

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5411699号
(P5411699)

(45) 発行日 平成26年2月12日(2014.2.12)

(24) 登録日 平成25年11月15日(2013.11.15)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 15 (全 15 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2009-531142 (P2009-531142) (86) (22) 出願日 平成20年2月15日(2008.2.15) (86) 国際出願番号 PCT/JP2008/052521 (87) 国際公開番号 W02009/031327 (87) 国際公開日 平成21年3月12日(2009.3.12) 審査請求日 平成22年2月5日(2010.2.5) (31) 優先権主張番号 特願2007-230902 (P2007-230902) (32) 優先日 平成19年9月6日(2007.9.6) (33) 優先権主張国 日本国(JP)</p>	<p>(73) 特許権者 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 (74) 代理人 110000855 特許業務法人浅村特許事務所 (72) 発明者 東 隆 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内 審査官 右▲高▼ 孝幸</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に対して、互いに交わる複数方向に超音波を照射する超音波探触子と、
 前記複数方向の各々に複数の超音波の送受信を行うよう前記超音波探触子を制御する超音波送受信部と、

前記複数方向の各々について、前記複数の超音波の送受信の結果から変位ベクトルを算出する変位ベクトル演算部と、

前記変位ベクトルに基づいて前記被検体の二次元の歪情報を算出する歪演算部と、

前記算出された二次元の歪情報に基づいて歪の異方性の画像データを生成する画像データ生成部と、

前記画像データに基づいて画像を表示する表示部とを有し、

前記変位ベクトル演算部は、前記変位ベクトルとして2次元変位ベクトルを算出し、前記歪演算部は、前記2次元変位ベクトルを変位方向に各々微分し、前記微分結果を用いて前記歪情報を算出する、

ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項2】

前記歪情報に基づいて前記被検体の弾性情報を算出する弾性演算部とをさらに有し、前記画像データ生成部は、前記弾性情報に基づいて前記歪の異方性の画像データを生成することを特徴とする請求項1に記載の超音波撮像装置。

【請求項3】

前記超音波送受信部は前記超音波探触子の前記被検体への押圧の前に照射した超音波に対応する第1の送受信と、前記押圧の後に照射した超音波に対応する第2の送受信とを行うように制御し、前記変位ベクトル演算部は、前記押圧の前後の変位を算出することを特徴とする請求項1に記載の超音波撮像装置。

【請求項4】

前記変位ベクトル演算部は、前記複数方向の各々について計測するベクトルを加算処理し、前記変位ベクトルを算出することを特徴とする請求項1に記載の超音波撮像装置。

【請求項5】

前記複数方向は、2方向もしくは3方向であることを特徴とする請求項1に記載の超音波撮像装置。

【請求項6】

前記変位ベクトル演算部は、前記変位ベクトルとして2次元変位ベクトルを算出することを特徴とする請求項1に記載の超音波撮像装置。

【請求項7】

前記変位ベクトル演算部は、前記変位ベクトルとして2次元変位ベクトルを算出し、前記歪演算部は前記2次元変位ベクトルから変位の絶対値を算出することを特徴とする請求項1に記載の超音波撮像装置。

【請求項8】

前記変位ベクトル演算部は、前記変位ベクトルとして2次元変位ベクトルを算出し、前記前記歪演算部は、前記2次元変位ベクトルを変位方向で微分して歪ベクトルを算出することを特徴とする請求項1に記載の超音波撮像装置。

【請求項9】

前記超音波探触子は、二次元アレイトランスデューサであり、複数の異なるステアリング角度方向に超音波を送受信することを特徴とする請求項1に記載の超音波撮像装置。

【請求項10】

前記超音波送受信部は、前記複数方向の各々に対応するフレームについて、交互に超音波を照射するように制御することを特徴とする請求項1に記載の超音波撮像装置。

【請求項11】

前記変位ベクトル演算部は、前記複数方向の各々について計測するベクトルの各々に直交する線分の交点を終点とするベクトルを前記変位ベクトルとして算出することを特徴とする請求項1に記載の超音波撮像装置。

【請求項12】

前記超音波送受信部は、前記被検体に対して超音波を偏向させて送受信するよう制御することを特徴とする請求項1に記載の超音波撮像装置。

【請求項13】

前記超音波探触子を構成する素子の前記被検体に面する面と垂直な方向と、前記複数方向の1の方向とのなす角度は45度未満であることを特徴とする請求項1に記載の超音波撮像装置。

【請求項14】

前記超音波探触子を構成する素子の前記被検体に面する面と垂直な方向と、前記複数方向の1の方向とのなす角度は20度以上30度以下であることを特徴とする請求項1に記載の超音波撮像装置。

【請求項15】

前記超音波送受信部は、送受信する超音波ビームの口径重みの形状を非対称とすることを特徴とする請求項1に記載の超音波撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【参照による取り込み】

【0001】

本出願は、2007年9月6日に出願された日本特許出願第2007-230902号の優先権を主張し、その内容を参照することにより本出願に取り込む。

10

20

30

40

50

【技術分野】

【0002】

本発明は、被検体の生体組織の歪みや硬さなどの性状を現わす弾性画像を撮像する超音波撮像技術に関する。

【背景技術】

【0003】

超音波像を撮像する超音波診断装置は、超音波探触子から被検体に超音波を送波し、被検体から発生した反射エコーを超音波探触子で受波し、超音波探触子から出力される受信信号に基づき超音波像を再構成して表示する。

このような超音波診断装置として、被検体の生体組織の歪みや硬さなどの性状が現わされた弾性画像を撮像するものが知られている。例えば、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し、取得した時系列画像の相互相関を取って生体組織の変位を計測し、計測した変位に基づき弾性データ（例えば、歪み、弾性率）を求める（例えば特許文献1）。生体組織の変位を計測するに際し、被検体に圧力を加える手法としては、例えば、被検体に超音波探触子を手動で押付けて圧迫（押圧）する方法などがある。

通常、超音波撮像における点応答関数は、超音波の伝播方向に短く、伝播方向に直交する方向（以下、方位方向と呼ぶ）に広がっている。そのため、局所変位計測は伝播方向のみに関して計測をおこない、方位方向に関しては計測をおこなわない。実際には、必ずしも被検体に圧力を与えた際に生体組織が実際に変位する方向（以下、組織変位方向という）と、生体組織の変位を計測する弾性演算方向（以下、変位探索方向という）は平行でない場合がある。すなわち、変位探索方向は、例えば超音波送受面に対して垂直方向に固定的に設定されるのに対し、組織変位方向は、生体組織に対する圧迫方向や圧迫面の形状に由来して流動的に変化する。このような状況に対応する手法として、変位探索方向を組織変位方向に一致させる方法がある（例えば特許文献2）。

【0004】

【特許文献1】特開2004-57653号公報

【特許文献2】国際公開2006/073088号パンフレット

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

生体組織が複雑な動きをする場合には、予想される組織変位方向と、変位探索方向との間にずれが生じることがある。例えば、対象とする組織の奥に、骨や気管、腸管など硬さが変わる領域が含まれている場合、すべり面がある場合や、超音波探触子で対象組織に対して加圧した場合などに、複雑な動きが生じる。また、加圧源と、測定対象部位の間にすべり面（臓器境界面など）が有る場合にも、動きの向きが不均一になりやすい。このように状態で計測値に基づいて弾性画像を構成すると、その弾性画像は、複雑な動きに伴い、生体組織の性状を忠実に現わさない場合がある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明による超音波撮像装置は、一例として、被検体に対して、互いに交わる複数方向に超音波を照射する超音波探触子と、前記複数方向の各々に複数の超音波の送受信を行うよう前記超音波探触子を制御する超音波送受信部と、前記複数方向の各々について、前記複数の超音波の送受信の結果から変位ベクトルを算出する変位ベクトル演算部と、前記変位ベクトルに基づいて前記被検体の歪情報を算出する歪演算部と、前記算出された歪情報に基づいて画像データを生成する画像データ生成部と、前記画像データに基づいて画像を表示する表示部とを有する。

【発明の効果】

【0007】

予想される組織変位方向と、変位探索方向との間にずれが生じる場合に、前記ずれに起

10

20

30

40

50

困した誤差を小さくし、弾性画像の精度を向上できる。

本発明の他の目的、特徴及び利点は添付図面に関する以下の本発明の実施例の記載から明らかになるであろう。

【実施例】

【0008】

以下、本発明の実施形態の例を説明する。

(実施例1)

【0009】

ここで、二方向に走査するには以下に示す、3とおりの方法がある。

I . 角度 a の方向に送受信する口径を形成し、送受信を行い、口径移動によって第一の走査を行う。これに引き続き角度 $-a$ の方向に送信する口径を形成し、送受信を行い、口径移動によって第二の走査を行う。これは、角度方向コンパウンドと同様な方法である。

II . 角度 a の方向に送受信する口径を形成し、送受信を行い、次に角度 $-a$ の方向に送受信する。口径を形成し、送受信を行い、口径移動を行う。口径移動後に、また角度 a 、 $-a$ の送受信を行い、この送受信と口径移動を繰り返して、走査領域の端まで走査する。

III . 口径を角度 a 方向に送信するためのサブ口径1と、角度 $-a$ 方向に送信するためのサブ口径2に分割を行い、サブ口径1、2での送受信を順に行い、次に口径全体の位置をシフトし、再度口径を分割、送受信、この操作を繰り返す。このとき、サブ口径は単に中央で分割する方法もあるし、偶数番目の素子と奇数番目の素子というように分けることもできる。

I、IIの方法は、大きな口径を用いるので、比較的アーチファクトの小さいビームを形成することが出来る。この二つの方法の中で、IIの方法はIに比べて、対象物の動きの影響を低減することができる。すなわち、合計の撮像時間は、I、IIの方法、いずれも同一である。

しかし、Iは a 方向の撮像と $-a$ 方向の撮像で、撮像している時間が完全に異なるのに対し、IIは a 方向の撮像を行っている時間窓の中に、 $-a$ 方向の撮像の時間窓が重なっているため、完全に別々の撮像ではなくなるため、動きによるアーチファクトが明確にはなりにくい場合がある。一方、IIIの方法は、角度 a のビームと角度 $-a$ のビームの分離度(空間的なビームの重なり)の小ささが良いときは、同時に送受信を行えるので、フレームレートが向上できる。またその結果対象物の動きの影響を小さくすることができる。

以上の方法は、二次元の撮像に関して説明を行ったが、三次元の場合も各I、II、IIIに対応させた方法を実施することができる。

【0010】

本発明を適用した超音波診断装置及び超音波撮像方法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ブロック図である。図2は、図1の処理フローの構成を示す図である。

図1に示すように、超音波診断装置は、被検体101との間で超音波を送受する超音波探触子(以下、探触子102という)と、探触子102に送波用の駆動信号を供給すると共に探触子102から出力される受信信号を処理する超音波送受信部103と、超音波送受信部103の出力信号から計測される生体組織の変位に基づき画像データを生成して弾性画像を構成する弾性画像構成部100と、弾性画像を表示する表示手段としての画像表示器112などを備えている。ここでの弾性画像構成部100は、変位ベクトル演算部105、スカラー変位演算部106、歪演算部107、弾性率(弾性)演算部108、カラーデジタルスキャンコンバータ109(以下、カラーDSC109)などから構成されている。また、超音波送受信部103や弾性画像構成手段などに制御指令を出力する制御部113が設けられている。ここで、超音波送受信部103は、下記のように、互いに交わる少なくとも2方向に超音波を送波するように探触子102に送波用の駆動信号を供給する。

【0011】

2方向の超音波送波を図5を用いて説明する。フェーズドアレイを用いた電子スキャンによる超音波撮像においては、素子間の遅延時間を制御することによって、超音波ビームを正面だけでなく、正面から角度 偏向させて、送受波を行うことができる。そこで、素子の被検体に面する面501と垂直な方向502（図5における伝播方向と同じ方向）と角度 - をなす方向503を第1の計測方向（計測ベクトル1方向）とする。このステアリングでフレーム1の撮像を複数回（例えば二回）行い、フレーム間の相関で角度 - 方向の変位を求める（変位探索ベクトル1方向の変位）。次に素子の被検4を第2の計測方向（計測ベクトル2方向）とする。このステアリングでフレーム2の撮像を複数回（例えば二回行）い、フレーム間の相関で角度 + 方向の変位を求める（変位探索ベクトル2方向の変位）。この計測ベクトル1と計測ベクトル2との加算処理により、二次元歪に対応する変位二次元ベクトルを求める。図6に示すように、この計測ベクトル1と計測ベクトル2が直交する場合は、二つの計測ベクトルの加算により、変位二次元ベクトルを得ることは容易である。しかし、超音波撮像において、ステアリング角を大きくしすぎる場合、グレーティングビームによるアーチファクトを大きくする可能性がある。そこで、ステアリング角は45度未満、望ましくは20度以上30度以下に設定してもよい。その上、二つの計測ベクトル各々に直交する方向に補助線を引き、その交点を終点とする変位二次元ベクトルを求めてもよい。

10

【0012】

次に図2を用いて、処理フローを説明する。まず計測方向1の画像データを取得する（201）。次に再度計測方向1の画像データを取得する（202）。この二つの工程で得た画像データ間の相互相関演算により方向1での変位を計算する（203）ここで、関数 $f_1(x)$ と $f_2(x)$ の相互相関演算は $f_1(\) f_2^*(\ -x) d$ である。次に計測方向2の画像データを取得する（204）。次に再度計測方向2の画像データを取得する（205）。これらの二つの工程で得た画像データ間の相互相関演算により方向2での変位を計算する（206）。工程203及び工程206で得た、計測方向1及び計測方向2での変位から、二次元変位ベクトルを計算する（207）。工程207で得た二次元変位ベクトルから、変位の絶対値の大きさを計算する（208）。変位の絶対値からは、歪を計算209、弾性率を計算210する。ここで、変位を L とすると、歪 S は変位の空間微分なので、 $S = L / x$ として求まる。なお、空間方向に離散化されたデータの微分は、係数 $[1, -1]$ の微分フィルタとのコンボリューションとして計算できるが、ノイズの影響を受けやすいので、微分の前後でノイズ除去フィルタとして、ローパスフィルタをかけることが有効である。弾性率 E は、応力 P を均一と仮定すると、 $E = P / S$ として算出することが出来る。

20

30

【0013】

これにより、変位探索方向を指定しなくても、複数、少なくとも2つの計測方向を定めることにより、組織変位方向に沿った変位が求まる。この結果、計測値の精度が向上する。このような計測値に基づいて弾性画像を構成することにより、生体組織の性状を忠実に弾性画像に現すことができる。

次に上記構成によるメリットについて、説明を行う。複数、少なくとも2つの計測方向に超音波を送波するのではなく、1の方向に送波する場合、変位を計算するユニットにおいて、計算される変位は一次元の変位である。図3A、3Bは、7.5MHzの超音波の場合について、超音波の伝播方向と方位方向に関する点応答関数を示す。図3Aは伝播方向に対する伝播方向における相対感度を表す。図3Bは方位方向に対する方位方向における相対感度を表す。伝播方向に関しては、時間を音速1540m/sとして伝播方向の距離に換算してある。（なお、送受信の計算のため、時間に音速を掛けて、往復の半分に分割っている）ここで矢印は一波長の距離をしめしている。方位方向に関しては、ビームの幅を示している。重み関数として、矩形重み（実線）とガウシアン重み（破線）を示している。共に縦軸は点応答関数の振幅を示している。幅はビーム幅を示している。図3A、3Bに示すように、伝播方向には、超音波の点応答関数は急峻な変化をするが、方位方向にはなだらかな変化をする。そのため、相互相関によってもとまる変位の伝播方向の検出

40

50

限界と、方位方向の検出限界は6から10倍程度異なる。弾性率撮像においては、伝播方向に加圧を行い、圧力を歪で除することによって、弾性率を推定する。一次元の変位を求めた後は、変位の空間微分により、歪を求め、圧力を均一と仮定して、弾性率に比例した量を計算する。つまり、図1と上記の1の方向に送波する場合との相違点は、変位を一方にのみ推定するか、複数方向(図1では二方向)において測定するかである。

【0014】

変位を複数方向で測定することの効果は図4A、4Bで説明する。組織の加圧による変位と、超音波の伝播方向が実質的に平行な場合は、変位方向と伝播方向にずれがない。よって、加圧によって超音波の伝播方向に組織が変位し易い被検体部位(乳腺や、前立腺など)は、当該ずれが生じにくい。一方図4Aに示す動脈の拍動が加圧源となり、動脈の断面をスライス内に収めるような撮像をする場合や、図4Bに示す甲状腺の弾性率画像のように、対象部位をはさんで、探触子と反対側の生体内の構造が均一でない場合、組織変位の均一性が損なわれる場合がある。このような場合に、超音波伝播方向、すなわち変位探索方向のみの変位を求めていると、実際の弾性率より、局所的に大きな値が求まってしまう場合がある。すなわち、変位を複数方向で測定することにより、2次元情報として組織の変位を計測することができ、より精密な変位測定が可能となる。

【0015】

以下、より詳細に本実施形態の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、表示系、制御系に大別される。超音波送受系は、探触子102と超音波送受信部103を備えている。探触子102は、機械的又は電子的にビーム走査を行うことによって被検体101との間で超音波を送受する超音波送受面を有する。超音波送受面は、複数の振動子が並べて配設されている。各振動子は、電気信号と超音波とを相互に変換する。

超音波送受信部103は、探触子102に送受信手段を介して送波用の駆動信号(パルス)を供給する送信手段と、探触子102から送受信手段を介して出力される受信信号を処理する受信手段とを有する。

超音波送受信部103の送信手段は、探触子102の振動子を駆動して超音波を発生させる駆動信号としての送波パルスを設定間隔で送信する回路や、探触子102から射出される超音波送波ビームの収束点の深度を設定する回路を有する。ここで本実施形態の送信手段は、送受信手段を介してパルスを供給する振動子群を選択すると共に、探触子102から送信される超音波ビームが組織変位方向に走査するように、送波パルスの発生タイミングを制御する。すなわち、送信手段は、該パルス信号の遅延時間を制御することにより、超音波ビームの走査方向を制御するようになっている。

超音波送受信部103の受信手段は、探触子102から送受信手段を介して出力される信号に対して所定のゲインで増幅してRF信号すなわち受エコー信号を生成する回路や、RF信号の位相を整相加算してRF信号データを時系列に生成する回路を有する。このような受信手段は、送受信手段を介して探触子102から送信された超音波ビームによって取得した受信エコー信号に所定の遅延時間を与え位相を揃えて整相加算する。

断層像撮像系は、断層像構成部104を備えている。断層像構成部104は、信号処理部や白黒スキャンコンバータを有する。信号処理部は、超音波送受信部103から出力されたRF信号に対し画像処理を施すことによって、被検体101に関する濃淡断層像データ(例えば、白黒断層像データ)を構成する。ここでの画像処理は、ゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理などである。白黒スキャンコンバータは、フレームメモリに格納された被検体101に関する断層像データをフレーム単位で読み出し、読み出した断層像データをテレビ同期で出力する。ここでの白黒スキャンコンバータは、信号処理部から出力された断層像データをデジタル信号に変換するA/D変換器と、デジタル化された複数の断層像データを時系列に記憶するフレームメモリと、フレームメモリから断層像データを読み出す指令を出力する制御コントローラを有する。

弾性画像撮像系は、超音波送受信部103の出力側から分岐して設けられた変位ベクトル演算部105と、スカラー変位演算部106と、歪み演算部107と、弾性率演算部1

10

20

30

40

50

08と、カラーDSC109とを備えている。

ベクトル変位演算部105は、超音波送受信部103から出力されるRF信号データに基づき被検体101の生体組織の変位を計測する。このベクトル変位演算部105は、RF信号選択部と、計算部と、フィルタ部とを有する。ここで、ステアリング角を変えて、二回変位演算を行う点が特徴的である。

【0016】

ベクトル変位演算部105のRF信号選択部は、フレームメモリと選択部とを有する。このRF信号選択部は、超音波送受信部103から出力された時系列のRF信号データをフレームメモリに格納し、格納後のRF信号フレームデータ群から2組すなわち4つのRF信号フレームデータを選択部により選択する。より具体的には、RF信号選択部は、画像フレームレートに従って超音波送受信部103から出力される時系列のRF信号データをフレームメモリに順次確保する。そしてRF信号選択部は、制御部113から出力された指令に応じ、フレームメモリに格納されたRF信号データ群の中から第1のデータとしてのRF信号フレームデータ(N)を選択する。次いで、RF信号選択部は、制御部113から出力された指令に応じ、フレームメモリに格納されたRF信号データ群の中から第2のデータとしてのRF信号フレームデータ(X)を選択する。ここでのRF信号フレームデータ(X)は、RF信号フレームデータ(N)よりも時間的に過去にフレームメモリに格納されたRF信号フレームデータ群(N-1, N-2, N-3, N-M)の中から選択されたものである。なお、N、M、Xは、RF信号フレームデータに関連付けられたインデックス番号としての自然数である。

ベクトル変位演算部105の計算部は、まずステアリング角度が等しい1組のRF信号フレームデータから生体組織の変位探索方向における変位を求める。より具体的には、その計算部は、RF信号選択部により選択された第1のRF信号フレームデータ(N)と第2のRF信号フレームデータ(X)との間で次元又は二次元の相関処理を実行する。例えば、計算部は、相関処理としてブロックマッチング法を適用することによって、断層像の各ピクセルに対応する生体組織の変位探索方向における変位や移動ベクトル(以下、変位と総称する)を求める。ここでの移動ベクトルとは、変位の方向と大きさに関する次元又は二次元変位分布である。ブロックマッチング法とは、画像を例えばN×N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、着目後のブロックに近似するブロックを時間的に過去のフレームから探し、これを参照して予測符号化する差により標本値を決定する処理である。次に別のステアリング角度で測定された一組のRF信号フレームデータから、もうひとつの方向の生体組織の変位探索方向における変位を求める。この二回のプロセスにより、二次元の変位すなわちベクトル変位の演算が完了する。

【0017】

なお、ベクトル変位演算部105のフィルタ部は、変位計算部から出力された生体組織の変位のばらつきを平準化するフィルタ回路を有し、後段の信号処理をスムーズに実行するための前処理を施す。このようにして求めた、ベクトル変位量から、ベクトルの長さを計算し、スカラー量としての変位量をスカラー変位演算部106にて計算する。

【0018】

歪み演算部107は、スカラー変位演算部106から出力された生体組織の移動量例えば変位Lを空間微分して生体組織の歪みデータ($S = L / X$)を算出する。また、弾性率演算部108は、圧力変化を変位の変化で除することによって生体組織の弾性率データを算出する。例えば、弾性率演算部108は、探触子102の超音波送受面に加えられた圧力Apを圧力計測部から取得する。次いで、弾性率演算部108は、圧力Apと変位Lに基づき弾性率データとして例えばヤング率 $E = (p) / S$ を求める。このように弾性率演算部108は、断層像の各点に対応して弾性率データをそれぞれ求めることによって二次元の弾性画像データを取得する。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ひずみに対する比である。また、歪みデータと弾性率データを含めて弾性データと適宜総称し、フレーム単位の弾性データを弾性フレームデータと適宜称する。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 9 】

カラー D S C 1 0 9 は、歪み演算部 1 0 7 又は弾性率演算部 1 0 8 から出力された弾性データに基づき、被検体 1 0 1 の生体組織に関するカラー弾性画像を構成する。例えば、カラー D S C 1 0 9 は、弾性データ処理部と、カラーキャンコンバータと、フレームメモリを有する。弾性データ処理部は、歪み演算部 1 0 6 又は弾性率演算部 1 0 8 から出力される弾性フレームデータをフレームメモリに格納する。弾性データ処理部は、制御部 1 1 3 から出力された指令に応じ、フレームメモリから読み出した弾性フレームデータに対して画像処理を施す。

カラー D S C 1 0 9 のカラーキャンコンバータは、弾性データ処理部から出力された弾性フレームデータに対し、カラーマップに基づき色調変換処理を実行する色調変換部である。ここでのカラーマップは、弾性データの大きさに対し、赤 (R)、緑 (G)、青 (B) で定まる色相情報を関連付けたものである。なお、赤 (R)、緑 (G)、青 (B) のそれぞれは 2 5 6 階調を有し、2 5 5 の階調に近づくにつれて大輝度に表示されるし、ゼロの階調に近づくにつれて低輝度に表示される。

例えば、カラー D S C 1 0 9 のカラーキャンコンバータは、弾性データ処理部から出力された歪みデータが小さいときに赤色コードに変換するとともに、歪みデータが大きいときは青色コードに変換してフレームメモリに格納する。そして、カラーキャンコンバータは、制御指令に応じ、フレームメモリから弾性フレームデータをテレビ同期で読み出して画像表示器 1 1 2 に表示させる。ここでの色調変換後の弾性フレームデータに基づいた弾性画像は、生体組織の硬い部位 (例えば、腫瘍) が赤色系に描画されるとともに、硬い部位の周辺部位が青色系に描画されたものになる。そのような弾性画像を視認することにより、例えば腫瘍の広がりや大きさを視覚的に把握できる。なお、カラー D S C 1 0 9 は、制御部 1 1 3 を介してキーボードなどの操作部 1 1 4 が接続されている。操作部 1 1 4 を介して入力された指令に応じ、カラー D S C 1 0 9 は、カラーマップの色合いなどを変更できる。

表示系は、画像合成部 1 1 1 と、画像表示器 1 1 2 などを備えている。画像合成部 1 1 1 は、断層像構成部 1 0 4 から出力された断層像と、カラー D S C 1 0 9 から出力された弾性画像とを合成して 1 つの超音波像を生成する。例えば、画像合成部 1 1 1 は、フレームメモリと、画像処理部と、画像選択部とを有する。ここでのフレームメモリは、断層像構成部 1 0 4 から出力された断層像や、カラー D S C 1 0 9 から出力された弾性画像や、画像処理部は、制御指令に応じ、フレームメモリから断層像や弾性画像を読み出し、断層像や弾性画像の同一座標系で相互に対応する画素に対し、その各画素の輝度情報や色相情報を設定割合で加算して合成する。すなわち、画像処理部は、断層像上に弾性画像を同一座標系で相対的に重畳させる。画像選択部は、制御指令に応じ、フレームメモリに格納された画像群のうちから画像表示器 1 1 2 に表示させる画像を選択する。画像表示器 1 1 2 は、画像合成部 1 1 1 から出力された画像データを表示するモニタなどを有する。

図 7 A、7 B に示すように、本構成においては、グレーティングビームによるアーチファクト (ここでいう、アーチファクトとは、実際に存在しない虚像が見えてしまう場合や、はっきり虚像として認識されない場合でも、音響ノイズのベースレベルを上げてしまい、コントラスト分解能の低下をもたらすような効果を指す) と、変異ベクトルの方位方向の誤差の大きさの間にトレードオフが存在する。すなわち、ステアリング角 θ を大きくすると、グレーティングによるアーチファクトが大きくなる。一方ステアリング角 θ が小さくなると、計測ベクトルの垂線同士のなす角が小さくなり、交点の計測方向における位置精度が低下してしまう。図 7 A と図 7 B はステアリング角が小さい場合と大きい場合を比較している。計測ベクトルの誤差を L (ステアリング角に依存しない) とすると、求められた変位ベクトルの方位方向の誤差は $2 L / \cos \theta$ となるので、 θ が小さくなると誤差が大きくなってしまふ。伝播方向の誤差と方位方向の誤差の和は、 $2 L / \cos \theta + 2 L / \sin \theta$ となるため、 $\theta = 45$ 度が誤差の総和が最も小さくなる。(この様子を図 1 1 に示す。このグラフからステアリング角の限界を決めることが出来る。)

このために、送受信ビームの口径重み形状を、グレーティングを抑圧することに最適化

10

20

30

40

50

することは、上記のトレードオフの中でバランスを取る方法として有効である。

【0020】

グレーティングの口径重みを抑圧する方法の一例を図12、13A-13Cを使って説明する。図12は3つの口径重みの形を示している。(a)重み一定(=1)の場合を図に破線として示す。(b)ガウシアン関数($\exp(-x^2)$)の場合を図に実線として示す。(c)に今回用いる片側三角形の場合を図に点線として示す。それぞれ横軸はch番号で、この場合1から128までである。縦軸は重み値で、最大値を1に規格化している。なお、ビームを傾ける方向を図の右側とする。これらの3つの口径重み(a)、(b)、(c)を用いた場合のビームの計算結果をそれぞれ図13A、13B、13Cに示す。それぞれ中心周波数7.5MHz、素子ピッチ0.24mm、焦点距離3cm、ビームのステアリング角 $\theta = 30^\circ$ 、ch数128の場合である。横軸はトランスデューサから3cmの面で観察したときの、方位方向の位置、縦軸はビームの強さをdBで表示している。20mmのところに出ているのが本来のビームであり、-10から-20mmのところにあるのが今回の検討対象となるグレーティングである。それぞれの図は図の中の最大値で規格化してある。グレーティングの最大値が、図13A、13B、13Cで異なり、片側三角重みを使うことで、他の標準的な重み関数に比べ、6dB程度低減出来ていることが確認出来る。一般的に、グレーティング全体のエネルギーを小さくすることは難しいが、最大値を小さくすることは可能である。口径重み(の形状)に非対称性を導入し、メインビームに対して、グレーティングが生成しにくくすることが出来る。

10

【0021】

本実施例においては、従来の一方向の変位探索による弾性率撮像に比べて、複数方向に超音波送波するためにフレームレートが低下する。特に、計測ベクトル1と計測ベクトル2の撮像時間の間の時間が長くなってしまうと、二次元変位ベクトルの精度が低下してしまう恐れがある。図8には、フレーム1のラスタとフレーム2のラスタを交互に撮像するシーケンスの例を、各々のパルスについて送波順番の記載により示してある。すなわち、超音波送受信部が、複数のフレームの各々について、交互にパルスを照射するようにシーケンスを制御する。このような方法をとることによって、トータルのフレームレートは向上しないが、計測ベクトル1の測定と、計測ベクトル2の測定の時間の差を小さくすることが出来る。

20

(実施例2)

30

【0022】

本実施例は、二次元変位ベクトルの演算後の処理が、実施例1と相違する。その他の構成は実施例1の構成と基本的に同様である。したがって、その相違点を中心に説明する。

実施例1においては、二次元の変位ベクトルから、変位ベクトルの絶対値を求めて、歪、弾性率を求める。本実施例においては、図9に示す歪ベクトル演算部115、及び図10に示す二次元歪計算工程211において、歪も二次元で求め、二次元歪の画像化や、異方性演算部117において歪の異方性(縦の歪と横の歪の比率)の画像化を行う。生体は、様々な膜の層構造で構成されているので、膜に沿った方向と垂直な方向で硬さに顕著な異方性がある。本構成により、この異方的な性質を高精度に画像化することができる。また、層と層の結合の様子をみることで、腫瘍の浸潤の度合いなどが画像から推定できる。

40

【0023】

変位は3次元のベクトル量であるが、歪、応力は 3×3 のテンソルになり、超音波断層像からその全ての成分を求めることは困難である。3軸目(超音波断層像に垂直な方向)に対称性を仮定しても、二次元の変位ベクトルから、二次元での歪を正確に求めることは難しい。しかし生体の異方性に関する情報を得るには、歪テンソルを求めなくても、歪の異方性が様々な情報を含んでいる。ここでは、二次元変位ベクトルを、変位方向にそれぞれ微分した量を歪ベクトルとして近似的に扱うことにする。すなわち、変位ベクトル(L_x, L_y)に対して、($L_x/x, L_y/y$)を歪ベクトルとして、これを表示したり、この比率から異方性に関する情報を画像化する。

(実施例3)

50

【 0 0 2 4 】

本実施例では、二次元アレイトランスデューサを用い、三次元撮像を行う。このとき同一平面上に実質的に無い3つの計測ベクトルを構成するために、3つの異なるステアリング角度方向にビームをむけた撮像（超音波の送受信）を三回繰り返す。3つの計測ベクトル、それぞれの法線面の交点が3次元変位ベクトルとなる。この3次元変位ベクトルのスカラーを変位量としたあとの処理は、実施例1と同じであるので省略する。3つのステアリング角度は、なるべく互いに離れるようにしたほうが、実施例1で説明したのと同様な理由によって、誤差を小さくすることが出来る。また、グレーティングの影響が出ないように、ステアリング角を選択することが望ましい。

【 0 0 2 5 】

上述のとおり、本発明を適用した - 実施形態の超音波診断装置を説明したが、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、他の様々な形態で実施できる。そのため、前述の実施形態はあらゆる点で単なる例示に過ぎず、限定的に解釈されるものではない。

上記記載は実施例についてなされたが、本発明はそれに限らず、本発明の精神と添付の請求の範囲の範囲内で種々の変更および修正をすることができることは当業者に明らかである。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 6 】

【 図 1 】 実施例 1 における装置のブロック図。

【 図 2 】 実施例 1 における処理フロー図。

【 図 3 A 】 伝播方向及び方位方向に関する点応答関数。

【 図 3 B 】 伝播方向及び方位方向に関する点応答関数。

【 図 4 A 】 変位探索方向と組織変位方向の関係を説明する図。

【 図 4 B 】 変位探索方向と組織変位方向の関係を説明する図。

【 図 5 】 二次元変位の計算方法の説明図。

【 図 6 】 二次元変位の計算方法の説明図。

【 図 7 A 】 二次元変位の計算方法の説明図。

【 図 7 B 】 二次元変位の計算方法の説明図。

【 図 8 】 送信シーケンスの説明図。

【 図 9 】 実施例 2 における装置のブロック図。

【 図 1 0 】 実施例 2 における処理フロー図。

【 図 1 1 】 ステアリング角の説明図。

【 図 1 2 】 グレーティングの口径重みを抑圧する方法の例の図。

【 図 1 3 A 】 グレーティングの口径重みを抑圧する方法の例の図。

【 図 1 3 B 】 グレーティングの口径重みを抑圧する方法の例の図。

【 図 1 3 C 】 グレーティングの口径重みを抑圧する方法の例の図。

【 符号の説明 】

【 0 0 2 7 】

1 0 0 ... 弾性画像構成部、 1 0 1 ... 被検体、 1 0 2 ... 探触子、 1 0 3 ... 超音波送受信部、
 1 0 4 ... 断層像構成部、 1 0 5 ... 変位ベクトル演算部、 1 0 6 ... スカラー変位演算部、 1
 0 7 ... 歪演算部、 1 0 8 ... 弾性率演算部、 1 0 9 ... カラー D S C、 1 1 0 ... 断層像 D S C
 、 1 1 1 ... 画像合成部、 1 1 2 ... 表示部、 1 1 3 ... 制御部、 1 1 4 ... 操作部、 1 1 5 ... 歪
 ベクトル演算部、 1 1 6 ... 弾性率ベクトル演算部、 1 1 7 ... 異方性パラメータ演算部、 2
 0 1 ... 方位方向 1 の画像取得工程、 2 0 2 ... 方位方向 1 の画像取得工程、 2 0 3 ... 相互相
 関演算により方向 1 への変位の計算工程、 2 0 4 ... 方位方向 2 の画像取得工程、 2 0 5 ...
 方位方向 2 の画像取得工程、 2 0 6 ... 相互相関演算により方向 2 への変位の計算工程、 2
 0 7 ... 方位 1 及び方位 2 への変位から、二次元変位ベクトルの計算工程、 2 0 8 ... 二次
 元変位ベクトルの絶対値の大きさの計算工程、 2 0 9 ... 歪の計算工程、 2 1 0 ... 弾性率の計
 算工程、 2 1 1 ... 二次元歪の計算工程、 2 1 2 ... 二次元弾性率の計算工程、 3 0 1 ... 変位

10

20

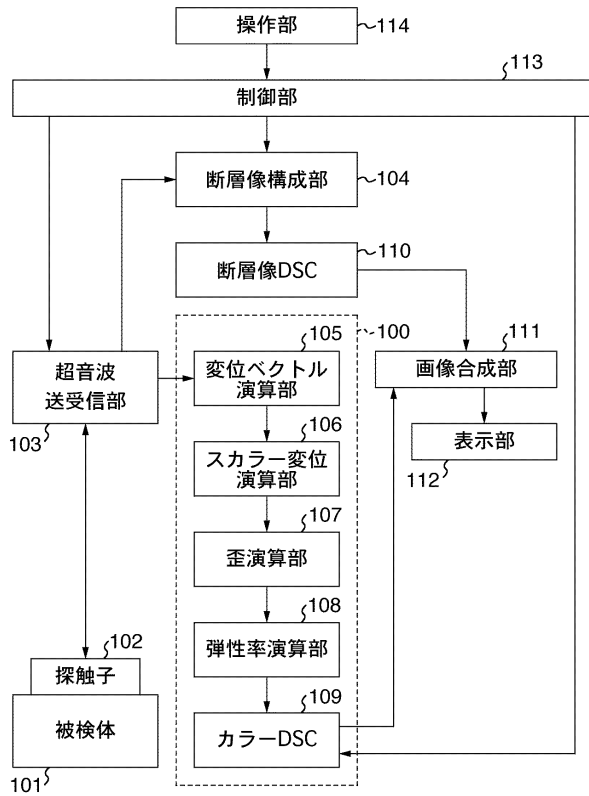
30

40

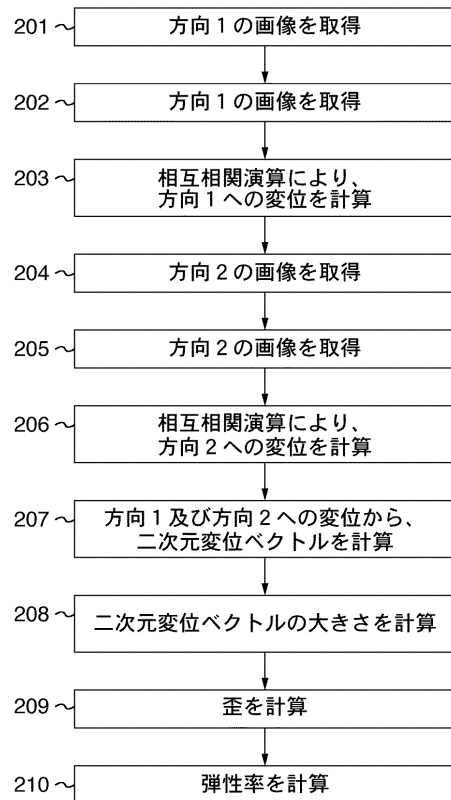
50

探索方向、302...組織変位方向。

【図1】

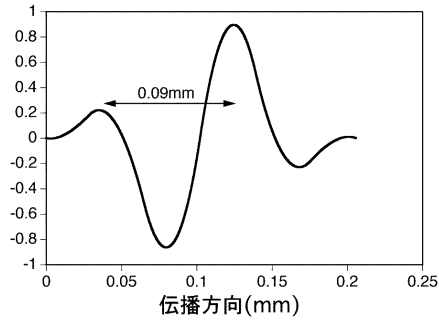


【図2】



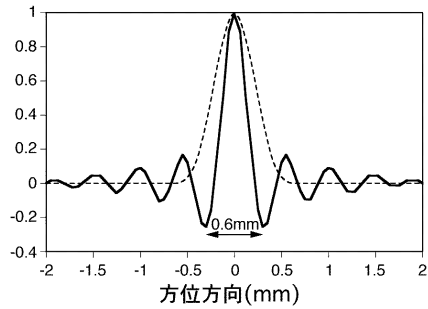
【図3A】

伝播方向の相対感度

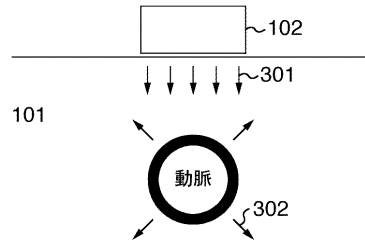


【図3B】

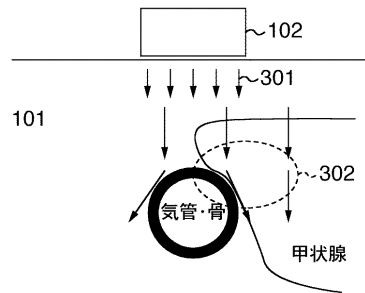
方位方向の相対感度



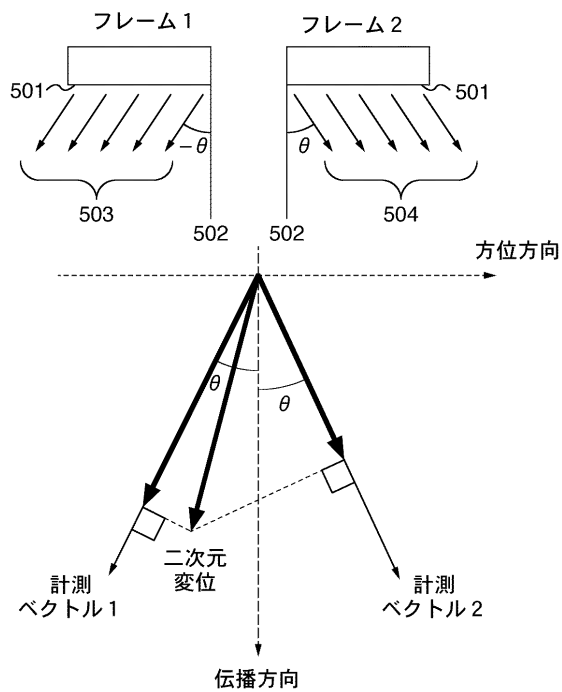
【図4A】



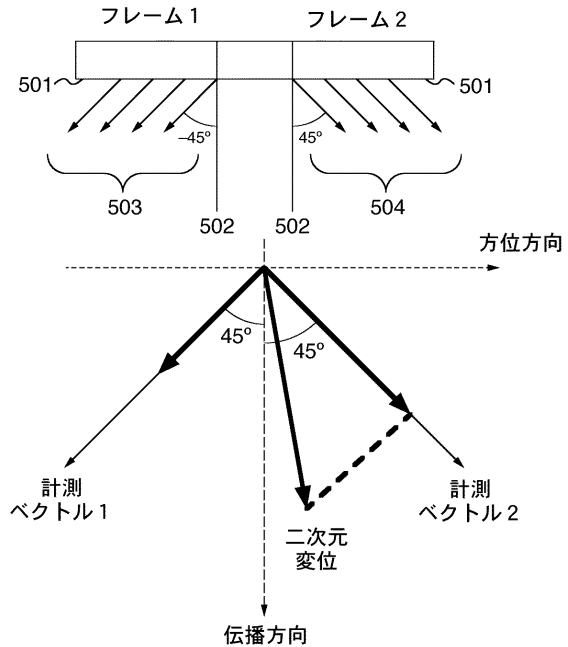
【図4B】



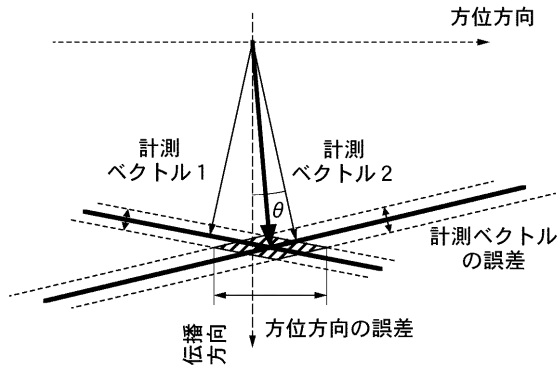
【図5】



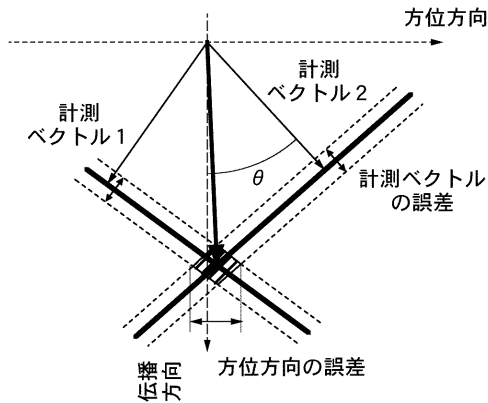
【図6】



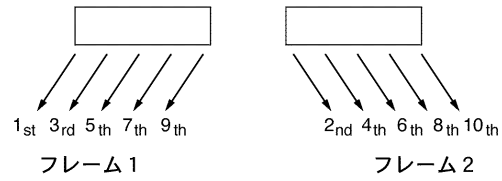
【図7A】



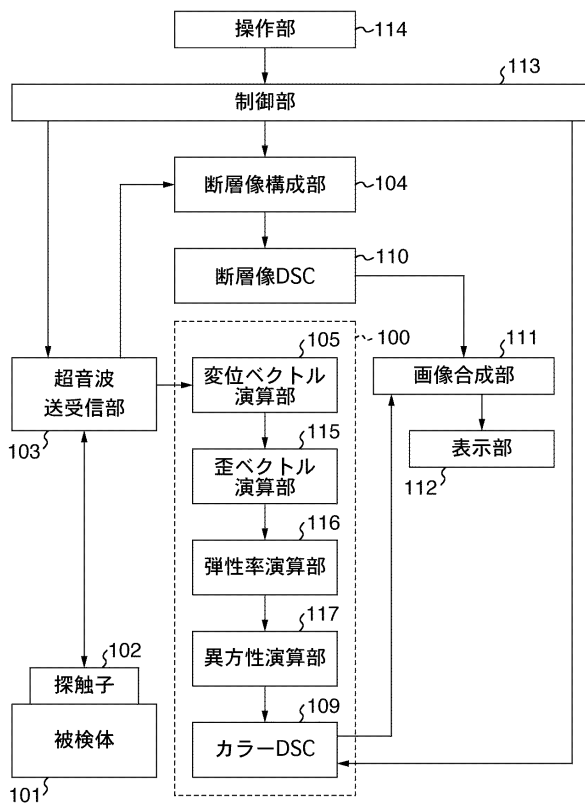
【図7B】



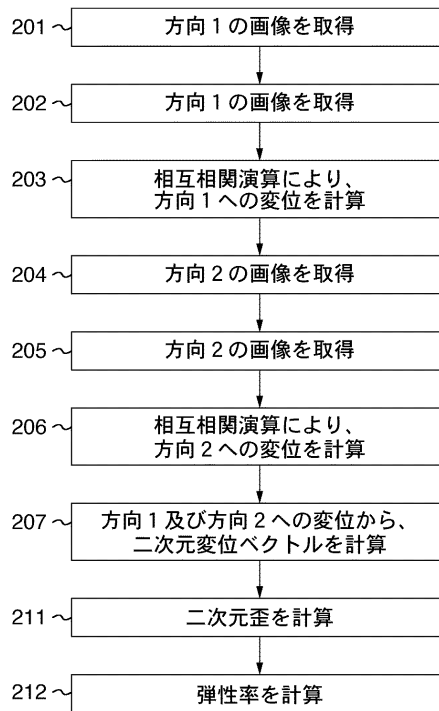
【図8】



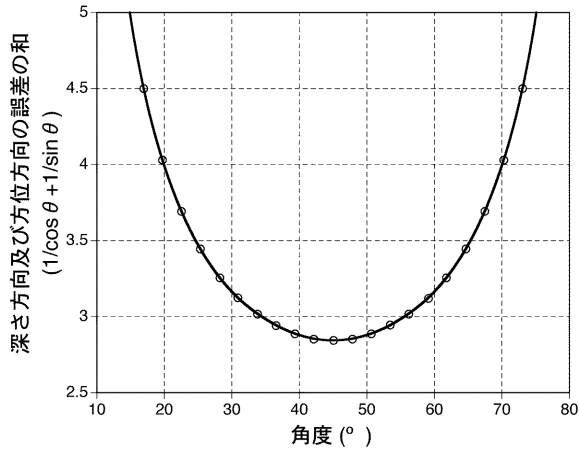
【図9】



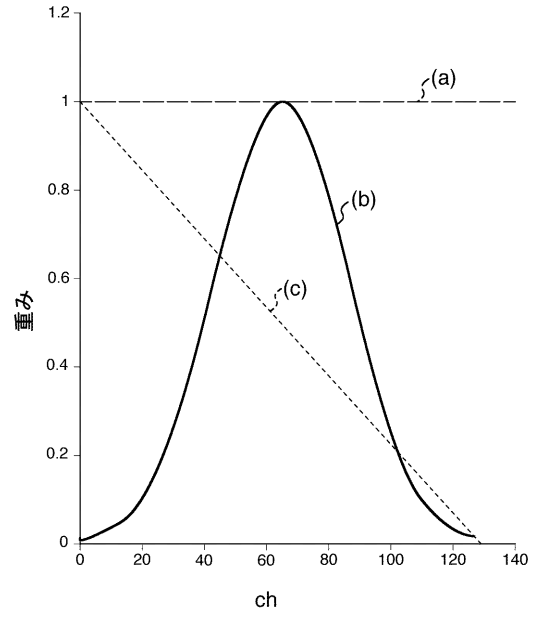
【図10】



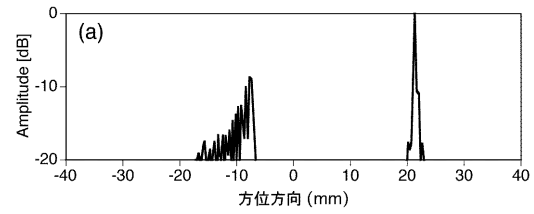
【 図 1 1 】



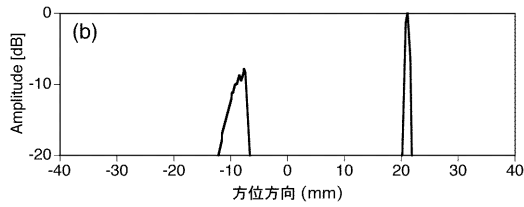
【 図 1 2 】



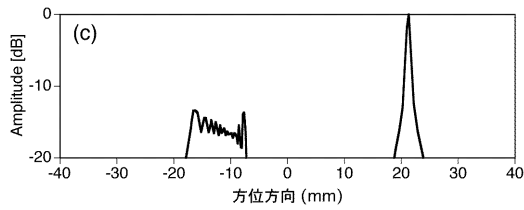
【 図 1 3 A 】



【 図 1 3 B 】



【 図 1 3 C 】



フロントページの続き

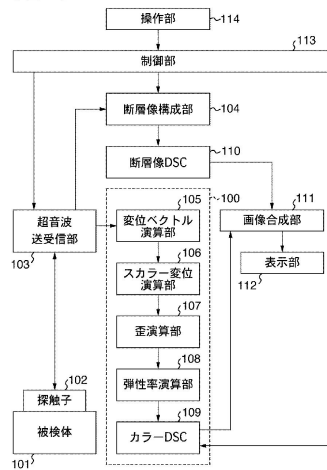
- (56)参考文献 特開平10-258052(JP,A)
特開昭62-152439(JP,A)
特開2006-325704(JP,A)
特開2004-283518(JP,A)
青木茂樹、阿部修 編、これでわかる拡散MRI, 株式会社秀潤社, 2002年 9月20日,
第24-29,32-33頁
- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/08

专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	JP5411699B2	公开(公告)日	2014-02-12
申请号	JP2009531142	申请日	2008-02-15
[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		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	東隆		
发明人	東隆		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B5/0053 A61B8/485 A61B8/5253 G01S7/52042 G01S15/8906 G01S15/8984 G01S15/8995		
FI分类号	A61B8/08		
优先权	2007230902 2007-09-06 JP		
其他公开文献	JPWO2009031327A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种超声波检查器，当在预期的组织位移方向和位移估计方向之间出现差异时，最小化由差异引起的误差，以提高弹性图像的精度。超声波检查仪包括：超声波探头，用于在与对象相对的多个相互交叉的方向上发射超声波；超声发射和接收部件，用于控制超声探头以在多个方向中的每个方向上执行超声的多个发射和接收；位移矢量处理器，用于根据超声波的多次发送和接收的结果计算多个方向中的每个方向上的位移矢量；应变处理器，用于根据位移矢量计算对象的应变信息；图像数据生成器，用于基于计算的应变信息创建图像数据；以及基于图像数据显示图像的显示器。

【图1】



【图2】

