、歪み及び弾性率演算部111は、閾値 $T_h(R_z)$ を超えた横方向座標領域を適正圧迫範囲と判定し、閾値 $T_h(R_z)$ を超えなかった横方向座標領域を不適正圧迫範囲と判定する。適正圧迫範囲と判定された座標領域は、 $P_{th}(i) = 1$ が設定される。不適正圧迫範囲と判定された座標領域は、 $P_{th}(i) = 0$ が設定される。例えば、図5の場合、数5式のように座標領域が設定されることになる。歪み及び弾性率演算部111は、 $P_{th}(i)$ の値として「1」が設定された領域と「0」が設定された領域の境界を適正圧迫範囲と不適正圧迫範囲の境界と識別する。このような手法により、歪み及び弾性率演算部111は、圧迫方向・範囲評価データとして圧迫角度 θ と圧迫範囲 $P_{th}(i)$ のデータが設定される。

20

30

(数5式)

$$P_{th}(1 \leq i \leq 4) = 0$$

$$P_{th}(5 \leq i \leq 15) = 1$$

図6は、図3に示す画像構築回路1153により構築される圧迫方向・範囲画像データの形態を示す図である。ここでの圧迫方向・範囲画像データは、圧迫方向・範囲評価データに対応した圧迫方向又は適正圧迫範囲を表示するデータである。画像構築回路1153は、例えば図6に示すような、圧迫角度 θ と圧迫範囲 $P_{th}(i)$ の値に応じた圧迫方向・範囲画像データを構築する。図6に示す形態では、適正圧迫範囲に対応する画素点に白色コードが割り当てられている。一方、不適正圧迫範囲に対応する画素点に所定割合で黒色コードが付与されている。また、圧迫角度 θ に応じた圧迫方向を向いた矢印の画像データが構築されている。さらに、圧迫角度 θ の値 (例えば -37°) も画像データとして構築されている。なお、本形態では、圧迫角度 θ に対応する画像又は数値と、適正圧迫範囲に対応する画像を同一画面に同一時に表示しているが、いずれか一方を表示する形態でもよい。また、このような圧迫方向・範囲画像データは、現時刻における圧迫状態を反映したものである。すなわち、画像構築回路1153は、関心領域内の生体組織の圧迫方向又は適正圧迫範囲が変化すると、その変化に追従して圧迫方向・範囲画像データをリアルタイムに更新する。

40

【0065】

50

図7は、本実施形態の超音波診断装置に適用する切替加算器114の動作例を示す図である。図7Aは、図6に示した圧迫方向・範囲画像を示す。図7Bは、断層像撮像系で取得された断層像と弾性画像撮像系で取得された弾性画像とを加算合成した合成像を示す。図7Cは、画像表示器107の表示形態を示す。

【0066】

切替加算器114は、圧迫方向・範囲評価部115から出力された圧迫方向・範囲画像(図7A)と、断層像と弾性画像の合成像(図7B)を重畳した表示画像データを画像表示器107に出力する。表示画像データは、画像表示器107に超音波診断画像として表示される。

【0067】

図4ないし図7を参照して説明した圧迫状態の評価手法によれば、検者は、生体組織の圧迫状態(例えば、適正圧迫範囲、圧迫方向、圧迫角度)を表示画像上で客観的かつ低量的に判別できる結果、被検体をよりの確に診断できる。すなわち、本実施形態の圧迫データは、生体組織で生じる応力に対応したものである。したがって、圧迫データ(例えば変位フレームデータ)に基づいた判定結果は、生体組織の適正圧迫範囲又は圧迫方向を把握するための客観的な判断指標になる。この判定結果を弾性画像に反映させることにより、弾性画像は、適正圧迫範囲又は圧迫方向を客観的かつ定量的に識別可能なものになる。このような弾性画像を視認することにより、検者は、経験の異同にかかわらず、適正圧迫範囲又は圧迫方向を表示画像上での確かつ容易に把握できる。

【0068】

図8は、図2に示すリニア型の探触子100に代えて、超音波診断装置に適用するコンベックス型の探触子100の形態を示す図である。図8Aは、探触子100の側面図を示す。図8Bは、探触子100の先端側からみた図である。なお、図8に示す探触子100は、経直腸診断に用いられるものである。図8に示すように、探触子100は、円筒形の本体を有し、本体の先端側にヘッド形状部が配設されている。ヘッド形状部は、先端近傍の円筒面に振動子素子群81が配列されている。ヘッド形状部の円周面は、曲率が例えば直径20ミリメートルと比較的大きく形成されている。すなわち、コンベックス型の探触子100は、超音波送受面が圧迫対象の組織側に湾曲して形成されている。なお、超音波送受信面の周囲に圧力センサ群1002、1003を配設することは、図2Aの場合と同様である。また、超音波送受面に参照変形体37を取り付けてもよいことは、図2Bの場合と同様である。

【0069】

図9は、図8に示す探触子100で生体組織を圧迫した場合の圧迫方向・範囲評価部115の動作を示す図である。図9に示すように、探触子100の超音波送受面の形状に由来して、圧迫方向の中心から少しずれただけでも、不適正圧迫範囲になる。そこで、圧迫方向・範囲評価部115は、深度方向の変位 $R_z(i)$ を例えば正規分布関数で近似(フィッティング)することにより、図9に示すような曲線を求める。次いで、圧迫方向・範囲評価部115は、近似処理した正規分布関数の平均値 μ をもって深度方向変位の平均値とする。そして、圧迫方向・範囲評価部115は、探触子100の超音波送受面の長軸方向 $X = \mu$ の座標における放射軸方向を圧迫方向の中心として求める。また、圧迫方向・範囲評価部115は、図5に示した形態と同様に、深度方向変位の閾値 $T_h(R_z)$ を設定し、その閾値 $T_h(R_z)$ を境にして適正圧迫範囲と不適正圧迫範囲を判別する。

【0070】

図10は、図8に示す探触子100で生体組織を圧迫した場合の表示画像の一形態を示す図である。図10に示すように、扇形の表示画像は、適正圧迫範囲に対応する画素点に白色コードが割り当てられている。一方、不適正圧迫範囲に対応する画素点に所定割合で黒色コードが付与されている。また、圧迫角度 θ に応じた圧迫方向を向いた矢印の画像が表示されている。これによれば、前立腺癌などを診断するのに例えば経直腸用の探触子100を用いた場合でも、不適正範囲の生体組織を陽性として誤診することを防止できる。このように圧迫状態(例えば、適正圧迫範囲、圧迫方向、圧迫角度)の客観的かつ定量的

10

20

30

40

50

な判断指標を表示することは、図8のような形態の探触子100を用いる場合に大きな効果を発揮する。

【0071】

図11は、図5を参照して説明した演算手法の他の形態を示す図である。図11に示す形態は、横方向の変位フレームデータを用いて演算する点で、縦方向の変位フレームデータを用いて演算する図5に示した形態と異なる。より具体的に言えば、図5に示した形態では、圧迫方向・範囲評価部115は、深度方向（Z方向）の変位分布を曲線近似して例えば圧迫方向を求める。これに対し、図11に示す形態では、圧迫方向・範囲評価部115は、横方向（X方向）の変位分布を曲線近似して例えば圧迫方向を求める。

【0072】

例えば、コンベックス型の探触子100で対象組織を圧迫した際の横方向の変位分布は、図11に示す形態になる。図11に示す各×印は、各横方向座標点（ $i = 1, 2, 3, \dots, L$ ）における横方向変位の深度方向平均 $\langle R_x(i) \rangle$ の値のプロットである。この形態では $L = 15$ に設定している。図11に示すように、平均値 $\langle R_x(i) \rangle$ が正の点は、+X方向に変位した成分を有する点に対応する。平均値 $\langle R_x(i) \rangle$ が負の点は、-X方向に変位した成分を有する点に対応する。ここで図に示すように、圧迫方向・範囲評価部115は、演算結果の各プロット点に対し、例えば最小自乗法による直線で近似する。次いで、圧迫方向・範囲評価部115は、近似直線とX軸との交点を μ として設定する。そして、圧迫方向・範囲評価部115は、 $X = \mu$ の座標から放射軸方向に分布する生体組織群は横方向の変位成分をあまり持たないから、その生体組織群は圧迫方向の中心又は中心近傍に位置すると判断する。

【0073】

また、圧迫方向・範囲評価部115は、図5に示した形態と同様に、横方向変位の閾値 $Th(R_x)$ を設定する。そして、圧迫方向・範囲評価部115は、横方向変位が $Th(R_x)$ よりも大きい領域、又は、 $-Th(R_x)$ よりも小さい領域は、生体組織の横方向に逃げた成分が大きいと解釈し、それら領域を不適正圧迫範囲と判定する。要するに、圧迫方向・範囲評価部115は、横方向変位の絶対値が $Th(R_x)$ の絶対値よりも大きい領域を不適正圧迫範囲と判定する。

【0074】

図5又は図8に示した形態では、圧迫方向・範囲評価部115は、生体組織に関する変位ベクトルの縦方向成分又は横方向成分のいずれかに基づき、圧迫状態（例えば適正圧迫範囲、圧迫方向、圧迫角度）を評価及び推定している。ただし、この形態に限らず、圧迫方向・範囲評価部115は、変位ベクトルの縦方向成分と横方向成分の双方に基づき、圧迫状態を評価及び推定してもよい。これにより、縦方向成分又は横方向成分のいずれかを用いる場合よりも、圧迫状態の評価精度又は推定精度が向上する。

【0075】

また、図3ないし図11を参照して説明した形態では、圧迫方向・範囲評価部115は、圧迫状態を評価又は推定するに際し、変位計測部109から出力される変位フレームデータを用いている。ただし、この形態に限らず、圧迫方向・範囲評価部115は、変位フレームデータに代えて、歪み及び弾性率演算部111から出力される歪み又は弾性率の数値データ（弾性フレームデータ）を用いてもよい。

【0076】

また、圧迫方向・範囲評価部115は、変位フレームデータ又は弾性フレームデータに代えて、探触子100に取り付けられる位置センサの検出値を圧迫データとして用いてもよい。図12は、位置センサとしての磁気センサ120を装着した探触子100の形態を示す図である。図13は、圧迫方向・範囲評価部115の入力側に磁気センサ部120が設けられた形態を示す図である。図12及び図13に示すように、まず、磁気センサ部120は、磁気又は光を利用して磁気センサ120の位置を位置データとして検出する。次いで、圧迫方向・範囲評価部115は、磁気センサ部120から出力された位置データに基づき探触子100の移動方向を求める。そして、圧迫方向・範囲評価部115は、探触

子100の移動方向に基づき、生体組織の圧迫方向を評価又は推定する。なお、生体組織の適正範囲については、探触子100の視野範囲と圧迫方向に基づき推定してもよいし、上述の別の方法に基づき求めてもよい。

【0077】

また、圧迫方向・範囲評価部115は、変位フレームデータ又は弾性フレームデータあるいは位置データに代えて、圧力計測部110から出力される圧力データを用いてもよい。図14は、図2Bの探触子100を超音波送受面側からみた図である。図15は、圧迫方向・範囲評価部115の入力側に圧力計測部110が設けられた形態を示す図である。図14又は図15に示すように、探触子100の圧力センサ群1002、1003は、超音波送受面が被検体に押し付けられた際の圧力を検出する。圧力計測部110は、圧力センサ群1002、1003から出力される信号を圧力データとして圧迫方向・範囲評価部115に渡す。圧迫方向・範囲評価部115は、圧力データに基づき生体組織の圧迫状態を計測してもよい。

10

【0078】

例えば、圧迫方向・範囲評価部115は、時間的に過去に計測された圧力データを保持し、圧力計測部110から出力された現時刻の圧力データと過去の圧力データとの時間変化量を求める。図16は、横方向Xにおける圧力データの変化量を示すグラフである。図16の縦軸 $\Delta P_z(i)$ は、各圧力センサの位置における圧力データの変化量を示す。指標iは、長軸方向の座標を示す。指標jは、短軸方向の座標を示す。 $\langle \Delta P_z(i) \rangle$ は、長軸方向の各座標において、短軸方向の圧力データの平均を取った値を示し、数6式に基づき算出される。

20

(数6式)

$$\langle \Delta P_z(i) \rangle = \{ \Delta P_z(i, k) + \Delta P_z(i, 2) \} / 2$$

次いで、図5又は図11等を参照して説明した場合と同様に、圧迫方向・範囲評価部115は、圧力変化量の閾値 $T_h(\Delta P_z)$ を設定する。そして、圧迫方向・範囲評価部115は、圧力変化量が閾値を超えた横方向座標領域を現時刻における適正圧迫範囲と認定する。逆に、圧迫方向・範囲評価部115は、圧力変化量が閾値以下である横方向座標領域を現時刻における不適正圧迫範囲と認定する。

【0079】

図15及び図16を参照して説明した形態によれば、変位フレームデータ又は弾性フレームデータを用いた場合よりも、生体組織の適正圧迫範囲及び不適正圧迫範囲をよりの確に判定できる。例えば、変位フレームデータ又は弾性フレームデータは、被検体に圧力を加えたときの生体組織の変位に基づいたものである。したがって、変位フレームデータ等に基づいて不適正圧迫範囲を認定すると、その範囲が生体組織の硬さに由来したものか、あるいは、応力の不均一に起因するものなのかの判断が困難になる場合も想定される。この点、圧力変化量に基づいて判定することにより、応力の不均一に起因する不適正圧迫範囲をよりの確に判断できる。換言すると、適正圧迫範囲をよりの確に判断できる。

30

【0080】

また、圧迫方向・範囲評価部115は、変位フレームデータ又は弾性フレームデータあるいは位置データ又は圧力データに代えて、図2Bの参照変形体37の変形に対応する値を用いてもよい。例えば、変形検出手段は、参照変形体37の変形を検出し、検出値に基づき圧力データを推定する。圧迫方向・範囲評価部115は、変形検出手段から出力された圧力データに基づき、生体組織の適正圧迫範囲を判定する。要するに、圧迫方向・範囲評価部115は、変位フレームデータ、弾性フレームデータ、探触子100の位置データ、圧力データ、参照変形体37の変形値の少なくとも1を圧迫状態に関する圧迫データとして取得し、取得した圧迫データに基づき、生体組織の適正圧迫範囲又は圧迫方向を判定する。

40

【0081】

図17は、図7Cに示した表示形態の他の例を示す図である。図18は、図10に示した表示形態の他の例を示す図である。図17及び図18に示す表示画像は、不適正圧迫範

50

囲に対応する断層像及び弾性画像が除去された点で、不適正圧迫範囲に対応する画素点に黒色コードが所定割合で付与された図7C又は図10の表示形態と異なる。不適正圧迫範囲に対応する画像を除去する処理は、制御指令に応じ、切替加算器114により行われる。このような表示画像によれば、適正圧迫範囲に対応する画像だけが抽出して表示されることになる。したがって、検者は、適正圧迫範囲だけを診断画像として適用できるため、不適正圧迫範囲に起因する誤診等を確実に防止できる。

【0082】

図19は、図7Cに示した表示形態の他の例を示す図である。図20は、図10に示した表示形態の他の例を示す図である。図19及び図20に示す表示画像は、適正圧迫範囲に対応した画像領域を関心領域（ROI）として再設定する点で、関心領域に適正圧迫範囲と不適正圧迫範囲が関心領域に含まれる図7C又は図10の表示形態と異なる。この関心領域の再設定処理は、制御指令に応じ、切替加算器114により行われる。例えば、切替加算器114は、現時刻の圧迫状態に応じてROIのサイズをリアルタイムに変化（例えば縮小）させる処理を実行する。このような表示画像によれば、適正圧迫範囲に対応する画像だけが抽出して表示されることになる。したがって、検者は、適正圧迫範囲だけを診断画像として適用できるため、不適正圧迫範囲に起因する誤診等を確実に防止できる。また、本表示形態のようにROIを縮小させると、表示領域が小さくなるため、画像表示の処理速度が向上する。

10

【0083】

図21は、図7Cに示した表示形態の他の例を示す図である。図21に示す表示形態は、圧迫方向の矢印や圧迫角度の数値が超音波像と並べて表示される点で、矢印や数値が超音波像に重畳して表示された図7Cの表示形態と異なる。すなわち、図21に示す表示形態は、矢印や圧迫角度が表示される別窓としての専用表示領域を有する。このような専用表示領域を確保する処理は、切替加算器114により行われる。本表示形態によれば、圧迫方向の矢印や圧迫角度の数値を容易に視認できる。

20

【0084】

図22は、図7Cに示した表示形態の他の例を示す図である。図22に示す表示形態は、圧迫角度の時間推移がグラフ表示される点で、現時点における圧迫角度を表示する図7Cの表示形態と異なる。すなわち、図22に示す表示形態は、圧迫角度を示す縦軸と撮像時間の経過を示す横軸を有するグラフ表示領域が確保されている。グラフ表示領域は、圧迫角度の履歴が時系列的にリアルタイムでグラフ表示される。また、圧迫角度の過去の履歴をスクロール表示してもよい。このようなグラフ表示処理は、切替加算器114により行われる。なお、圧迫角度の履歴が時系列的にリアルタイムに表示される画像を圧迫方向画像と称してもよい。この圧迫方向画像を視認することにより、圧迫方向の時間的推移を視覚的に把握できる。

30

【0085】

図23は、図21に示した表示形態に加えて、警報を発生する形態を示す図である。例えば、本実施形態の超音波診断装置は、圧迫方向・範囲評価部115で求められた圧迫状態評価データが設定範囲外に該当するときに画像又は音声の少なくとも一方で警告を発する報知手段としての警報手段が設けられている。例えば、警報手段は、圧迫方向・範囲評価部115で求められた圧迫方向の角度が設定値を超えた場合に圧迫方向が不適切であると判定する。その際、警報手段は、例えば図23に示すように、「圧迫方向が不適切です」という音声メッセージを発する。また、警報手段は、圧迫方向を示す矢印を点滅させてもよい。また、警報手段は、圧迫方向を示す矢印の色を例えば白色から赤色に変化させてもよい。また、警報手段は、矢印又は背景の色を反転させてもよい。要は、警報手段は、検者が即座に認識できる警報を発すればよい。これによれば、検者は、警報によって圧迫操作を迅速に正すことができるため、不適切な圧迫操作が低減するので、診断効率がより向上する。なお、警報手段は、圧迫範囲が不適切のときも警報を発してもよい。

40

【0086】

上述したように、本実施形態によれば、生体組織の圧迫状態を客観的かつ定量的に把握

50

してよりの確な診断を可能にする超音波診断装置及び弾性画像表示方法を実現できる。すなわち、従前の方式では、弾性画像の表示範囲に対応する生体組織で適正圧迫範囲と不適正圧迫範囲が混在する結果、生体組織に応力分布の不均一性が生じる。その場合、不適正圧迫範囲が硬い領域として表示されることがあるため、不適正圧迫範囲に対応する組織に対して偽陽性の診断をするおそれがある。この点、本実施形態によれば、生体組織の適正圧迫範囲及び圧迫方向を任意の時間でリアルタイムに推定又は検出し、その適正圧迫範囲及び圧迫方向を弾性画像に反映できる。この適正圧迫範囲及び圧迫方向を画像で可視化して検者にフィードバックすることにより、検者は、適正圧迫範囲及び圧迫方向を画像上で客観的かつ定量的に認識できる。したがって、検者は、不適正圧迫範囲を陽性と誤診するおそれを回避できる。また、各検者の手技に依存する圧迫操作の異同にかかわらず、客観性かつ再現性が担保された画像診断が可能になる。

10

【0087】

要するに、本実施形態によれば、所定の圧迫条件下で取得された弾性画像を客観的基準に基づいて抽出し、検者の主観に依存しない客観性のある画像診断を効率的に行うことができる。換言すると、圧迫状態の情報を同時に保持した弾性画像を提供することにより、客観性の高い弾性画像診断が可能になる。このように本実施形態によれば、臨床上有用な超音波診断装置を実現できる。

【0088】

また、本実施形態の弾性画像表示方法は、図1ないし図23を参照して説明したように、超音波と電気信号を相互に変換する探触子100に送波用の駆動信号を供給した後、探触子100から出力される受信信号を処理する送受信工程と、送受信工程から出力される受信信号に基づき被検体10の生体組織の圧迫状態に関する圧迫データを取得し、圧迫データに基づいて生体組織の適正圧迫範囲又は圧迫方向を判定する判定工程と、判定結果を弾性画像に反映させた画像を表示する表示工程を備えている。

20

【0089】

ここで本実施形態のシネメモリ部117を用いた画像表示法について更に説明をする。図1に示すシネメモリ部117は、切替加算器114から出力される表示画像データをメモリに確保し、装置制御インターフェース部116の指令に応じ、現在又は過去の画像データをメモリから読み出して画像表示器107に出力する機能を有する。また、シネメモリ部117は、メモリから読み出した画像データをMOなどの記憶メディアに転送する機能を有する。さらに、本実施形態のシネメモリ部117は、圧迫方向・範囲評価部115から出力された圧迫状態評価データに基づき、画像データの読出し処理又は最適な圧迫方向・範囲などを抽出する処理を実行する機能を有する。

30

【0090】

図24は、シネメモリ部117の動作を説明するための表示形態を示す図である。本例は、図22で示した圧迫方向画像で撮像時間を指定し、指定した時間の画像データを読み出して表示するものである。例えば、装置制御インターフェース部116の指令に応じ、超音波診断装置がフリーズされる。検者は、装置制御インターフェース部116を介し、図24に示したグラフィカルユーザインターフェース（例えば、矢印）を移動させることにより、圧迫方向画像上で所望の撮像時間を指定する。シネメモリ部117は、指定時間に対応する画像データをメモリから読み出し、読み出した画像データを超音波診断画像として画像表示器107に表示させる。なお、シネメモリ部117に記憶された画像データ群は、圧迫方向画像と同じ時間軸上で関連付けられている。また、ここでいう圧迫方向画像とは、圧迫角度の履歴が時系列的にリアルタイムに表示された画像である。図24に示した形態によれば、圧迫方向が適切である際の弾性画像を迅速かつ的確に表示できるから、診断精度及び診断効率が向上する。

40

【0091】

図25は、シネメモリ部117の他の動作を説明するための表示形態を示す図である。本例は、圧迫方向画像で2つの撮像時間を指定し、第一の撮像時間と第二の撮像時間の間の画像データ群を順番に表示する点で、単一の撮像時間を指定する図24に示した形態と

50

異なる。例えば、検者は、装置制御インターフェース部116を介し、図25に示したグラフィカルユーザインターフェース（例えば、2つの矢印）を移動させることにより、圧迫方向画像上で2つの撮像時間を指定する。シネメモリ部117は、最初の指定時間に対応する画像データ（f1）から最後の指定時間に対応する画像データ（f2）をメモリから順次読出す。そして、シネメモリ部117は、メモリから読み出した時系列の画像データを超音波診断画像として画像表示器107に表示させる。図25に示した形態によれば、圧迫方向が適切である際の時系列画像を迅速かつ的確に表示できるから、体動を伴う生体組織を診断するときの診断精度及び診断効率が向上する。

【0092】

図26は、シネメモリ部117の他の動作を説明するための表示形態を示す図である。10
本例は、適切な圧迫方向で圧迫された際の画像データ群を自動検出して表示する点で、図24及び図25に示した形態と異なる。例えば、シネメモリ部117は、圧迫方向・範囲評価部115から出力される圧迫角度に基づき、適切に圧迫された期間の最初と最後の撮像時間を自動検出し、検出した期間に対応する画像データ群を抽出して画像表示器107に表示させる。より具体的には、図26に示すように、シネメモリ部117は、圧迫方向・範囲評価部115から出力される圧迫角度がゼロを基準として設定範囲に属する撮像期間を自動検出する。換言するば、シネメモリ部117は、例えば被検体の体表面に対して20
圧迫角度がほぼ垂直である場合の撮像期間を自動検出する。そして、シネメモリ部117は、検出期間の最初の時間と最後の時間の間に対応する画像データ群をメモリから読出して画像表示器107に表示させる。図26に示した形態によれば、検者の経験の異同にかかわらず、適切な撮像期間が指定されるため、診断精度及び診断効率が向上する。

【0093】

図24ないし図26を参照してシネメモリ部117の動作について説明したが、超音波診断画像を表示するに際し、圧迫方向画像を利用することに代えて、圧迫方向・範囲評価部115から出力される圧迫状態評価データ（例えば、適正圧迫範囲、圧迫方向）の値を利用してもよい。また、図24ないし図26に示した形態においては、シネメモリ部117は、装置制御インターフェース部116の指令に応じ、メモリから読み出した画像データ群を画像表示器107に連続的に繰り返しループで再生して画像表示器107に表示させることができる。また、シネメモリ部117は、メモリから読み出した画像データ群をMOなどの記憶メディアに転送して記憶させることができる。なお、記憶メディアは、超30
音波診断装置の内部又は外部に実装されたものである。

【0094】

なお、本実施形態の超音波診断装置に実装した機能は、装置制御インターフェース部116から出力される指令に基づき、適宜切替え可能である。例えば、検者は、圧迫状態を示す情報（例えば、圧迫方向、圧迫角度、圧迫範囲）のうち、圧迫方向・範囲を示す画像データを構築する一又は複数の情報を装置制御インターフェース部116で自由に選択できる。また、検者は、圧迫方向・範囲画像データの表示採否の選択や、圧迫方向画像における表示角度範囲、圧迫角度履歴の時間範囲の設定なども、装置制御インターフェース部116で自由に制御できる。

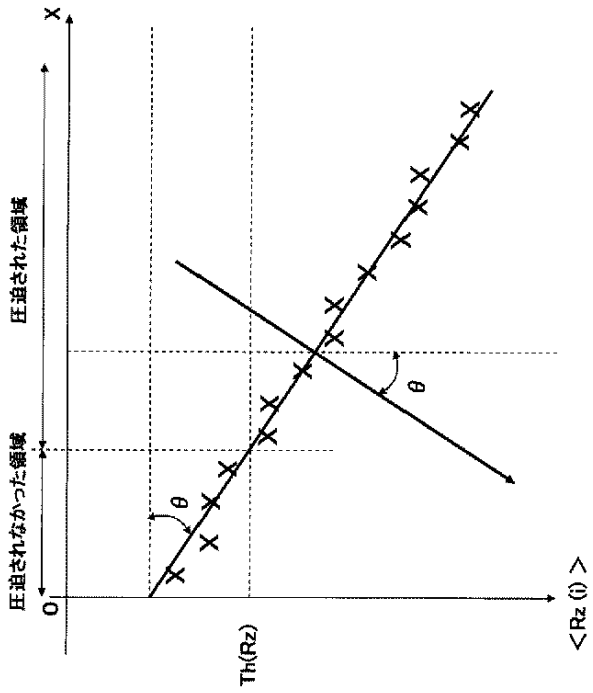
【0095】

上述のとおり、本実施形態により本発明を適用した超音波診断装置を説明したが、これに限られるものではない。本発明を適用した超音波診断装置は、その精神または主要な特徴から逸脱することなく、他のいろいろな形で実施できる。そのため、前述の実施形態はあらゆる点で単なる例示にすぎず、限定的に解釈されるものではない。本発明の範囲は、均等範囲に属する変形や変更を含むものとする。

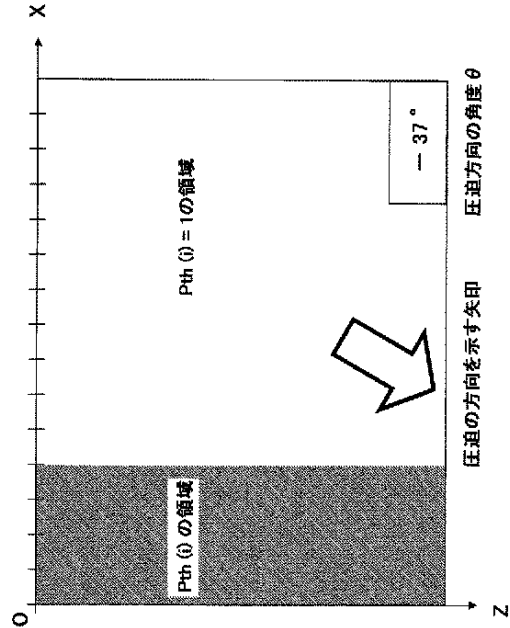
【0096】

以上、本実施形態によれば、生体組織の圧迫状態を客観的かつ定量的に把握してよりの確な診断を可能にする超音波診断装置及び弾性画像表示方法を実現できる。

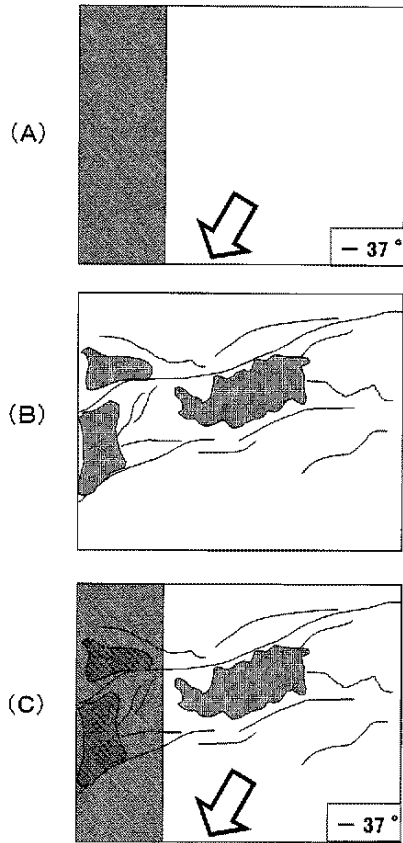
【図 5】



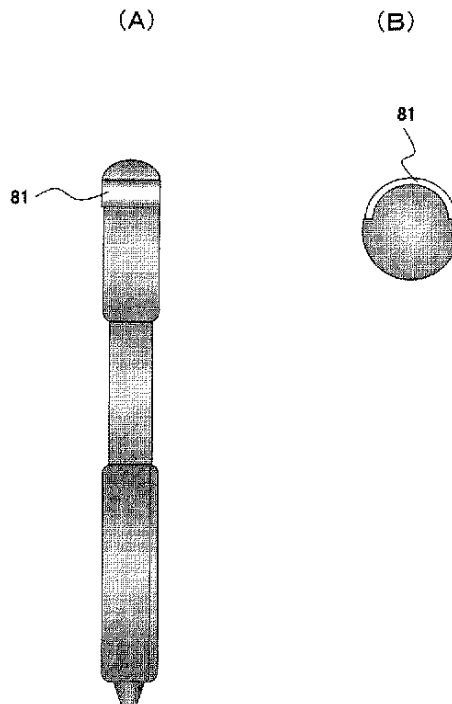
【図 6】



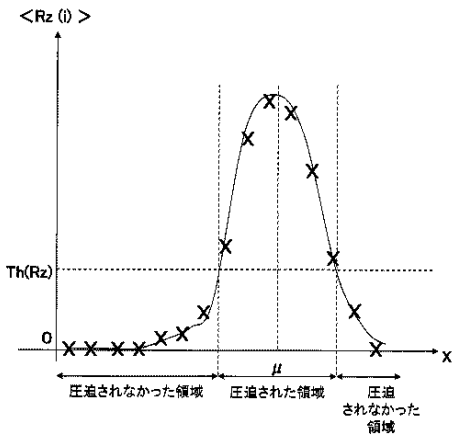
【図 7】



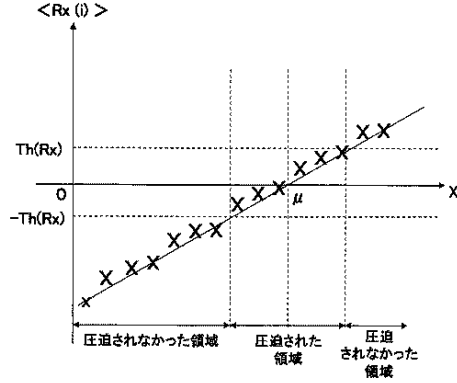
【図 8】



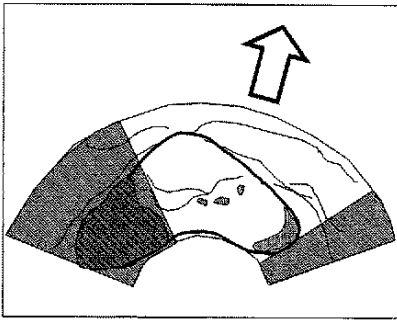
【図 9】



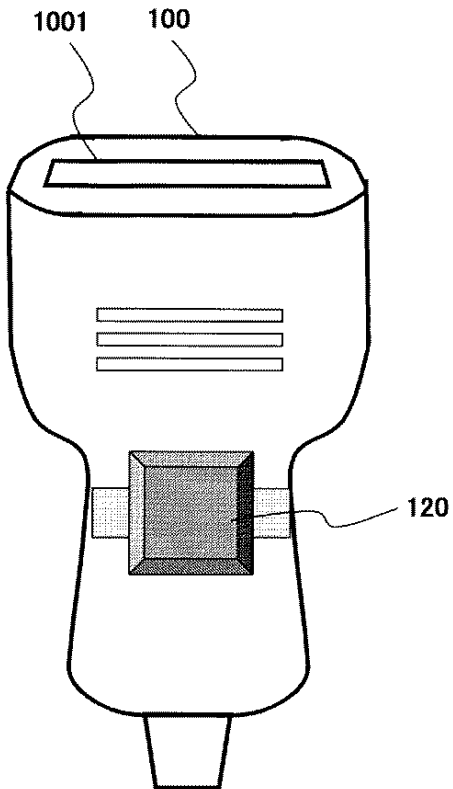
【図 11】



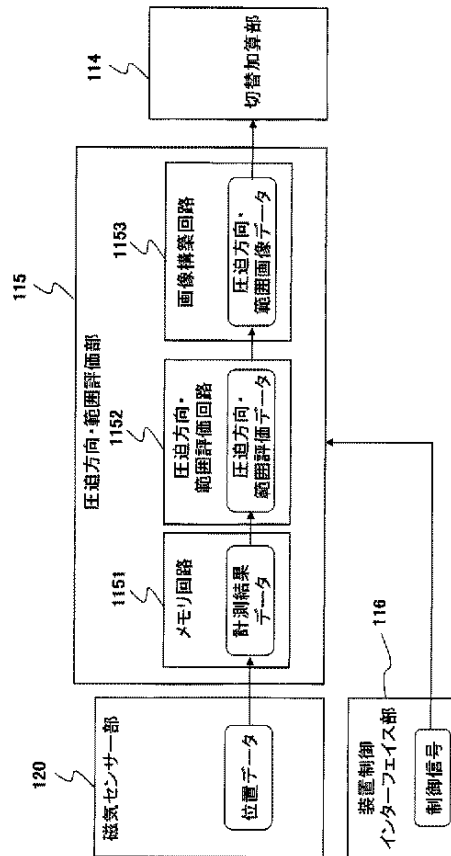
【図 10】



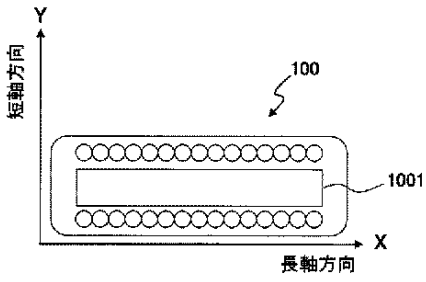
【図 12】



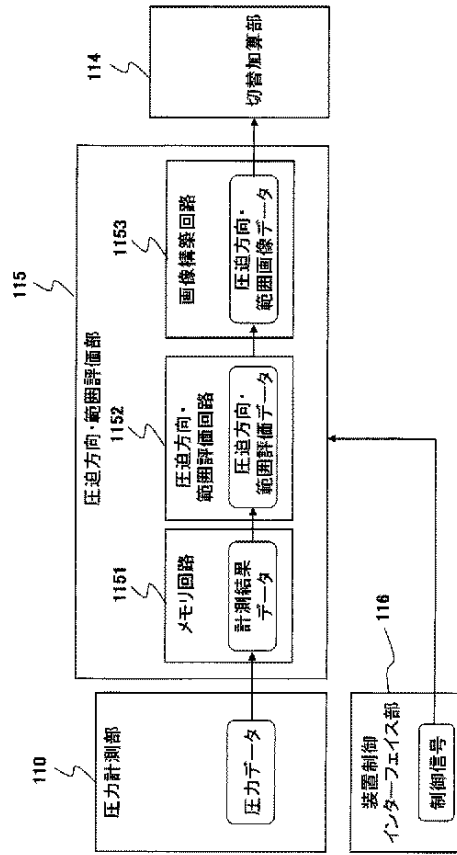
【図 13】



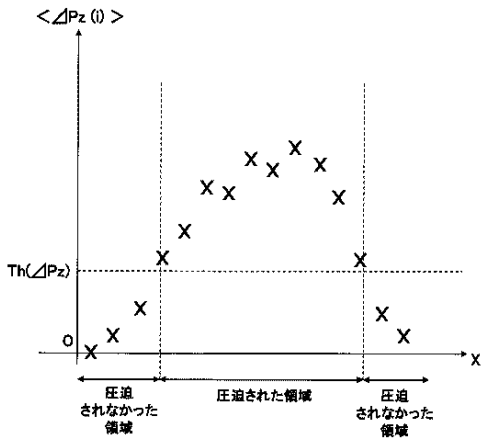
【図14】



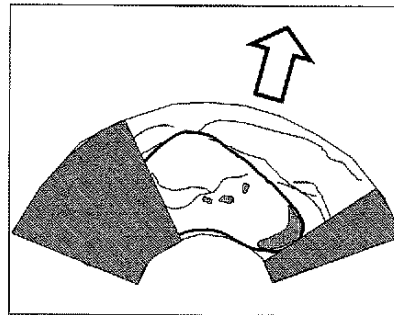
【図15】



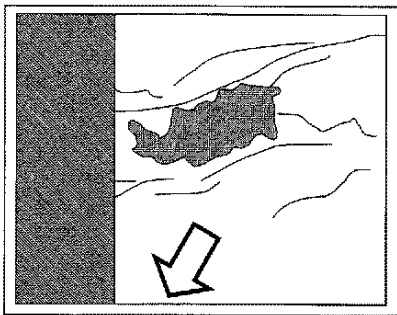
【図16】



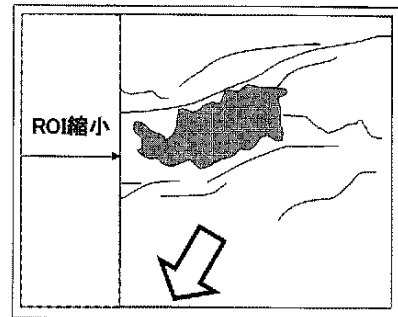
【図18】



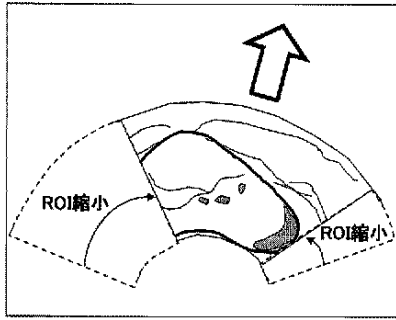
【図17】



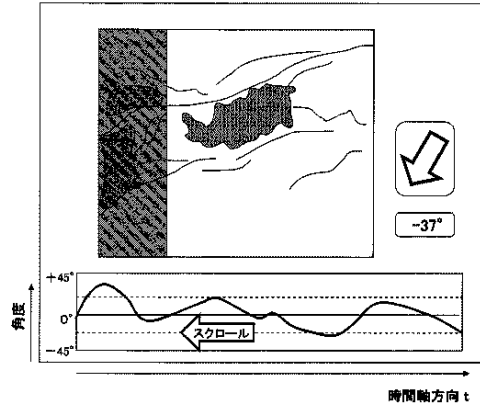
【図19】



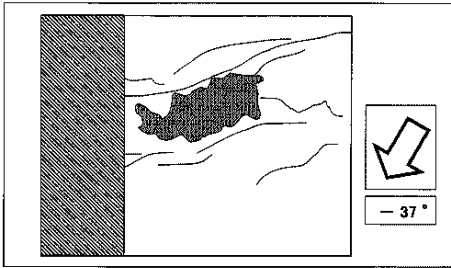
【図 2 0】



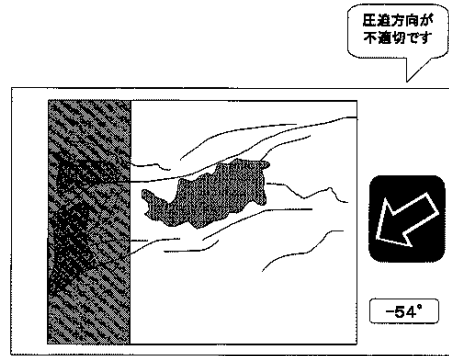
【図 2 2】



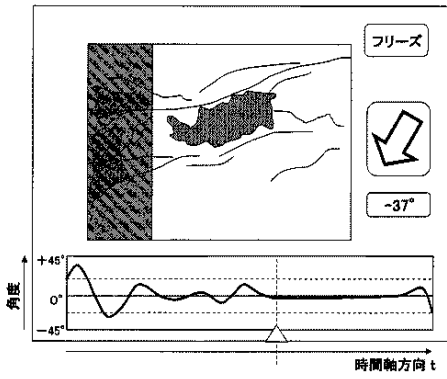
【図 2 1】



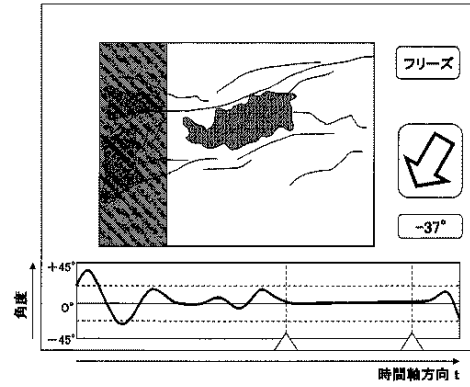
【図 2 3】



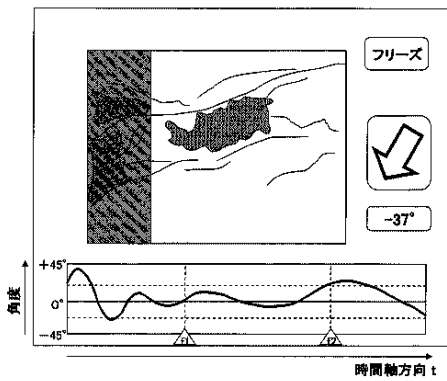
【図 2 4】



【図 2 6】



【図 2 5】



【国際調査報告】

| INTERNATIONAL SEARCH REPORT | | International application No. PCT/JP2005/011109 |
|--|---|--|
| A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl. ⁷ A61B8/08 | | |
| 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) Int.Cl. ⁷ A61B8/00-8/15 | | |
| 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 1996-2005 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2005 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2005 | | |
| Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) Ichushi Web | | |
| C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| X --- | Naoyuki MURAYAMA et al., "EUB-8500 ni Okeru Real-Time Tissue Elastography Kino no Kaihatsu", Journal of Medical Ultrasonics, 15 April, 2004 (15.04.04), Vol.31, special extra issue, page S113 | 1, 4-9, 20 --- |
| A | | 2, 3, 10-19, 21-24 |
| A | Tsuyoshi MATSUMURA et al., "Real-Time Soshiki Dansei Imaging System no Zenritsusen eno Tekiyo", Journal of Medical Ultrasonics, 15 April, 2004 (15.04.04), Vol.31, special extra issue, page S114 | 1-24 |
| <input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex. | | |
| * Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "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) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "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 "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 "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 "&" document member of the same patent family | | |
| Date of the actual completion of the international search 22 July, 2005 (22.07.05) | | Date of mailing of the international search report 09 August, 2005 (09.08.05) |
| Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office | | Authorized officer |
| Facsimile No. | | Telephone No. |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/011109

| C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
|---|--|-----------------------|
| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| A | Naotaka NITTA et al., "Choonpa ni yoru Soshiki no Hisenkei Dansei Tokusei no Gazoka", The Transactions of the Institute of Electronics, Information and Communication Engineers A, 01 December, 2001 (01.12.01), No.12, pages 1405 to 1413 | 1-24 |
| E,A | JP 2004-351062 A (Hitachi Medical Corp.), 16 December, 2004 (16.12.04), Full text; all drawings & WO 2004/105615 A1 | 1-24 |
| A | US 2002/0068870 A1 (Sheikh Kaisar Alam et al.), 06 June, 2002 (06.06.02), Full text; all drawings (Family: none) | 1-24 |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/011109

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.: 25, 26
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
The inventions as set forth in these claims are deemed to be concerned with diagnostic methods to be practiced on the human body. Consequently, the inventions as set forth in these claims relate to a subject matter which this International Searching Authority (continued to extra sheet)
2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The technical feature common to claims 1-24 is the one stated in claim 1. However, the international search has revealed that this technical feature was not novel on the date of the application since it is disclosed in Naoyuki MURAYAMA et al., "EUB-8500 ni Okeru Real-Time Tissue Elastography Kino no Kaihatsu", Journal of Medical Ultrasonics, 15 April, 2004 (15.04.04), Vol.31, special extra issue.

Therefore, the above constituent feature cannot be considered as a special technical feature within the meaning of PCT Rule 13.2, second sentence. Consequently, it appears that the inventions of claims 1-16 do not satisfy the requirement of unity of invention.

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
 No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/011109

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet (2)

is not required, under the provisions of Article 17(2)(a)(i) of the PCT and Rule 39.1(iv) of the Regulations under the PCT, to search.

| 国際調査報告 | | 国際出願番号 PCT/J P 2005/011109 | | | | | | | | | |
|---|--|--|---------|-----------|------------|-------------|------------|-------------|------------|-------------|------------|
| A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl.7 A61B8/08 | | | | | | | | | | | |
| 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.7 A61B8/00-8/15 | | | | | | | | | | | |
| 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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2005年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2005年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2005年</td> </tr> </table> | | | | 日本国実用新案公報 | 1922-1996年 | 日本国公開実用新案公報 | 1971-2005年 | 日本国実用新案登録公報 | 1996-2005年 | 日本国登録実用新案公報 | 1994-2005年 |
| 日本国実用新案公報 | 1922-1996年 | | | | | | | | | | |
| 日本国公開実用新案公報 | 1971-2005年 | | | | | | | | | | |
| 日本国実用新案登録公報 | 1996-2005年 | | | | | | | | | | |
| 日本国登録実用新案公報 | 1994-2005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) 医中誌 Web | | | | | | | | | | | |
| 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 | | | | | | | | | |
| X — A A | 村山直之他、 EUB-8500 における Real-Time Tissue Elastography 機能の開発、 超音波医学、2004. 04. 15、第31巻増刊号、第S113頁 松村剛他、 リアルタイム組織弾性イメージングシステムの前立腺への適用、 超音波医学、2004. 04. 15、第31巻増刊号、第S114頁 | 1, 4-9, 20 — 2, 3, 10-19, 21-24 1-24 | | | | | | | | | |
| <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 22. 07. 2005 | | 国際調査報告の発送日 09. 8. 2005 | | | | | | | | | |
| 国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 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) 後藤 順也 電話番号 03-3581-1101 内線 3290 | 2Q 3101 | | | | | | | | |

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2005/011109

| 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 | 新田尚隆他、超音波による組織の非線形弾性特性の画像化、 電子情報通信学会論文誌A、2001. 12. 01、 第12号、p. 1405-1413 | 1-24 |
| E,A | JP 2004-351062 A (株式会社日立メディコ) 2004. 12. 16 全文、全図 &WO 2004/105615 A1 | 1-24 |
| A | US 2002/0068870 A1 (Sheikh Kaisar Alam et al) 2002. 06. 06 全文、全図 (ファミリーなし) | 1-24 |

様式PCT/ISA/210 (第2ページの続き) (2004年1月)

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2005/011109

第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT17条(2)(a)) の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. 請求の範囲 25, 26 は、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。つまり、上記請求の範囲に記載される発明は、人体の診断方法であると認められる。したがって、上記請求の範囲に記載される発明は、PCT17条(2)(a)(i)及びPCT規則39.1(iv)の規定により、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。
2. 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

請求の範囲1-24に記載される発明に共通する事項は、請求の範囲1に記載される事項である。しかしながら、調査の結果、上記事項は、出願時において文献 村山他、EUB-8500におけるReal-Time Tissue Elastography機能の開発、超音波医学、2004.04.15、第31巻増刊号、第S113頁に記載される事項であり、新規ではないことが明らかとなった。

してみると、上記構成は、PCT規則13.2の第2文における、特別な技術的特徴とは認められない。

よって、請求の範囲1-16に記載される発明は、発明の単一性の要件を満たさないことは明らかである。

1. 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。

様式PCT/ISA/210 (第1ページの続葉(2)) (2004年1月)

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, MC, 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, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(注) この公表は、国際事務局（W I P O）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) | 超声波诊断装置和弹性图像显示方法 | | |
| 公开(公告)号 | JPWO2005122907A1 | 公开(公告)日 | 2008-04-10 |
| 申请号 | JP2006514793 | 申请日 | 2005-06-17 |
| [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 | 松村剛 | | |
| 发明人 | 松村 剛 | | |
| IPC分类号 | A61B8/08 | | |
| CPC分类号 | A61B8/485 A61B8/08 A61B8/4254 A61B8/463 | | |
| FI分类号 | A61B8/08 | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/BB02 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/GA01 4C601/JB40 4C601/JB42 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK33 4C601/LL03 | | |
| 优先权 | 2004184142 2004-06-22 JP | | |
| 其他公开文献 | JP4769715B2 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

诊断超声系统包括：超声发射和接收系统，用于向和从待检查对象发射和接收超声波；10，弹性图像捕获系统，用于基于该超声图像捕获与待检查对象的身体组织有关的弹性图像。从超声发射和接收系统输出的信号，以及用于捕获弹性图像的控制和显示系统。弹性图像捕获系统获得与被检体10的压缩状态有关的压缩数据，基于该压缩数据确定身体组织的压缩状态，并且包括压缩方向和范围评估单元115作为压缩。状态评估装置，用于将确定结果反映到弹性图像上。以这种方式，通过客观和定量地掌握身体组织的压缩状态，可以进行更准确的诊断。

| | | | |
|--------------|------------------------------|------------|---|
| 発行日 | 平成20年4月10日 (2008. 4. 10) | (43) 国際公開日 | 平成17年12月29日 |
| (6) Int. Cl. | A 6 1 B 8 / 0 8 (2006. 01) | F I | A 6 1 B 8 / 0 8 |
| | | | テーマコード 4 C 6 0 1 |
| | | 審査請求 | 未請求 予備審査請求 未請求 |
| 出願番号 | 特願2006-514793 (P2006-514793) | (71) 出願人 | 000153498 株式会社日立メディコ |
| (2) 国際出願番号 | PCT/JP2005/011109 | | 東京都千代田区外神田四丁目1 |
| (2) 国際出願日 | 平成17年6月17日 (2005. 6. 17) | (74) 代理人 | 100098017 弁理士 吉岡 宏嗣 |
| (3) 優先権主張番号 | 特願2004-184142 (P2004-184142) | (72) 発明者 | 松村 剛 |
| (3) 優先日 | 平成16年6月22日 (2004. 6. 22) | | 千葉県柏市布礼903-1-1 |
| (3) 優先権主張国 | 日本国 (JP) | Fターム(参考) | 4C601 BB02 DD19 DD23 EE11 GA01 JB40 KK02 KK12 KK24 KK33 LL03 |

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および弾性画像表示方法