

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02010/024023

発行日 平成24年1月26日 (2012.1.26)

(43) 国際公開日 平成22年3月4日 (2010.3.4)

(51) Int.Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

F1

A61B 8/08

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

出願番号 特願2010-526608 (P2010-526608)
 (21) 国際出願番号 PCT/JP2009/061276
 (22) 国際出願日 平成21年6月22日 (2009.6.22)
 (31) 優先権主張番号 特願2008-215368 (P2008-215368)
 (32) 優先日 平成20年8月25日 (2008.8.25)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

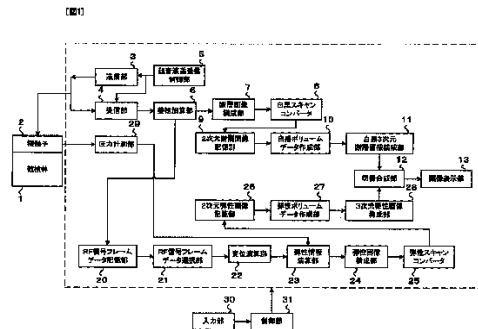
(71) 出願人 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (72) 発明者 脇 康治
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 株式会社日立メディコ内
 (72) 発明者 栗原 浩
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 株式会社日立メディコ内
 Fターム(参考) 4C601 BB03 DD19 DD23 EE12 GA18
 JB42 JC16 JC21 JC27 JC29
 KK02 LL02

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波画像表示方法

(57) 【要約】

被検体の生体組織の硬さ又は軟らかさを示す3次元弾性画像を構成し、表示する超音波診断装置及び超音波画像表示方法を提供する。被検体1に超音波を振動子で送受信する超音波探触子2と、超音波探触子2を介して超音波を送信する送信部3と、被検体1からの反射エコー信号を受信する受信部4と、該受信部4により受信された反射エコー信号に基づくRF信号フレームデータを記憶するRF信号フレームデータ記憶部20と、少なくとも2つの前記RF信号フレームデータを選択するRF信号フレームデータ選択部21と、選択されたRF信号フレームデータに基づいて、歪み又は弾性率を演算する弾性情報演算部23と、弾性情報演算部23により求めた歪み又は弾性率に基づいて2次元弾性画像データを構成する弾性画像構成部24と、複数の2次元弾性画像データから弾性ボリュームデータを作成する弾性ボリュームデータ作成部26と、弾性ボリュームデータから3次元弾性画像を構成する3次元弾性画像構成部28とを備えることを特徴とする超音波診断装置である。



- 2 PROBE
- 1 SUBJECT
- 3 TRANSMISSION UNIT
- 4 RECEPTION UNIT
- 23 PRESSURE MEASUREMENT UNIT
- 20 RF SIGNAL FRAME DATA STORAGE UNIT
- 6 ULTRASONIC WAVE TRANSMISSION RECEPTION CONTROL UNIT
- 0 PHASING ADDITION UNIT
- 21 RF SIGNAL FRAME DATA SELECTION UNIT
- 7 TOMOGRAPHIC IMAGE CONSTRUCTION UNIT
- 8 TWO-DIMENSIONAL TOMOGRAPHIC IMAGE STORAGE UNIT
- 26 TWO-DIMENSIONAL ELASTIC IMAGE STORAGE UNIT
- 22 DEPHASING CALCULATION UNIT
- 30 INPUT UNIT
- 8 MONOCHROME SCAN CONVERTER
- 10 MONOCHROME VOLUME DATA CREATION UNIT
- 27 ELASTIC VOLUME DATA CREATION UNIT
- 25 ELASTIC INFORMATION CALCULATION UNIT
- 21 CONTROL UNIT
- 11 MONOCHROME THREE-DIMENSIONAL TOMOGRAPHIC IMAGE CONSTRUCTION UNIT
- 12 SWITCHING/ATTENUATION UNIT
- 28 THREE-DIMENSIONAL ELASTIC IMAGE CONSTRUCTION UNIT
- 24 ELASTIC IMAGE CONSTRUCTION UNIT
- 13 IMAGE DISPLAY UNIT
- 25 ELASTIC SCAN CONVERTER

【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波を送受信する振動子を有する超音波探触子と、
前記超音波探触子を介して被検体に超音波を送信する送信部と、
前記被検体からの反射エコー信号を受信する受信部と、
該受信部により受信された反射エコー信号に基づくRF信号フレームデータを記憶するRF信号フレームデータ記憶部と、
RF信号フレームデータ記憶部に記憶された少なくとも2つの前記RF信号フレームデータを選択するRF信号フレームデータ選択部と、
選択されたRF信号フレームデータに基づいて、歪み又は弾性率を演算する弾性情報演算部と、
前記弾性情報演算部により求めた歪み又は弾性率に基づいて2次元弾性画像データを構成する弾性画像構成部と、
複数の前記2次元弾性画像データから弾性ボリュームデータを作成する弾性ボリュームデータ作成部と、
前記弾性ボリュームデータ作成部によって作成された前記弾性ボリュームデータから3次元弾性画像を構成する3次元弾性画像構成部とを備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記超音波探触子は、矩形又は扇形をなす複数の振動子の配列方向と直交する方向に振動子が傾くように構成されていることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記超音波探触子は、前記振動子の傾きを計測する位置センサを有し、前記振動子の傾きをフレームナンバーとして出力することを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記RF信号フレームデータ記憶部は、一方向にスキャンされる一連のRF信号フレームデータを前記振動子の傾きに対応付けられたフレームナンバーとともに記憶する記憶媒体を備えることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項5】

新たに一方向にスキャンが行なわれた場合、前記記憶媒体に記憶された前記RF信号フレームデータは新たにスキャンされたRF信号フレームデータに書き換えられることを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記RF信号フレームデータ選択部は、同じ前記フレームナンバーのRF信号フレームデータを前記RF信号フレームデータ記憶部から出力して選択することを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記RF信号フレームデータ選択部は、異なる方向のスキャンにおける2つのRF信号フレームデータを選択することを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

【請求項8】

前記RF信号フレームデータ選択部は、同方向のスキャンにおける2つのRF信号フレームデータを選択することを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

【請求項9】

前記RF信号フレームデータから断層画像を構成する断層画像構成部と、
複数の前記断層画像から断層ボリュームデータを作成する断層ボリュームデータ作成部と、前記断層ボリュームデータから3次元断層画像を構成する3次元断層画像構成部とを備えることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項10】

前記3次元弾性画像構成部は、前記弾性ボリュームデータの各点に対応する不透明度と前記歪み又は前記弾性率に基づいて各点の画像情報を求め、3次元弾性画像を構成するこ

10

20

30

40

50

とを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項11】

新たに一方向にスキャンが行なわれた場合、新たに取得されたRF信号フレームデータは、前記RF信号フレームデータ選択部は、新たなRF信号フレームデータと同じフレームナンバーのRF信号フレームデータを記憶媒体から読み出すことを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

【請求項12】

前記弾性ボリュームデータと断層ボリュームデータを合成した合成ボリュームデータの各点に対応する不透明度、輝度値と弾性値から各点の画像情報を求める画像処理部を備えることを特徴とする請求項9記載の超音波診断装置。

10

【請求項13】

前記3次元弾性画像構成部は、前記歪み又は前記弾性率に応じて前記3次元弾性画像の不透明度を調整することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項14】

前記RF信号フレームデータ記憶部は、一方向にスキャンされる一連のRF信号フレームデータの内、所定範囲のRF信号フレームデータを前記振動子の傾きに対応付けられたフレームナンバーとともに記憶する記憶媒体を備え、

前記3次元弾性画像構成部は、所定範囲におけるRF信号フレームデータを用いて3次元弾性画像を構成することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項15】

20

被検体に超音波を送受信するステップと、

該受信部により受信された反射エコー信号に基づくと少なくとも2つの前記RF信号フレームデータを選択するステップと

選択されたRF信号フレームデータに基づいて、歪み又は弾性率を演算する弾性情報演算するステップと、

前記歪み又は弾性率に基づいて2次元弾性画像データを構成するステップと、

複数の前記2次元弾性画像データから弾性ボリュームデータを作成するステップと、

前記弾性ボリュームデータから3次元弾性画像を構成するステップを含む超音波画像表示方法。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を利用し、被検体の生体組織の硬さ又は軟らかさを示す弾性画像を表示する超音波診断装置及び超音波画像表示方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波探触子により被検体内部に超音波を送信し、被検体内部の生体組織から受信される受信信号に基づいて、例えば断層画像を構成して表示する。また、超音波探触子で被検体内部の生体組織から受信される受信信号を計測し、計測時間が異なる2つの受信信号のRF信号フレームデータから生体各部の変位を求める。そして、その変位データに基づいて生体組織の弾性率を示す弾性画像を構成することが行なわれている(例えば、特許文献1)。

40

【0003】

また、超音波の送受信と同時に超音波探触子の位置と傾きを計測する位置センサを有し、位置センサにより取得される位置情報と複数の2次元断層画像とから、ボリュームデータを生成し、3次元断層画像を表示していることが行なわれている(例えば、特許文献2)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2000-060853号公報

50

【特許文献2】特開2006-271523号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献1では、2次元弾性画像を構成することに留まっており、3次元弾性画像を構成することについては具体的には開示されていない。そのため、3次元弾性画像を構成するためには、多くの演算量とメモリ容量が必要であり、特許文献2の3次元断層画像構成の技術の拡張で実現可能となるものではない。

【0006】

本発明の目的は、被検体の生体組織の硬さ又は軟らかさを示す3次元弾性画像を構成し、表示することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記課題を解決するため、本発明では、被検体に超音波を振動子で送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子を介して超音波を送信する送信部と、前記被検体からの反射エコー信号を受信する受信部と、該受信部により受信された反射エコー信号に基づくRF信号フレームデータを記憶するRF信号フレームデータ記憶部と、RF信号フレームデータ記憶部に記憶された少なくとも2つの前記RF信号フレームデータを選択するRF信号フレームデータ選択部と、選択されたRF信号フレームデータに基づいて、歪み又は弾性率を演算する弾性情報演算部と、前記弾性情報演算部により求めた歪み又は弾性率に基づいて2次元弾性画像データを構成する弾性画像構成部と、複数の前記2次元弾性画像データから弾性ボリュームデータを作成する弾性ボリュームデータ作成部と、前記弾性ボリュームデータ作成部によって作成された前記弾性ボリュームデータから3次元弾性画像を構成する3次元弾性画像構成部とを備えることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

20

【0008】

よって、被検体の生体組織の硬さ又は軟らかさを示す3次元弾性画像を構成することができる。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、被検体の生体組織の硬さ又は軟らかさを示す3次元弾性画像を構成し、表示することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の全体構成のブロック図を示す図。

【図2】本発明の断層画像データの記憶形態を示す図。

【図3】本発明の第1の実施形態のRF信号フレームデータ記憶部の詳細を示す図。

【図4】本発明の第1の実施形態のRF信号フレームデータ記憶部の詳細を示す図。

【図5】本発明の第1の実施形態の2次元弾性画像データを作成する形態を示す図。

【図6】本発明の第2の実施形態のRF信号フレームデータ記憶部の詳細を示す図。

【図7】本発明の第2の実施形態のRF信号フレームデータ記憶部の詳細を示す図。

40

【図8】本発明の第1の実施形態の2次元弾性画像データを作成する形態を示す図。

【図9】本発明の第3の実施形態を示す図。

【図10】本発明の第4の実施形態を示す図。

【図11】本発明の第6の実施形態のRF信号フレームデータ記憶部の詳細を示す図。

【図12】本発明の第6の実施形態の2次元弾性画像データを作成する形態を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0011】

(第1の実施形態：逆方向相関)

本発明を適用してなる超音波診断装置について、図1を用いて説明する。図1に示すように、超音波診断装置には、被検体1に当接させて用いる超音波探触子2と、超音波探触子2

50

を介して被検体1に時間間隔をおいて繰り返し超音波を送信する送信部3と、被検体1から発生する時系列の反射エコー信号を受信する受信部4と、送信部3と受信部4の送信と受信を切り換える制御を行なう超音波送受信制御部5と、受信部4で受信された反射エコー信号を整相加算する整相加算部6とが備えられている。

【0012】

超音波探触子2は、複数の振動子を配設して形成されており、被検体1に振動子を介して超音波を送受信する機能を有している。この超音波探触子2は、矩形又は扇形をなす複数の振動子の配列方向と直交する方向に振動子を機械的に振り、超音波を送受信することができる。また、超音波探触子2は、超音波の送受信と同時に振動子の傾きを計測する位置センサを有しており、振動子の傾きをフレームナンバーとして出力する。なお、超音波探触子2は、複数の振動子が2次元配列され、超音波送受信方向を電子的に制御することができるものでもよい。

10

【0013】

このように、超音波探触子2は、超音波送受信する矩形又は扇形をなす複数の振動子の配列方向と直交する方向に機械的又は電子的に振るとともに、超音波を送受信する。送信部3は、超音波探触子2の振動子を駆動して超音波を発生させるための送波パルスを生成する。送信部3は、送信される超音波の収束点をある深さに設定する機能を有している。また、受信部4は、超音波探触子2で受信した反射エコー信号について所定のゲインで増幅してRF信号すなわち受信信号を生成するものである。超音波送受信制御部5は、送信部3や受信部4を制御するためのものである。

20

【0014】

整相加算部6は、受信部4で増幅されたRF信号を入力して位相制御し、一点又は複数の収束点に対し超音波ビームを形成してRF信号フレームデータを生成するものである。

【0015】

断層画像構成部7は、整相加算部6からのRF信号フレームデータを入力してゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の信号処理を行ない、断層画像データを得るものである。また、白黒スキャンコンバータ8は、超音波走査に同期した断層画像データを画像表示部13の走査方式で表示するために、断層画像データの座標系変換を行なう。

【0016】

2次元断層画像記憶部9は、図2に示すように、白黒スキャンコンバータ8から出力される断層画像データをフレームナンバーとともに記憶する。ここでは、矩形又は扇形をなす複数の振動子の配列方向と直交する方向に機械的に振動子を振り、超音波を送受信しており、A方向又はB方向のスキャンに対して、nフレームの断層画像データを取得しているものである。

30

【0017】

図2(a)は、2次元断層画像データをフレーム方向に1ラインとみなし、断層画像データを3次的に取得していることを示す図である。図2(b)は、2次元断層画像データを3次的に取得していることを示す図である。

【0018】

フレームナンバーは、図2(a)に示すように、複数の振動子の位置(傾き)と断層画像データとを対応付けられるものである。A方向のスキャンにおける最初のフレームナンバーを“1”とし、最後のフレームナンバーを“n”としている。フレームナンバー“1”の断層画像データが最初に2次元断層画像記憶部9に記憶され、次にフレームナンバー“2”の断層画像データが2次元断層画像記憶部9に記憶される。そして、最後にフレームナンバー“n”の断層画像データが2次元断層画像記憶部9に記憶される。また、B方向のスキャンにおける最初のフレームナンバーを“n”とし、最後のフレームナンバーを“1”とし、断層画像データが2次元断層画像記憶部9に記憶される。

40

【0019】

白黒ボリュームデータ作成部10は、2次元断層画像記憶部9に記憶されたnフレーム分の断層画像データを読み出し、スキャン面毎に順次並べて白黒ボリュームデータを作成する

50

。このように、被検体内の断層画像データの集合であるレンダリング用の白黒ボリュームデータが構成される。

【0020】

白黒3次元断層画像構成部11は、白黒ボリュームデータ作成部10から白黒ボリュームデータを読み出し、白黒ボリュームデータを平面に投影して白黒3次元断層画像を構成する。具体的には、白黒3次元断層画像構成部11は、白黒ボリュームデータの各点(座標)に対応する輝度値と不透明度から各点の画像情報を求める。そして、例えば下記式による、視線方向の白黒ボリュームデータの輝度値と不透明度を深さ方向に演算して濃淡を与えるボリュームレンダリング法を用いて白黒3次元断層画像を構成する。

【0021】

【数1】

$$\alpha_{outi} = \alpha_{ini} + (1 - \alpha_{ini}) \times \alpha_i$$

$$C_{outi} = C_{ini} + (1 - \alpha_{ini}) \times \alpha_i \times C_i$$

α_{outi} : i番目の不透明度の出力
 α_{ini} : i番目の不透明度の入力
 α_i : i番目の不透明度
 C_{outi} : i番目の輝度値の出力
 C_{ini} : i番目の輝度値の入力
 C_i : i番目の輝度値

【0022】

なお、上記では、ボリュームレンダリング法を用いて白黒3次元断層画像を構成したが、各点の画像が視点位置に該当する面に対してなす傾斜角に応じて濃淡を与えるサーフェスレンダリング法や、視点位置からみた対象物の奥行きに応じて濃淡を与えるボクセル法を用いてもよい。

【0023】

また、白黒3次元断層画像と後述するカラー3次元弾性画像を合成したり、並列に表示させたり、切替えを行なう切替合成部12と、白黒3次元断層画像、カラー3次元弾性画像、白黒3次元断層画像とカラー3次元弾性画像が合成された合成画像を表示する画像表示部13とが備えられている。

【0024】

さらに、超音波診断装置には、整相加算部6から出力されるRF信号フレームデータを記憶するRF信号フレームデータ記憶部20と、RF信号フレームデータ記憶部20に記憶された、少なくとも2つのRF信号フレームデータを選択するRF信号フレームデータ選択部21と、2つのRF信号フレームデータから被検体1の生体組織の変位を計測する変位演算部22と、変位演算部22で計測された変位情報から歪み又は弾性率などの弾性情報を求める弾性情報演算部23と、弾性情報演算部23で演算した歪み又は弾性率から2次元弾性画像データを構成する弾性画像構成部24と、弾性画像構成部24から出力される2次元弾性画像データに、画像表示部13の走査方式で表示するための座標系変換を行なう弾性スキャンコンバータ25を備えている。

【0025】

本実施形態では、さらに弾性スキャンコンバータ25から出力された2次元弾性画像データを記憶する2次元弾性画像記憶部26と、複数の2次元弾性画像データから弾性ボリュームデータを作成する弾性ボリュームデータ作成部27と、弾性ボリュームデータからカラー3次元弾性画像を構成する3次元弾性画像構成部28とを備えている。

【0026】

また、超音波診断装置には、各構成要素を制御する制御部31と、制御部31に各種入力を

10

20

30

40

50

行なう入力部30を備えている。入力部30は、キーボードやトラックボール等を備えている。

【0027】

RF信号フレームデータ記憶部20は、整相加算部6から時系列に生成されるRF信号フレームデータを順次記憶する。図3、図4は、RF信号フレームデータ記憶部20の詳細を示す図である。本実施形態では、RF信号フレームデータ記憶部20は、A方向のスキャンに関するRF信号フレームデータを記憶する記憶媒体200と、B方向のスキャンに関するRF信号フレームデータを記憶する記憶媒体201とを有している。

【0028】

図3(a)は、A方向のスキャンにおけるRF信号フレームデータとフレームナンバーとの関係を示すものであり、図3(c)は、A方向のスキャンにおけるRF信号フレームデータをフレームナンバーと対応付けて記憶するRF信号フレームデータ記憶部20の記憶媒体200の記憶形態を示すものである。図3(b)は、B方向のスキャンにおけるRF信号フレームデータとフレームナンバーとの関係を示すものであり、図3(d)は、B方向のスキャンにおけるRF信号フレームデータをフレームナンバーと対応付けて記憶するRF信号フレームデータ記憶部20のもう1つの記憶媒体201の形態を示すものである。

10

【0029】

記憶媒体200は、A方向のスキャンにおける最初のフレームナンバーを“1”とし、最後のフレームナンバーを“n”としてRF信号フレームデータを記憶する。具体的には、A方向のスキャンにおけるフレームナンバー“1”のRF信号フレームデータが最初に記憶媒体200に記憶され、次にフレームナンバー“2”のRF信号フレームデータが記憶媒体200に記憶される。そして、最後にフレームナンバー“n”のRF信号フレームデータが記憶媒体200に記憶される。

20

【0030】

記憶媒体201は、B方向のスキャンにおける最初のフレームナンバーを“n”とし、最後のフレームナンバーを“1”としてRF信号フレームデータを記憶する。具体的には、B方向のスキャンにおけるフレームナンバー“n”のRF信号フレームデータが最初に記憶媒体201に記憶され、次にフレームナンバー“n-1”のRF信号フレームデータが記憶媒体201に記憶される。そして、最後にフレームナンバー“1”のRF信号フレームデータが記憶媒体201に記憶される。

30

【0031】

なお、上記では、RF信号フレームデータ記憶部20は2つの記憶媒体200,201を有したが、1つの記憶媒体にRF信号フレームデータを振り分けて記憶させてもよい。

【0032】

図4に示すように、RF信号フレームデータ選択部21は、RF信号フレームデータ記憶部20の記憶媒体200に記憶されたフレームナンバー“N”のRF信号フレームデータを選択する。Nは1以上n以下の整数である。そして、RF信号フレームデータ選択部21は、記憶媒体200から読み出されたRF信号フレームデータと同じフレームナンバー“N”である、記憶媒体201に記憶されたフレームナンバー“N”のRF信号フレームデータを選択する。

40

【0033】

そして、変位計測部22は、選択されたフレームナンバー“N”のRF信号フレームデータから1次元或いは2次元相関処理を行って、RF信号フレームデータの各点に対応する生体組織における変位や移動ベクトルすなわち変位の方向と大きさに関する1次元又は2次元変位分布を求める。ここで、移動ベクトルの検出にはブロックマッチング法を用いる。ブロックマッチング法とは、画像を例えばM×M画素からなるブロックに分け、関心領域内のブロックに着目し、着目しているブロックに最も近似しているブロックを前のフレームから探し、これを参照して予測符号化すなわち差分により標本値を決定する処理を行なう。

【0034】

弾性情報演算部23は、変位計測部22から出力される計測値、例えば移動ベクトルと、圧力計測部26から出力される圧力値とから画像上の各点(座標)に対応する生体組織の歪みや

50

弾性率を演算し、弾性情報を生成するものである。このとき、歪みは、生体組織の移動量、例えば、変位を空間微分することによって算出される。また、弾性情報演算部23において弾性率を演算する場合、超音波探触子2の圧力センサ(図示しない。)に接続された圧力計測部29によって取得された圧力情報を弾性情報演算部23に出力する。弾性率は、圧力の変化を歪みの変化で除することによって計算される。

【0035】

例えば、変位計測部22により計測された変位を $L(X)$ 、圧力計測部29により計測された圧力を $P(X)$ とすると、歪み $S(X)$ は、 $L(X)$ を空間微分することによって算出することができるから、 $S(X) = L(X) / X$ という式を用いて求められる。また、弾性率のヤング率 $Y_m(X)$ は、 $Y_m = (P(X)) / S(X)$ という式によって算出される。このヤング率 Y_m から画像の各点に相当する生体組織の弾性率が求められるので、2次元弾性画像を連続的に得ることができる。なお、ヤング率とは、物体に加えられた単純引張り応力と、引張りに平行に生じる歪みに対する比である。

10

【0036】

弾性画像構成部24は、算出された弾性値(歪み、弾性率等)に対し、座標平面内におけるスムージング処理、コントラスト最適化処理や、フレーム間における時間軸方向のスムージング処理等の様々な画像処理を行ない、2次元弾性画像データを構成する。

【0037】

弾性スキャンコンバータ25は、弾性画像構成部24から出力される2次元弾性画像データに画像表示部13の走査方式で表示するための座標系変換を行なう機能を有したものである。2次元弾性画像記憶部26は、2次元弾性画像データをフレームナンバー“N”とともに記憶する。

20

【0038】

このように、図4に示すように、RF信号フレームデータ選択部21は、RF信号フレームデータ記憶部20の記憶媒体200と記憶媒体201に記憶された同じフレームナンバー“1”～“n”のRF信号フレームデータをそれぞれ選択して、上記の通り、変位計測部22、弾性情報演算部23、弾性画像構成部24、弾性スキャンコンバータ25において一連の処理を行なう。2次元弾性画像記憶部26は、一連のフレームナンバー“1”～“n”の2次元弾性画像データを記憶する。図5は、フレームナンバー“1”～“n”の2次元弾性画像データを作成する形態を示すものである。図5(a)(b)は、A方向及びB方向におけるフレームナンバー“1”～“n”のRF信号フレームデータが記憶媒体200と記憶媒体201から読み出される形態を示すものであり、図5(d)は、フレームナンバー“1”～“n”の2次元弾性画像データが2次元弾性画像記憶部26に記憶された状態を示すものである。

30

【0039】

そして、図5(c)に示すように、新たにA方向にスキャンが行なわれた場合、記憶媒体200に記憶されたフレームナンバー“1”～“n”のRF信号フレームデータが新たにA方向にスキャンしたフレームナンバー“1”～“n”のRF信号フレームデータに書き換えられる。そして、図5(b)(c)に示すように、A方向及びB方向における同じフレームナンバー“1”～“n”のRF信号フレームデータが記憶媒体200と記憶媒体201から読み出され、図5(e)に示すように、図5(d)の形態と同様にして弾性演算が行なわれ、フレームナンバー“1”～“n”の2次元弾性画像データが2次元弾性画像記憶部26に記憶される。また、新たにB方向にスキャンが行なわれた場合も同様であり、A方向及びB方向のスキャンが順次繰り返され、フレームナンバー“1”～“n”の2次元弾性画像データが2次元弾性画像記憶部26に順次記憶される。

40

【0040】

弾性ボリュームデータ作成部27は、複数の2次元弾性画像データから弾性ボリュームデータを作成する。2次元弾性画像記憶部26に記憶されたnフレーム分の2次元弾性画像データを読み出し、スキャン面毎に順次並べて弾性ボリュームデータを作成する。このように、被検体内の2次元弾性画像データの集合であるレンダリング用の弾性ボリュームデータが構成される。

50

【 0 0 4 1 】

3次元弾性画像構成部28は、弾性ボリュームデータの各点に対応する弾性値(歪み、弾性率等のいずれか1つ)と不透明度から各点の画像情報を求め、3次元弾性画像を構成する。例えば下記式による、視線方向の弾性ボリュームデータの弾性値を深さ方向に演算するボリュームレンダリング法を用いて3次元弾性画像を構成する。なお、この視線方向は、白黒3次元断層画像構成部11のボリュームレンダリング処理等における視線方向と同一方向である。

【 0 0 4 2 】

【数2】

$$\alpha_{out_i} = \alpha_{ini} + (1 - \alpha_{ini}) \times \alpha_i$$

10

$$E_{out_i} = E_{ini} + (1 - \alpha_{ini}) \times \alpha_i \times E_i$$

α_{out_i} : i番目の不透明度の出力
 α_{ini} : i番目の不透明度の入力
 α_i : i番目の不透明度
 E_{out_i} : i番目の弾性値の出力
 E_{ini} : i番目の弾性値の入力
 E_i : i番目の弾性値

20

【 0 0 4 3 】

また、3次元弾性画像構成部28は、3次元弾性画像を構成する画像情報に光の3原色すなわち赤(R)値、緑(G)値、青(B)値を付与する。3次元弾性画像構成部28は、例えば、歪みが周囲に比べて大きい箇所又は弾性率が小さい箇所に赤色コードを付与し、歪みが周囲に比べて小さい箇所又は弾性率が大きい箇所に青色コードを付与するなどの処理を行なう。

【 0 0 4 4 】

(並列表示・重ねあわせ表示)

切換合成部12は、画像メモリと、画像処理部と、画像選択部とを備えて構成されている。ここで、画像メモリは、白黒3次元断層画像構成部11から出力される白黒3次元断層画像と3次元弾性画像構成部28から出力されるカラー3次元弾性画像とを時間情報とともに格納するものである。

30

【 0 0 4 5 】

また、画像処理部は、画像メモリに確保された白黒3次元断層画像データとカラー3次元弾性画像データとを合成割合を変更して合成するものである。画像処理部は、同じ視点位置における白黒3次元断層画像データとカラー3次元弾性画像データを画像メモリから読み出す。そして、画像処理部は、白黒3次元断層画像データとカラー3次元弾性画像データを合成するが、白黒3次元断層画像データとカラー3次元弾性画像データはボリュームレンダリング処理等後の画像データであるため、実質的にはそれぞれ2次的に加算されることとなる。

40

【 0 0 4 6 】

具体的には、例えば下記数式に示すように、各点において、カラー3次元弾性画像データの赤(R)値、緑(G)値、青(B)値と、白黒3次元断層画像データの赤(R)値、緑(G)値、青(B)値とをそれぞれ加算する。なお、は0以上1以下の係数であり、入力部30で任意に設定することができる。

【 0 0 4 7 】

【数3】

(合成画像データR)=

$$\alpha \times (\text{カラー3次元弾性画像データR}) + (1 - \alpha) \times (\text{白黒3次元断層画像データR})$$

(合成画像データG)=

$$\alpha \times (\text{カラー3次元弾性画像データG}) + (1 - \alpha) \times (\text{白黒3次元断層画像データG})$$

(合成画像データB)=

$$\alpha \times (\text{カラー3次元弾性画像データB}) + (1 - \alpha) \times (\text{白黒3次元断層画像データB})$$

例えば、上記 α を0又は1とすることにより、白黒3次元断層画像データ又はカラー3次元弾性画像データのみを抽出することもできる。画像選択部は、ボリュームメモリ内の白黒3次元断層画像データとカラー3次元弾性画像データ及び画像処理部の合成画像データのうちから画像表示部10に表示する画像を選択するものである。

画像表示部13は、切換合成部12で合成された合成画像、白黒3次元断層画像又はカラー3次元弾性画像を並列に表示する。

【0048】

以上、本実施形態によれば、被検体の生体組織の硬さ又は軟らかさを示す3次元弾性画像を構成し、表示することができる。

【0049】

(第2の実施形態：同方向相関)

次に第2の実施形態について図1、図6～図8を用いて説明する。第1の実施形態と異なる点は、同方向のスキャンにおけるRF信号フレームデータを用いて2次元弾性画像データを作成する点である。

【0050】

図6は、A方向のスキャンにおけるRF信号フレームデータを記憶する記憶媒体200と記憶媒体202の一例を示すものである。記憶媒体200～203の記憶形態については、第1の実施形態と同様であるため、ここでは説明を省略する。具体的には、図7に示すように、RF信号フレームデータ記憶部20は、A方向のスキャンにおけるRF信号フレームデータを記憶する記憶媒体200と記憶媒体202と、B方向のスキャンにおけるRF信号フレームデータを記憶する記憶媒体201と記憶媒体203とを備えている。

【0051】

記憶媒体202は、記憶媒体200に記憶されている次のA方向のスキャンにおけるフレームナンバー“1”～“n”のRF信号フレームデータが記憶されている。記憶媒体203は、記憶媒体201に記憶されている次のB方向のスキャンにおけるフレームナンバー“1”～“n”のRF信号フレームデータが記憶されている。

【0052】

図8は、フレームナンバー“1”～“n”の2次元弾性画像データを作成する形態を示すものである。図8(a)(c)に示すように、A方向におけるフレームナンバー“1”～“n”のRF信号フレームデータが記憶媒体200と記憶媒体202から読み出される。具体的には、図7に示すように、RF信号フレームデータ選択部21は、RF信号フレームデータ記憶部20の記憶媒体200と記憶媒体202に記憶された同じフレームナンバー“1”～“n”のRF信号フレームデータをそれぞれ選択する。そして、変位計測部22、弾性情報演算部23、弾性画像構成部24、弾性スキャンコンバータ25を経て2次元弾性画像データを構成する。変位計測部22、弾性情報演算部23、弾性画像構成部24、弾性スキャンコンバータ25に関しては、第1の実施形態と同様であるため、ここでは説明を省略する。そして、2次元弾性画像記憶部26は、図8(e)に示すように、一連のフレームナンバー“1”～“n”の2次元弾性画像データを記憶する。

【0053】

また、図8(b)(d)に示すように、B方向におけるフレームナンバー“1”～“n”のRF信号フレームデータが記憶媒体201と記憶媒体203から読み出される。具体的には、図7に示す

10

20

30

40

50

ように、RF信号フレームデータ選択部21は、RF信号フレームデータ記憶部20の記憶媒体201と記憶媒体203に記憶された同じフレームナンバー“1”～“n”のRF信号フレームデータをそれぞれ選択する。そして、変位計測部22、弾性情報演算部23、弾性画像構成部24、弾性スキャンコンバータ25を経て2次元弾性画像データを構成する。そして、2次元弾性画像記憶部26は、図8(f)に示すように、一連のフレームナンバー“1”～“n”の2次元弾性画像データを記憶する。

【0054】

そして、弾性ボリュームデータ作成部27は、複数の2次元弾性画像データから弾性ボリュームデータを作成する。2次元弾性画像記憶部26に記憶されたnフレーム分の2次元弾性画像データを読み出し、スキャン面毎に順次並べて弾性ボリュームデータを作成する。このように、被検体内の2次元弾性画像データの集合であるレンダリング用の弾性ボリュームデータが構成される。

10

【0055】

また、3次元弾性画像構成部28は、弾性ボリュームデータの各点に対応する弾性値(歪み、弾性率等のいずれか1つ)と不透明度から各点の画像情報を求め、3次元弾性画像を構成する。なお、3次元弾性画像構成部28の詳細は、第1の実施形態と同様であるため、ここでは説明を省略する。

【0056】

以上、本実施形態によれば、被検体の生体組織の硬さ又は軟らかさを示す3次元弾性画像を構成し、表示することができる。

20

【0057】

(第3の実施形態：1つの記憶媒体)

次に第3の実施形態について図1、9を用いて説明する。第1の実施形態、第2の実施形態と異なる点は、RF信号フレームデータ記憶部20は1つの記憶媒体を有している点である。

【0058】

図9に示すように、RF信号フレームデータ記憶部20は、A方向のスキャンにおけるRF信号フレームデータを記憶する記憶媒体200を備えている。A方向のスキャンにおけるフレームナンバー“1”のRF信号フレームデータが最初に記憶媒体200に記憶され、次にフレームナンバー“2”のRF信号フレームデータが記憶媒体200に記憶される。そして、最後にフレームナンバー“n”のRF信号フレームデータが記憶媒体200に記憶される。

30

【0059】

そして、次のA方向のスキャンにおける新たなRF信号フレームデータは、整相加算部6からダイレクトにRF信号フレームデータ選択部21に出力される。RF信号フレームデータ選択部21は、整相加算部6から新たに出力されたフレームナンバー“1”～“n”のRF信号フレームデータと同じフレームナンバー“1”～“n”のRF信号フレームデータを記憶媒体200からそれぞれ読み出す。そして、記憶媒体200からRF信号フレームデータ選択部21に読み出されたRF信号フレームデータが、新たなRF信号フレームデータに置き換えられて記憶媒体200に記憶される。

【0060】

RF信号フレームデータ選択部21によって選択されたフレームナンバー“1”～“n”のそれぞれにおける2つのRF信号フレームデータに基づいて、変位計測部22、弾性情報演算部23、弾性画像構成部24、弾性スキャンコンバータ25を経て2次元弾性画像データを構成する。変位計測部22、弾性情報演算部23、弾性画像構成部24、弾性スキャンコンバータ25に関しては、第1の実施形態と同様であるため、ここでは説明を省略する。そして、2次元弾性画像記憶部26は、一連のフレームナンバー“1”～“n”の2次元弾性画像データを記憶する。

40

【0061】

そして、弾性ボリュームデータ作成部27は、複数の2次元弾性画像から弾性ボリュームデータを作成する。2次元弾性画像記憶部26に記憶されたnフレーム分の2次元弾性画像データを読み出し、スキャン面毎に順次並べて弾性ボリュームデータを作成する。このよう

50

に、被検体内の2次元弾性画像データの集合であるレンダリング用の弾性ボリュームデータが構成される。

【0062】

また、3次元弾性画像構成部28は、弾性ボリュームデータの各点に対応する弾性値(歪み、弾性率等のいずれか1つ)と不透明度から各点の画像情報を求め、3次元弾性画像を構成する。なお、3次元弾性画像構成部28の詳細は、第1の実施形態と同様であるため、ここでは説明を省略する。

【0063】

本実施形態によれば、RF信号フレームデータ記憶部の容量を低減させて、被検体の生体組織の硬さ又は軟らかさを示す3次元弾性画像を構成し、表示することができる。

10

【0064】

(第4の実施形態：ボリュームデータから3次元画像)

次に第4の実施形態について図10を用いて説明する。第1の実施形態～第3の実施形態と異なる点は、断層ボリュームデータと弾性ボリュームデータから3次元合成画像を構成する点である。

【0065】

本発明を適用してなる超音波診断装置について、図10を用いて説明する。図10に示すように、超音波診断装置には、被検体1に当接させて用いる超音波探触子2と、超音波探触子2を介して被検体1に時間間隔をおいて繰り返し超音波を送信する送信部3と、被検体1から発生する時系列の反射エコー信号を受信する受信部4と、送信部3と受信部4の送信と受信を切り換える超音波送受信制御部5と、受信部4で受信された反射エコー信号を整相加算する整相加算部6とが備えられている。詳細な構成については、第1の実施形態と同様である。

20

【0066】

断層画像構成部7は、整相加算部6からのRF信号フレームデータを入力してゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の信号処理を行ない、断層画像データを得るものである。断層ボリュームデータ作成部40は、フレームナンバー“1”～“n”に対応させて断層画像データをスキャン方向に並べることによって、断層ボリュームデータを作成する。断層ボリュームスキャンコンバータ42は、超音波走査に同期した断層ボリュームデータを画像表示部13の走査方式で表示するために、断層画像ボリュームデータの座標系変換を行なう。

30

【0067】

さらに、超音波診断装置には、整相加算部6から出力されるRF信号フレームデータを記憶するRF信号フレームデータ記憶部20と、RF信号フレームデータ記憶部20に記憶された、少なくとも2つのRF信号フレームデータを選択するRF信号フレームデータ選択部21と、2つのRF信号フレームデータから被検体1の生体組織の変位を計測する変位演算部22と、変位演算部22で計測された変位情報から歪み又は弾性率などの弾性情報を求める弾性情報演算部23と、弾性情報演算部23で演算した歪み又は弾性率から2次元弾性画像データを構成する弾性画像構成部24と、2次元弾性画像データから弾性ボリュームデータを作成する弾性ボリュームデータ作成部41と、弾性ボリュームデータの座標系変換を行なう弾性ボリュームスキャンコンバータ48とを備えている。弾性ボリュームデータ作成部41と弾性ボリュームスキャンコンバータ48以外の詳細な構成については、第1の実施形態と同様である。

40

【0068】

弾性ボリュームデータ作成部46は、フレームナンバー“1”～“n”に対応させて2次元弾性画像データをスキャン方向に並べることによって、3次元弾性ボリュームデータを作成する。弾性ボリュームスキャンコンバータ48は、超音波走査に同期した弾性ボリュームデータを画像表示部13の走査方式で表示するために、弾性ボリュームデータの座標系変換を行なう。

【0069】

切換合成部44は、ボリュームメモリと、画像処理部とを備えて構成されている。ここで

50

、ポリウムメモリは、断層ポリウムスキャンコンバータ42から出力される断層ポリウムデータと弾性ポリウムスキャンコンバータ48から出力される弾性ポリウムデータとを時間情報とともに格納するものである。

【0070】

そして、画像処理部は、ポリウムメモリに確保された断層ポリウムデータと弾性ポリウムデータとを座標毎に合成する。さらに、画像処理部は、合成された合成ポリウムデータについてポリウムレンダリングを行なう。具体的には、画像処理部は、合成ポリウムデータの各点に対応する不透明度、輝度値と弾性値から各点の画像情報を求める。

【0071】

【数4】

$$\alpha_{outi} = \alpha_{ini} + (1 - \alpha_{ini}) \times \alpha_i$$

$$C_{outi} = C_{ini} + (1 - \alpha_{ini}) \times \alpha_i \times C_i$$

$$E_{outi} = E_{ini} + (1 - \alpha_{ini}) \times \alpha_i \times E_i$$

また、画像処理部は、弾性ポリウムデータに光の3原色すなわち赤(R)値、緑(G)値、青(B)値を付与する。画像処理部は、例えば、歪みが周囲に比べて大きい箇所又は弾性率が小さい箇所に赤色コードを付与し、歪みが周囲に比べて小さい箇所又は弾性率が大きい箇所に青色コードを付与するなどの処理を行なう。そして、画像表示部13は、色付けされた合成画像を表示する。

本実施形態によれば、3次元弾性画像を構成し、表示することができる。

【0072】

(第5の実施形態：硬いところ不透明度UP)

次に第5の実施形態について図1を用いて説明する。第1の実施形態～第4の実施形態と異なる点は、不透明度を調整する点である。

【0073】

3次元弾性画像構成部28は、弾性ポリウムデータの各点に対応する弾性値と不透明度から各点の画像情報を求めるとき、弾性ポリウムデータの不透明度を調整する。具体的には、本実施形態では、周囲に比べて歪みが小さい又は弾性率が大きい(例えば300 kPa以上)弾性ポリウムデータの硬い部位における不透明度を高める。

【0074】

そして、3次元弾性画像構成部28は、例えば下記式による、視線方向の弾性ポリウムデータの弾性値を深さ方向に演算するポリウムレンダリング法を用いて3次元弾性画像を構成する。なお、 α_i は歪み又は弾性率に応じて変化する値である。例えば、 α_i は歪みに反比例し、弾性率に比例する値である。

【0075】

【数5】

$$\alpha_{outi} = \alpha_{ini} + (1 - \alpha_{ini}) \times \alpha_i + \beta_i$$

$$E_{outi} = E_{ini} + (1 - \alpha_{ini}) \times E_i$$

そして、第1の実施形態と同様に処理し、切換合成部12は、画像メモリに確保された白黒3次元断層画像データとカラー3次元弾性画像データとを合成割合を変更して合成し、画像表示部13に合成画像の表示を行なう。画像表示部13は、切換合成部12で合成された合成

10

20

30

40

50

画像、白黒3次元断層画像又はカラー3次元弾性画像を表示する。

【0076】

本実施形態によれば、硬い箇所が不透明度を高くして表示されるため、腫瘍等を強調して表示することができる。

【0077】

(第6の実施形態：選択表示)

次に第6の実施形態について図1、図11、12を用いて説明する。第1の実施形態～第5の実施形態と異なる点は、部分的にカラー3次元弾性画像を構成する点である。

【0078】

図11に示すように、記憶媒体206は、A方向のスキャンにおける、所定範囲のRF信号フレームデータを記憶する。記憶媒体206は、最初のフレームナンバーを“a”とし、最後のフレームナンバーを“a+b”としてその間のRF信号フレームデータを記憶する。“a”、“a+b”は1～nの整数である。記憶媒体207も同様に、B方向のスキャンにおける最初のフレームナンバーを“a+b”とし、最後のフレームナンバーを“a”として、所定範囲のRF信号フレームデータを記憶する。

10

【0079】

RF信号フレームデータ選択部21は、RF信号フレームデータ記憶部20の記憶媒体206と記憶媒体207に記憶された同じフレームナンバー“a”～“a+b”のRF信号フレームデータをそれぞれ選択して、上記の通り、変位計測部22、弾性情報演算部23、弾性画像構成部24、弾性スキャンコンバータ25において一連の処理を行なう。これらの処理に関しては、第1

20

【0080】

2次元弾性画像記憶部26は、フレームナンバー“a”～“a+b”の2次元弾性画像データを記憶する。図12は、フレームナンバー“a”～“a+b”の2次元弾性画像データを作成する形態を示すものである。図12(a)(b)は、A方向及びB方向におけるフレームナンバー“a”～“a+b”のRF信号フレームデータが記憶媒体205と記憶媒体206から読み出される形態を示すものであり、図12(d)は、フレームナンバー“a”～“a+b”の2次元弾性画像データが2次元弾性画像記憶部26に記憶された状態を示すものである。

【0081】

そして、図12(c)に示すように、新たにA方向にスキャンが行なわれた場合、記憶媒体206に記憶されたフレームナンバー“a”～“a+b”のRF信号フレームデータが新たにA方向にスキャンした時のフレームナンバー“a”～“a+b”のRF信号フレームデータに書き換えられる。そして、図12(b)(c)に示すように、A方向及びB方向における同じフレームナンバー“a”～“a+b”のRF信号フレームデータが記憶媒体206と記憶媒体207から読み出され、図12(e)に示すように、図12(d)の形態と同様にして弾性演算が行なわれ、フレームナンバー“a”～“a+b”の2次元弾性画像データが2次元弾性画像記憶部26に記憶される。また、新たにB方向にスキャンが行なわれた場合も同様であり、A方向及びB方向のスキャンが順次繰り返され、フレームナンバー“a”～“a+b”の2次元弾性画像データが2次元弾性画像記憶部26に順次記憶される。

30

【0082】

弾性ボリュームデータ作成部27は、複数の2次元弾性画像から弾性ボリュームデータを作成する。2次元弾性画像記憶部26に記憶されたbフレーム分の2次元弾性画像データを読み出し、スキャン面毎に順次並べて弾性ボリュームデータを作成する。このように、被検体内の2次元弾性画像データの集合であるレンダリング用の弾性ボリュームデータが構成される。

40

【0083】

また、3次元弾性画像構成部28は、弾性ボリュームデータの各点に対応する弾性値と不透明度から各点の画像情報を求める。そして、3次元弾性画像構成部28は、視線方向の弾性ボリュームデータの弾性値を深さ方向に演算するボリュームレンダリング法を用いて3次元弾性画像を構成する。

50

【0084】

切替合成部12の画像メモリは、白黒3次元断層画像構成部11から出力されるフレームナンバー“1”~“n”の白黒3次元断層画像と3次元弾性画像構成部28から出力されるフレームナンバー“a”~“a+b”のカラー3次元弾性画像とを時間情報とともに格納する。また、画像処理部は、画像メモリに確保された白黒3次元断層画像データとカラー3次元弾性画像データとをフレームナンバー“a”~“a+b”の範囲で合成割合を変更して合成する。画像表示部13は、切替合成部12で合成された合成画像を表示する。なお、フレームナンバー“a”~“a+b”は、入力部30で任意に設定することができる。

【0085】

本実施形態によれば、部分的にカラー3次元弾性画像を構成させることにより、弾性演算量を減らすことができる。また、注目したい3次元弾性画像のみを表示することができる。

10

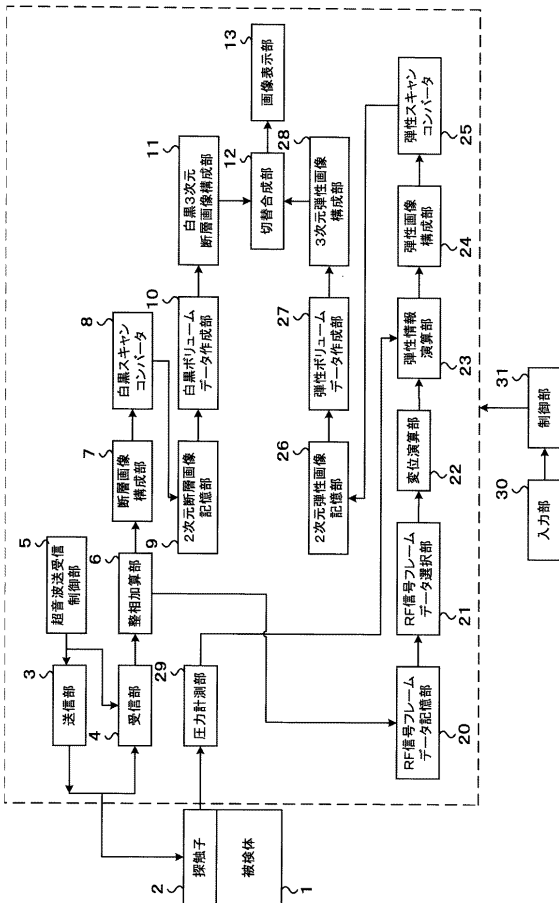
【符号の説明】

【0086】

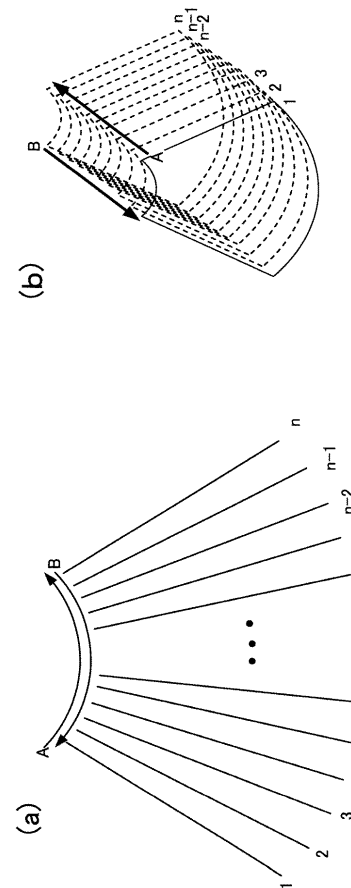
1 被検体、2 超音波探触子、3 送信部、4 受信部、5 超音波送受信制御部、6 整相加算部、7 断層画像構成部、8 白黒スキャンコンバータ、9 2次元断層画像記憶部、10 白黒ボリュームデータ作成部、11 白黒3次元断層画像構成部、12 切替合成部、13 画像表示部、20 RF信号フレームデータ記憶部、21 RF信号フレームデータ選択部、22 変位演算部、23 弾性情報演算部、24 弾性画像構成部、25 カラースキャンコンバータ、26 2次元弾性画像記憶部、27 弾性ボリュームデータ作成部、28 カラー3次元弾性画像構成部

20

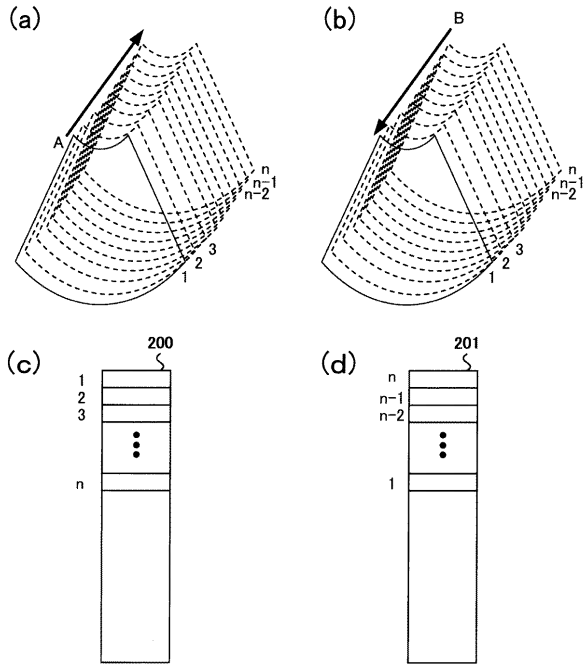
【図1】



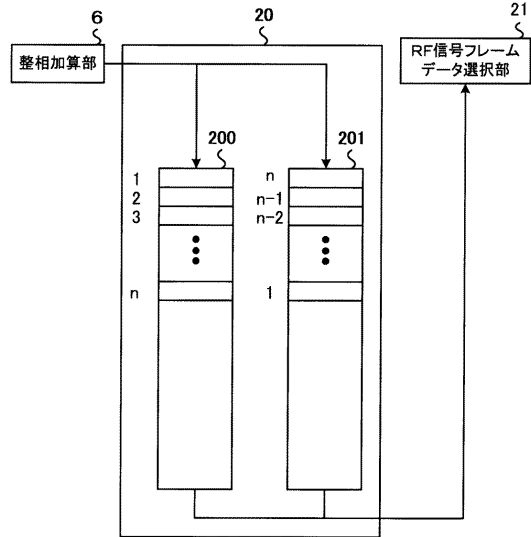
【図2】



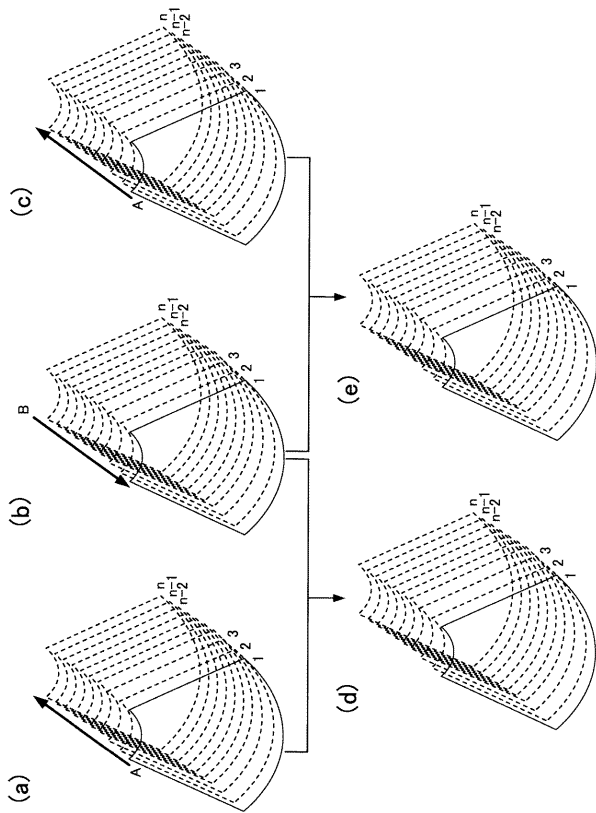
【 図 3 】



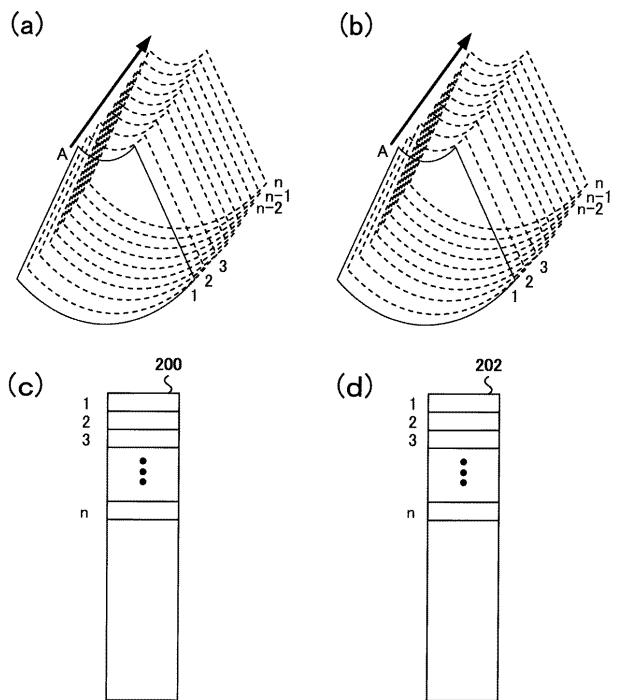
【 図 4 】



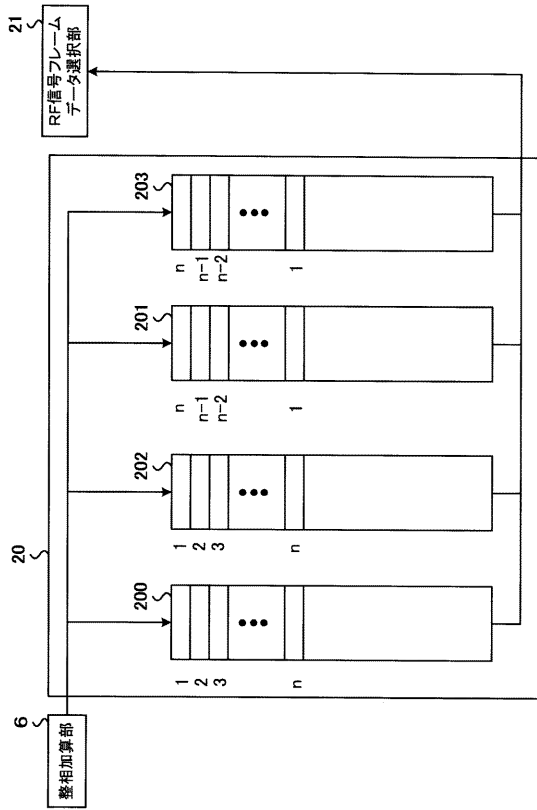
【 図 5 】



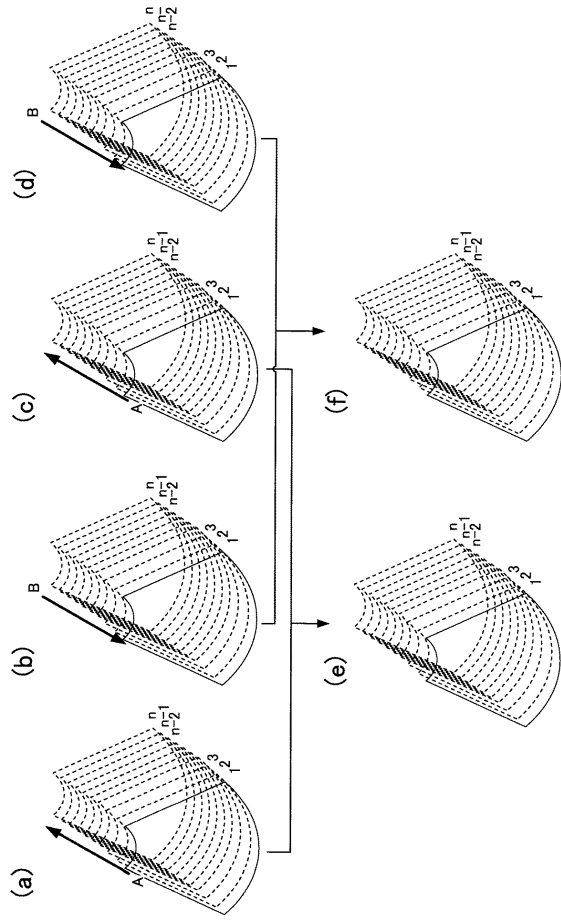
【 図 6 】



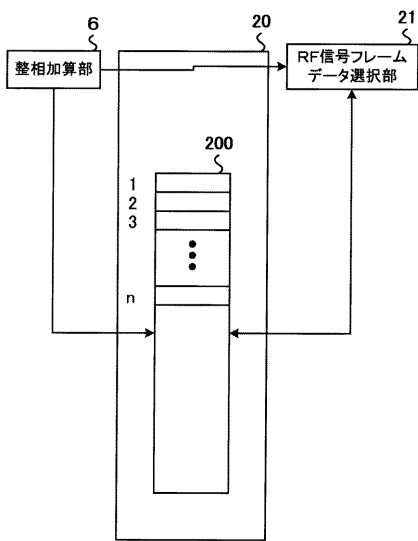
【 図 7 】



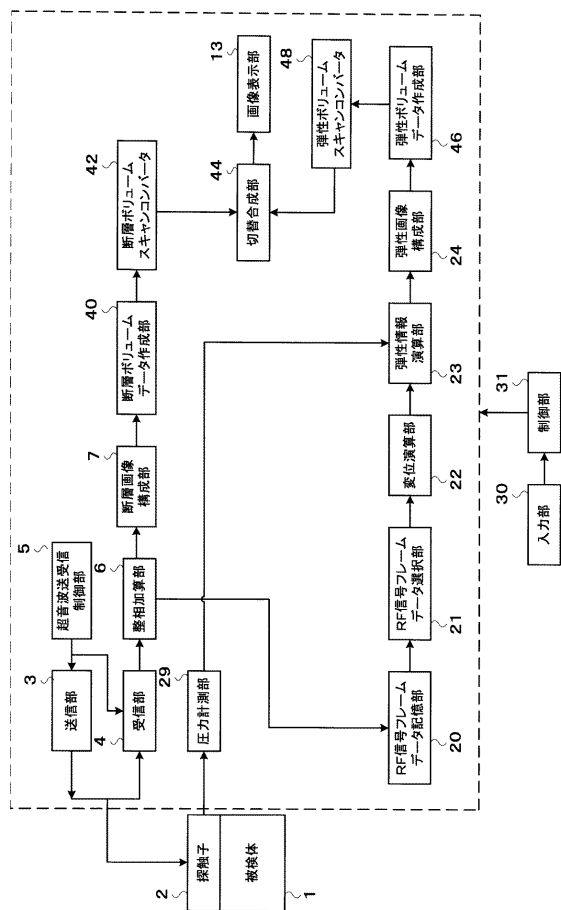
【 図 8 】



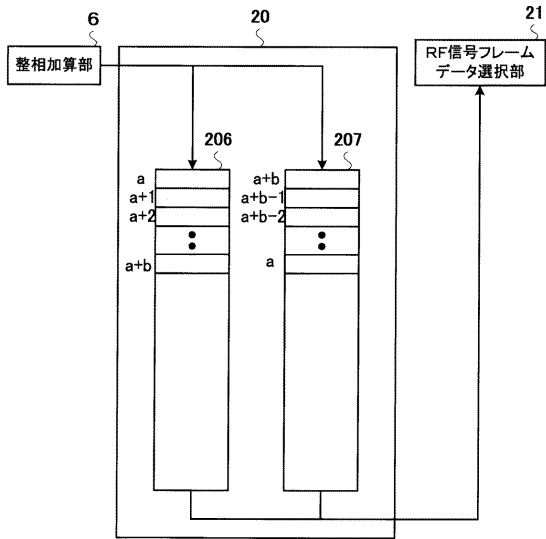
【 図 9 】



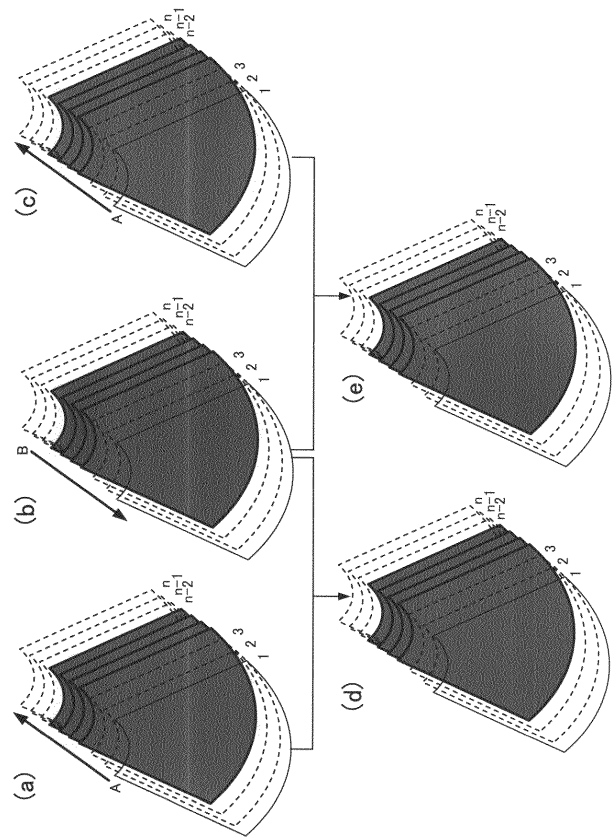
【 図 10 】



【図 1 1】



【図 1 2】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/061276

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 1996-2009 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2009 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2009		
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.
Y	JP 2006-271523 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp.), 12 October, 2006 (12.10.06), Par. Nos. [0020] to [0029] (Family: none)	1-14
Y	JP 2000-60853 A (Hitachi Medical Corp.), 29 February, 2000 (29.02.00), Par. No. [0002] (Family: none)	1-14
Y	JP 2008-178500 A (Hitachi Medical Corp., Nagoya University), 07 August, 2008 (07.08.08), Par. Nos. [0040] to [0042] (Family: none)	10,12,13
<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	"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	
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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	
"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)	"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	
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 03 July, 2009 (03.07.09)	Date of mailing of the international search report 28 July, 2009 (28.07.09)	
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer	
Facsimile No.	Telephone No.	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/061276

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2006-288495 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp.), 26 October, 2006 (26.10.06), Par. No. [0025] & US 2006/0229513 A1	13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/061276

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.: 15
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Claim 15 pertains to methods for treatment of the human body by surgery or therapy and diagnostic methods and thus relates to a subject matter which this International Searching Authority is not required, under the provisions (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:

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 additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
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

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/061276

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

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/JP2009/061276									
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 <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>1971-2009年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2009年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2009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	1971-2009年	日本国実用新案登録公報	1996-2009年	日本国登録実用新案公報	1994-2009年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2009年										
日本国実用新案登録公報	1996-2009年										
日本国登録実用新案公報	1994-2009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 請求項の番号									
Y	JP 2006-271523 A (株式会社東芝、東芝メディカルシステムズ株式会社) 2006.10.12, 段落[0020]-[0029] (ファミリーなし)	1-14									
Y	JP 2000-60853 A (株式会社日立メディコ) 2000.02.29, 段落[0002] (ファミリーなし)	1-14									
Y	JP 2008-178500 A (株式会社日立メディコ、国立大学法人名古屋大学) 2008.08.07, 段落[0040]-[0042] (ファミリーなし)	10, 12, 13									
<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 03.07.2009		国際調査報告の発送日 28.07.2009									
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) 川上 則明	2Q 3704								
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292								

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2009/061276

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. 請求項 15 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、請求項15は、人の身体の手術又は治療による 処理及び診断方法に該当し、PCT第17条(2)(a)(i)及びPCT規則39.1(iv)の規則により、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. 請求項 _____ 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. 請求項 _____ 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きの国際調査機関は認めた。

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項について作成した。
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項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項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項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立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あったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 9 / 0 6 1 2 7 6
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 請求項の番号
Y	JP 2006-288495 A (株式会社東芝、東芝メディカルシステムズ株式会社) 2006.10.26, 段落[0025] & US 2006/0229513 A1	13

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, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, 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, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, 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, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(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)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JPWO2010024023A5	公开(公告)日	2012-05-24
申请号	JP2010526608	申请日	2009-06-22
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	脇康治 栗原浩		
发明人	脇 康治 栗原 浩		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/14 A61B8/4254 A61B8/4461 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/485 G01S7/52036 G01S7/52042 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE12 4C601/GA18 4C601/JB42 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/JC27 4C601/JC29 4C601/KK02 4C601/LL02		
优先权	2008215368 2008-08-25 JP		
其他公开文献	JPWO2010024023A1 JP5470253B2		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置以及显示超声波图像的方法，该超声波诊断装置构成并显示表示被检体的生物组织的硬度或柔软度的3维弹性图像。超声波诊断装置的特征在于，具有弹性图像构成部（24），该弹性图像构成部（24）基于由弹性信息计算部（23）取得的应变或弹性模量来构成二维弹性图像数据，弹性体数据。生成单元（26）从多组二维弹性图像数据中生成弹性体数据，以及三维弹性图像构建单元（28），其从弹性体数据中构建三维弹性图像。