

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02010/053156

発行日 平成24年4月5日 (2012.4.5)

(43) 国際公開日 平成22年5月14日 (2010.5.14)

(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 38 頁)

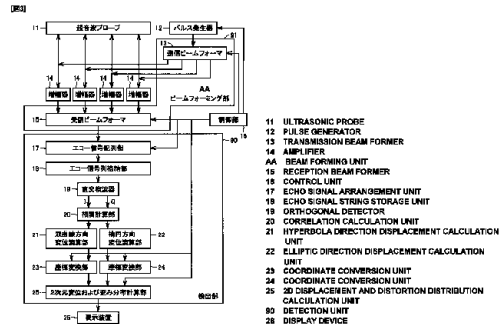
<p>出願番号 特願2010-536799 (P2010-536799)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2009/068995</p> <p>(22) 国際出願日 平成21年11月6日 (2009.11.6)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2008-288239 (P2008-288239)</p> <p>(32) 優先日 平成20年11月10日 (2008.11.10)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(71) 出願人 504132272 国立大学法人京都大学 京都府京都市左京区吉田本町36番地1</p> <p>(74) 代理人 110001195 特許業務法人深見特許事務所</p> <p>(72) 発明者 椎名 毅 京都府京都市左京区聖護院川原町53 国立大学法人京都大学大学院医学研究科内 Fターム(参考) 4C601 BB06 DD18 EE09 HH25 HH29 HH31 JB41</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断システムおよび超音波診断装置

(57) 【要約】

超音波探触子(11)は、少なくとも1方向に配列された超音波変換素子群よりなる。ビームフォーミング部(91)は、被検体内部の走査線群に沿って存在するサンプル点列に超音波をフォーカスし、かつ各超音波変換素子の送受信信号にディレイ及びアポダイズを掛けることにより走査線群と実質的に直交する方向に変調された音場感度を形成する。検出部(90)は、相異なる時点での各サンプル点における受信信号間の演算によって、サンプル点に於ける走査線群に接する方向の変位、及び走査線に実質的に直交する曲線群に接する方向の変位を検出する。走査線群に実質的に直交する曲線群は、被検体内部において超音波探触子(11)に対して固定された2点からの超音波パルスの到達時間の和が実質的に同一である点列からなる曲線の群である。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

少なくとも 1 方向に配列された超音波変換素子群よりなる超音波探触子 (1 1) と、被検体内部の走査線群に沿って存在するサンプル点列に超音波をフォーカスし、かつ各超音波変換素子の送受信信号にディレイ及びアボダイズを掛けることにより該走査線群と実質的に直交する方向に変調された音場感度を形成するビームフォーミング部 (9 1 , 2 1 5) と、

相異なる時点での各サンプル点における受信信号間の演算によって、該サンプル点に於ける少なくとも二方向に沿っての変位を検出する検出部 (9 0 , 2 2 6) とを備え、

前記検出部 (9 0 , 2 2 6) は、該サンプル点に於いて該走査線群に接する方向の変位、及び該走査線に実質的に直交する曲線群に接する方向の変位を検出し、

該走査線群に実質的に直交する曲線群は、被検体内部において超音波探触子 (1 1) に対して固定された 2 点からの超音波パルスの到達時間の和が実質的に同一である点列からなる曲線の群である超音波診断システム。

【請求項 2】

該走査線群は、該固定された 2 点からの超音波パルスの到達時間の差が実質的に同一となる様に選ばれた曲線または直線の集合であって、該固定された 2 点からの超音波パルスの到達時間の差が、隣接する該曲線または直線間で一定の差を持つ、請求の範囲 1 記載の超音波診断システム。

【請求項 3】

該変位を求めるサンプル点が、該走査線群と該走査線群に実質的に直交する曲線群の交点にあり、該走査線群に実質的に直交する曲線群は、該固定された 2 点からの超音波パルスの到達時間の和が実質的に同一となる様に選ばれた曲線の集合であって、該曲線に於ける該固定された 2 点からの超音波パルスの到達時間の和が、隣接する曲線間で一定の差を持つ請求の範囲 1 記載の超音波診断システム。

【請求項 4】

前記走査線群は前記超音波探触子 (1 1) に対して固定された 2 点を共通の焦点とする双曲線の群であり、

前記実質的に直交する曲線群は該 2 点を共通の焦点とする楕円の群である請求の範囲 1 記載の超音波診断システム。

【請求項 5】

前記走査線群は前記超音波探触子 (1 1) に対して固定された 2 点を共通の焦点とする双曲線の漸近線の群であり、

前記実質的に直交する曲線群は該 2 点を共通の焦点とする楕円の群である請求の範囲 1 記載の超音波診断システム。

【請求項 6】

前記走査線群は前記超音波探触子 (1 1) に対して固定された 1 点を通り放射状に延びる直線の群であり、

前記実質的に直交する曲線群は該 1 点を共通の中心とする同心円の群である請求の範囲 1 記載の超音波診断システム。

【請求項 7】

前記超音波変換素子群よりなる超音波探触子 (1 1) による超音波のフォーカスは、超音波変換素子群内の少なくとも一つ以上の超音波変換素子による超音波送信と、送信する超音波変換素子より多い数の超音波変換素子による超音波変換子による受信による開口合成による請求の範囲 1 記載の超音波診断システム。

【請求項 8】

前記超音波を送信する超音波変換素子は二つ以上の超音波変換素子であり、該二つ以上の超音波変換素子から送信された超音波が合成された音波が、該超音波変換素子群の送波表面より送波側とは逆方向にとった仮想音源を中心とする球面波または実効的な円筒波となるように、該二つ以上の超音波変換素子は、超音波送信を行なう請求の範囲 7 記載の超

10

20

30

40

50

音波診断システム。

【請求項 9】

前記検出部 (9 0 , 2 2 6) は、

前記走査線群に沿った方向の変位を該走査線に沿った複数のサンプル点のエコー信号値からなるエコー信号列を用いて、前記相異なる時点で該エコー信号列の間の相互相関演算によって求め、

前記走査線と実質的に直交する曲線群に沿った方向の変位を該走査線と実質的に直交する曲線に沿ったサンプル点のエコー信号値からなるエコー信号列を用いて、前記相異なる時点で該エコー信号列の間の相互相関演算によって求める相関計算部 (2 0 , 2 1 8) を有する、請求の範囲 1 記載の超音波診断システム。

10

【請求項 10】

前記検出部 (9 0 , 2 2 6) は、

前記走査線群に沿った方向の変位を前記相異なる時点でのエコー信号値からなるエコー信号列を用いて、該走査線方向に沿った異なるサンプル点の該エコー信号列間での相互相関演算によって求め、

前記走査線に実質的に直交する曲線群に沿った方向の変位を前記相異なる時点でのエコー信号値からなるエコー信号列を用いて、該走査線に実質的に直交する曲線に沿った異なるサンプル点の該エコー信号列間での相互相関演算によって求める相関計算部 (2 0 , 2 1 8) を有する、請求の範囲 1 記載の超音波診断システム。

20

【請求項 11】

少なくとも 1 方向に配列された超音波変換素子群よりなる超音波探触子 (1 1) と、

被検体内部の走査線群に沿って存在するサンプル点列に超音波をフォーカスし、かつ各超音波変換素子の送受信信号にディレイ及びアポダイズを掛けることにより該走査線群と実質的に直交する方向に変調された音場感度を形成するビームフォーミング部 (9 1 , 2 1 5) と、

相異なる時点での各サンプル点における受信信号間の演算によって、該サンプル点に於ける少なくとも二方向に沿っての変位を検出する検出部 (9 0 , 2 2 6) とを備え、

前記検出部 (9 0 , 2 2 6) は、該サンプル点に於いて該走査線群に接する方向の変位、及び該走査線に実質的に直交する曲線群に接する方向の変位を検出し、

該走査線群に実質的に直交する曲線群は、被検体内部において超音波探触子 (1 1) に対して固定された 2 点からの超音波パルスの到達時間の和が実質的に同一である点列からなる曲線の群である超音波診断装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断システムおよび超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年の超音波診断装置は、組織の反射率の差異によって生じる反射エコーから得られる生体内組織の構造を表わす超音波断層像 (B モード画像) 、を表示するとともに超音波のドプラ血流計測により血管内、心臓内の血流速度や血流量、或いは心臓壁の運動などのような組織部分の速度や移動量を計測し、それらの情報も表示する機能を有している。

40

【0003】

さらに、最近では、超音波によって組織部分の硬さを計測して組織診断へ利用することが行われ始めている。これは、粗域の硬さ即ち弾性特性がその病理状態と深く関連しているためである。例えば、乳がんや甲状腺がんなどの硬化性がん、肝硬変、および動脈硬化症などは正常組織よりも病変部位が硬くなることが知られている。従来は、これらの硬さ情報は、触診により得られていたが、触診では客観的情報表現が難しく、また医師の経験も必要としていた。これに対し、近年、体表から静的な圧力を加えたり、比較的low周波数の超音波による加振を与えることで生じる組織内部の歪みを超音波により計測し、この歪

50

みの大小から組織の硬さを判定する方法が用いられている。特に、超音波診断装置に歪みの計測機能を組み合わせ、従来のBモード画像による組織構造と歪み分布を同時に映像化することで、触診による欠点を解消するのみならず組織の構造と硬さの分布を比較対照することができるので、診断に対する情報をより多く提供することができる。このような機能を有する超音波診断装置が主に乳腺部位の診断を中心として使用され始めている。

【0004】

以上のような超音波による血流などの速度計測、および歪み計測は、何れも超音波による変位の計測機能を基にして行われる。例えば、血流速度分布計測では、異なる時点での超音波エコー信号からその時点間での組織部分の変位分布を算出し、その変位分布の各点での変位値を計測した時点間の時間間隔で割ることで速度分布を算出する。同様に、組織の歪み分布の算出では、超音波によって求めた変位分布の各点での変位値を各点間の距離の微分演算により算出される。

10

【0005】

このように、上に述べた血流および組織運動諸機能の速度計測、組織の硬さを調べる歪み計測は、超音波による変位の計測機能に基づくため、近年の超音波診断装置では超音波による変位計測が重要な技術課題となっている。

【0006】

従来の超音波診断装置は、体組織へ超音波を送信し、組織の反射エコー信号から変位を求める。例えば、パルスドプラ法、およびカラーフロー法などでは、超音波のパルス列を送信し、このパルス列の異なる送信パルス超音波に対する反射エコー信号を比較することで反射エコー信号の各部での時間ずれ（位相差）を検出する。この時間ずれは、異なる送信パルスに対する各々の受信エコー信号上で、その部分の反射エコーを生成した組織の超音波伝搬方向への位置の差に対応して反射超音波が超音波受信位置に到達する時間に差が生じることによって発生する。よって、この位相差（＝時間差）に組織内での音速を乗算することによって、異なる送信パルスの受信エコー信号上の対応部分での超音波伝搬方向への位置の差、即ち変位が検出される。実際の位相差の検出には主に、異なる送信パルスの反射エコー信号間で相関演算やFFT（Fast Fourier Transform）などの周波数解析による位相差検出演算をする処理が施されることが多い。

20

【0007】

また連続波ドプラ法では、連続した超音波を送信し、受信した反射エコー信号が超音波ドプラ効果により反射組織の超音波伝搬方向への速度成分だけ波長が変化することを利用して、周波数解析などにより直接速度の超音波伝搬方向成分を算出する。この場合は、直接速度成分を計測でき、変位を求めるには速度成分を相当する時間間隔分、積分すればよい。

30

【0008】

これらの方法で求められるのは、何れも超音波伝搬方向の変位或いは速度であって、実際の組織変位は、必ずしも超音波伝搬方向のみに生じるとは限らない。そのため、一般には、診断時において、同時に画像化されたBモード画像を基に、組織の構造から推定される変位の方向に超音波伝搬方向を一致させたり、計測された変位や速度に推定される変位の方向の補正が行なわれる。しかしながら、予め各部での変位の方向を予想するのは一般には困難であり、そのため推定方向による誤差を生じる事となる。

40

【0009】

このような欠点を解消するため超音波による2次元、または3次元の変位および速度計測技術が提案されている。

【0010】

たとえばFoxにより、2つの異なる位置からの複合走査によって2つの速度成分を与える方法が「Multiple crossed-beam ultrasound Doppler velocimetry」, IEEE Trans. Sonics Ultrason., Vol. 25, pp. 281 - 286, 1978年（非特許文献1）において提案された。しかしながら、この方法では大開口の変換素子アレイを必要とするために実用上の問題がある。実際に使用可能な変換素子レイの開口では、視野が限

50

定されたり、速度合成による精度が十分には得られないという欠点を有する。

【0011】

また、フレーム対フレームの相関解析に基づく2次元のスペックル追跡方法が、Trahey 他によって、「Angle independent ultrasonic detection of blood flow」, IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 34, pp. 965 - 967, 1987年12月(非特許文献2)において提案されている。この方法は、異なる時点で撮像したBモード画像のフレーム間、あるいは取得した反射エコー信号列の2次元相関演算を行なうものである。現在多くの超音波診断装置においては、取得信号の処理の大部分、特にビームフォーミングや検波などはデジタル処理を用いて行われる。このため、2次元相関演算を行なう場合は、その処理の精度、信頼性、および現行システムへの適合性などからデジタルの2次元相関演算を行なうことが好ましい。一般にデジタル2次元相関演算ではその処理速度、および処理を行なう回路の規模などは処理を行なうデータのサンプリング数に大きく依存するため、データサンプリング数が少ないものが好ましい。逆に、2次元のスペックル追跡方法を使う場合には、データサンプリング数は、その変位検出制度と計測領域とによって決まるため、特定の計測領域で変位検出精度を上げるにはデータサンプリング数を増加させなければならない。通常2次元の各方向の変位検出精度をN倍すると、データサンプリング数は N^2 倍増加する。例えば通常の超音波診断装置において、Bモード画像を作成する場合には超音波反射エコーの受信信号が比較的高いサンプリングレートで取得されるため、画像化に際してサンプリング数の圧縮(検波)が行われる。また超音波ビームの走査線数間隔が比較的大きいため、画像化に際して超音波走査線方向については、補完などを行って表示用の走査線を増加させる。2次元のスペックル追跡方法で表示されるBモード画像のフレーム間で2次元相関をとる場合は、変位精度は表示される画像ピクセルと同程度となる。この場合、通常のドプラ法などで計測可能な超音波反射エコー受信信号方向において、サンプリング数に圧縮がかけられているために変位精度が低下する。従ってこの方法では、従来と異なる方向の変位成分は検出できるが、従来取得可能であった方向の変位成分の検出精度は大きく低下してしまう。また検波する以前の超音波反射エコー信号を用いて2次元のスペックル追跡方法を行なうことも可能である。この場合には、従来取得可能であった方向の変位成分の検出精度も確保できるが、全体のデータサンプリング数が膨大なものとなり、従来の超音波診断装置の規模では実装できなかった。このため2次元のスペックル追跡方法は比較的変位が大きな組織部位の移動検出に適用領域が限定されてしまうという欠点を有していた。

10

20

30

【0012】

2次元変位計測の比較的新規な方法として特表2001-503853号公報(特許文献1)に、変換素子アレイ内に2つの副開口を有し、この2副開口からの可干渉処理により受信ビームパターンに横向きの変調を生じさせる方法が開示されている。この方法は、受信用2副開口の干渉により受信感度に二方向の空間的な変調を与えることで、この二方向の変調方向に沿って変位成分を検出することが可能となる。この方法では、超音波の伝搬方向には、ほぼ従来取得可能であった超音波反射エコー方向と同じ程度の空間変調の波長を与えることができるため、超音波伝搬方向の変位精度を従来のものに対して大きく低下させることなく超音波伝搬と直交する方向の変位成分を計測することができる。しかしながら、この方法は、空間分解能が低下するという欠点を持つ。

40

【0013】

米国特許第6,859,076号明細書(特許文献2)には、特表2001-503853号公報(特許文献1)に記載の方法の計測精度を向上させる方法が開示されている。しかしながら、ここで開示されている方法は実質的に超音波反射エコー受信信号に対する四次のモーメントの計算を含んだ処理を行なうため処理量が增大するため、従来の超音波診断装置へ実装が困難であるという欠点を有していた。

【0014】

さらにLiebgott他「Beamforming Scheme for 2D Displacement Estimation in Ultrasound Imaging」 EURASIP Journal on Applied Signal Processing 2005

50

: 8, pp. 1212 - 1220, 2005年8月(非特許文献3)および米国特許第6,859,076号明細書(特許文献2)に記載の方法とは送受信のビーム形成の異なる方法が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0015】

【特許文献1】特表2001-503853号公報

【特許文献2】米国特許第6,859,076号明細書

【非特許文献】

【0016】

【非特許文献1】Fox「Multiple crossed-beam ultrasound Doppler velocimetry」, IEEE Trans. Sonics Ultrason., Vol. 25, pp. 281 - 286, 1978年

【非特許文献2】Trahey他、「Angle independent ultrasonic detection of blood flow」, IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 34, pp. 965 - 967, 1987年12月

【非特許文献3】Liebgott他「Beamforming Scheme for 2D Displacement Estimation in Ultrasound Imaging」 EURASIP Journal on Applied Signal Processing 2005: 8, pp. 1212 - 1220, 2005年8月

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0017】

本発明は特許文献1及び特許文献2、非特許文献3に開示された超音波による2次元変位計測方法の欠点を克服し、従来の超音波診断装置への実装が好適な2次元変位計測方法を提供することにある。

【0018】

図13を用いて特許文献1及び特許文献2、非特許文献3に関わる従来技術の2次元変位計測方法の原理を説明する。

【0019】

パルス発生器1201は、送信用パルス列を発生する。

送信ビームフォーマ1202は、パルス発生器1201で発生した送信用パルスをもとに、計測対象1204へ超音波ビームを送信するために送信用変換素子アレイ1203の各変換素子へのパルス駆動電圧を発生する。このとき通常超音波診断装置で行われているように、送信ビームフォーマ1202は、送信用変換素子アレイ1203の開口より送信する超音波ビームが収束するようにフォーカシングを行なうこともできる。フォーカシングは、送信用変換素子アレイ1203上の対応する各変換素子への駆動パルス電圧に、例えば図14のような遅延をかけることで行われる。図14は、送信用変換素子アレイ1203の開口中心軸上の指定点で送信超音波ビームの幅を最小する遅延の例である。また、送信ビームフォーマ1202は、送信する超音波ビームのサイドローブの発生を抑制するために送信信号の振幅分布を、例えば図15のように、開口中心にピークを持つ山形の分布になるように各変換素子へのパルス駆動電圧の振幅を調整する(これを本技術分野で周知のように送信アポダイゼーションと称する)こともできる。また、送信ビームフォーマ1202で与える遅延量によっては送信超音波ビームを所望の方向へ向かせることもできる(これを本技術分野で周知のようにビームステアリングと称する)。

【0020】

送信用変換素子アレイ1203上の各変換素子は、入力された駆動パルス電圧によって駆動され、計測対象1204へ超音波パルスを送信する。送信ビームフォーマ1202に於いて図14のような遅延を与えられた場合には、送信された送信超音波パルスは空間的には収束された超音波ビームとして計測対象1204内を伝搬する。

【0021】

10

20

30

40

50

計測対象 1204 へ送信された超音波パルスは、計測対象 1204 内の組織によって反射される。反射された反射エコー超音波は、受信用変換素子アレイ 1205 上の各受信変換素子で受信される。各受信変換素子は、各々受信エコー信号を発生する。受信用変換素子アレイ 1205 上の各受信変換素子からの各受信エコー信号は、受信ビームフォーマ 1206 に入力され、受信用変換素子アレイ 1205 上の開口の位置に応じた受信感度が得られるように各受信変換素子に対する信号振幅増幅率を変えて信号の増幅が行なわれた（これを本技術分野で周知なように受信アポダイゼーションと称する）後、加算され、加算信号が変位検出プロセッサ 1207 に入力される。

【0022】

特許文献 1 及び特許文献 2 に記載の方法では、図 16 に示すような開口に対して 2 ピークを有する特徴的なアポダイゼーションがかけられる。また特許文献 1 では、受信ビームフォーマ 1206 において受信用変換素子アレイ 1205 からの各受信エコー信号に図 17 で示すような受信時間遅延をかけた後加算される例が開示されている。アポダイゼーションと時間遅延をかけられた後加算された受信エコー信号は、変位検出プロセッサ 1207 に入力される。変位検出プロセッサ 1207 が 2 次元変位を算出し、算出結果がディスプレイ 1208 に表示される。

【0023】

このような 2 次元変位計測の特徴は、受信トランスデューサ 1205 上の変換素子からの受信エコー信号に、受信ビームフォーマ 1206 において図 16 に示したアポダイゼーションをかけることによって、実質的にエコー超音波の受信開口上に二つの副開口を形成することにある。このような二つの副開口からの加算受信信号を用いることで、二開口の干渉効果によって受信感度分布に空間的な変調がかかる。これを図 18、図 19 を用いて説明する。図 18 において、受信アポダイゼーションによって生じる実質的な受信の副開口 1701、1702 が示される。受信ビームフォーマ 1206 において図 16 のようなアポダイゼーションと図 17 のような遅延をかけると、受信副開口 1701、1702 に受信される超音波はそれぞれ、方向 1703、方向 1704 に指向性を持つ平面波に対する感度が最大となる。これらの平面波の波面 1705、1706 が、模式的にそれぞれ示されている。受信副開口 1701、1702 で受信される平面波 1705、1706 の干渉によって、加算受信エコー信号は、空間的に 2 次元的な変調がかかった感度分布を持つ。図 19 にこの様子を示す。図 19 において、受信副開口 1701、1702 によって主に受信される平面波の波面 1705、1706 が示される。この二平面波の干渉によって図 19 のハッチで示されるような干渉パターンが生じる。1802 は x 方向、1803 は z 方向の一定の線上での変調の様子を示すものである。このように受信副開口 1701、1702 で受信感度が高い二方向の平面波の干渉によって、図 19 の x 方向、z 方向という直交する方向に空間的な波が発生することになる。これを反映して受信ビームフォーマ 1206 からの出力である加算受信エコー信号は、空間的に直交する二方向に変調がかかった感度分布を有することになる。

【0024】

このように受信感度分布が空間的に 2 次元の変調をかけられているときに、計測対象 1204 内の反射体（組織）が移動する場合、移動する反射体からの送信超音波ビームに対する超音波エコーの加算受信エコー信号は、受信感度の空間分布の変調と反射体の移動速度に応じた変化をする。このため、送信用パルス列 1201 で発生した送信パルスの各々に対して、受信ビームフォーマ 1206 の出力である加算受信エコー信号をそれぞれ取得し、その変化によって受信感度空間分布の二つの変調方向の変位及び速度成分を検出することができる。

【0025】

特許文献 2 によれば、パルス間隔 T_p の送信パルス列の n 番目のパルスに対する加算受信信号 $R(n)$ は

【0026】

10

20

30

40

【数 1】

$$R(n) \sim \cos\left(2\pi \frac{2v_z}{\lambda} T_p n\right) \cos\left(2\pi \frac{v_x}{X_p} T_p n\right) \quad \dots(1)$$

【0027】

に比例した変化をする。ここで λ は使用する超音波の波長である。 X_p は二つの受信副開口 1701、1702 の干渉によって生じる超音波伝搬とは素直な方向の空間変調の周期である。 v_x は開口面方向の、 v_z は超音波伝搬方向のそれぞれ速度を表す。またパルス間隔 T_p の間に生じる開口面方向の変位 x 、超音波伝搬方向の変位 z は、それぞれの方向の速度と

10

【0028】

【数 2】

$$v_x = \frac{\Delta x}{T_p} \quad \dots(2-1)$$

$$v_z = \frac{\Delta z}{T_p} \quad \dots(2-2)$$

20

【0029】

の関係を持つ。

これらの関係を用いて変位検出プロセッサ 1207 は、開口面方向の速度または変位、超音波伝搬方向の速度または変位を求める。一般には式(1)のような二重周期の合成信号から異なる各周期を精度よく求めるには多くのパルス数 n が必要になる。これは、測定のために必要な送信パルス数を増加させ、超音波診断装置に適用する際にフレームレートの低下などの実時間動作の反応を遅らせるため、好ましくない。特許文献 2 には、加算信号列 $R(n)$ の四次のモーメントを用いて開口面方向の速度または変位、超音波伝搬方向の速度または変位を分離して求める方法が開示されている。また、特許文献 1 には、受信副開口 1701、1702 が主に感度を有する平面波の方向 1703、1704 を変化させた場合の加算信号列 $R(n)$ の相互相関演算を行なうことで、超音波伝搬と垂直方向の開口面方向の速度または変位を求め、さらに受信ビームフォーマ 1206 で通常の受信ビームフォーミングを行い、従来 of ドブラ法により超音波伝搬方向の速度または変位を求めることで超音波伝搬方向の速度または変位を求めることが開示されている。

30

【0030】

このようにしてパルス発生器からのパルス列間での加算受信エコー信号の変化によって、二方向の速度または変位が推定でき、さらに従来 of カラーフロー法と同様にして送信超音波ビームの方向上にある組織の二方向速度または変位分布が推定できる。送信ビームフォーマ 1202 が送信超音波ビームのステアリングを行なうことで、2次元での二方向速度または変位分布が算出されてディスプレイ 1208 に表示される。

40

【0031】

以上では送信超音波ビームではフォーカシングにより超音波ビームの収束を行ったが、受信ではフォーカシングを与えないため、受信の感度分布は変調をかけられながらも計測対象 1204 内で広く分布している。

【0032】

非特許文献 2 では、これとは逆に送信時にはフォーカシングを与えずに受信時にフォーカスを与える方法が記載されている。但し、この場合には、超音波伝搬と垂直方向の変調間隔を一定に保つためには受信フォーカス位置により受信副開口 1701、1702 の間隔を変化させる必要がある。非特許文献 2 にあるように超音波伝搬と垂直方向の空間変調周期 X_p あるいは空間変調周波数 f_x は、超音波伝搬方向フォーカス深度 z 、超音波波長 λ 、

50

受信副開口 1701、1702間の距離 d_x を用いて近似的に

【0033】

【数3】

$$X_p = \frac{1}{f_x} = \frac{2\lambda z}{d_x} \quad \dots(3)$$

【0034】

で求められる。

式(1)、式(3)より判るように超音波伝搬と垂直方向の変位、および速度の精度を高くするには空間変調周期 X_p を小さく、空間周波数 f_x を多くとるのが好ましい。そのためには受信副開口間の距離 d_x を大きくとるのが好ましい。そのために超音波伝搬と垂直方向の変位の精度を上げるためには必要とする受信副開口間の距離 d_x を確保できる程度の受信開口の大きさが必要となるので、超音波伝搬と垂直方向の速度および変位計測の精度を上げるためには超音波受信開口を大きくとらねばならない。このとき受信変換素子アレイ上の変換素子の数には作成上の制約があり、従来技術におけるリニア走査のように受信変換素子アレイの一部を用いて受信開口を形成する方式では、受信副開口間の距離を十分に確保できないため超音波ビームフォーミングにおいては前述のステアリング動作を行なうことが好ましい。

10

【0035】

さらに上記のような変位計測方法を速度および変位分布の算出に用いるには、速度および変位の計測精度とともに計測する領域の空間分解能が高いことが好ましい。この空間分解能は、フォーカシングされた超音波ビームの幅に依存するため、送信或いは受信の一方のみにフォーカシングを行って速度分布や変位分布を計測すると、従来の送信及び受信時双方にフォーカシングするビームフォーミングを行なうカラーフロー法などと比べ、分布のラテラル方向空間分解能が劣化するという欠点を有している。これを避けるために送信時および受信時同時に十分幅が細いビームへと超音波フォーカシングを行なう必要があった。

20

【0036】

しかしながら、発明者らの検討によれば、このような送信および受信にフォーカスをかけながら超音波のステアリングを行って超音波ビームの角度を走査させた場合に、そのステアリング方向により副開口の干渉によって生じる感度分布のパターンが変化することが分かった。

30

【0037】

図20は、非特許文献3に記載の方法と同様な方法を用い、かつ送受信時のステアリングとフォーカシングを行った際のシミュレーション結果の受信感度の分布をハッチのパターンで示したものである。

【0038】

図20(a)は、ステアリングにより開口中心より真下に送受信のビームを設定した時の受信感度である。画面中央部分を参照すると、上下、および左右方向に変調が整然とかけられているのが判る。

40

【0039】

一方、図20(b)は、ステアリングにより開口中心より画面右下方向に送受信のビームを作成した場合である。変調は二方向に走っているが、その方向が中央の方向とは異なり傾きを持っていることが判る。

【0040】

このように、高精度な速度および変位分布の検出のためフォーカスをかけた超音波ビームをステアリングする際には、そのステアリング方向によって空間変調がかかる方向が変化するため、従来のような直交した2次元方向の速度および変位計測方法では画面端部の速度および変位検出の誤差が生じ、良好な速度および変位分布が得られないという欠点

50

を有していた。

【0041】

また特許文献2のような複雑な処理を伴う計測ではその処理の複雑さから超音波装置への実装に適さないという欠点を有していた。

【0042】

本発明は、従来技術のもつ、速度および変位分布計測時に分布のラテラル方向空間分解能が低い、端部での速度および変位検出精度が落ちる、複雑な処理を有するなどの欠点を除き、かつ従来の超音波診断装置への実装が好適な2次元変位計測方法を提供するものである。

【0043】

また上記説明では、従来技術の文献に基づいて、受信アポダイゼーションをかけ二つの受信副開口1701、1702を設定することで受信感度の空間分布に直交する方向の変調を与える場合に関して説明した。しかし、送信開口にアポダイゼーションをかけ二つの送信副開口を設定することで、送信超音波ビームに対して、本来の超音波伝搬の波動としての変化に加えて、二つの送信副開口の干渉によって、超音波伝搬と垂直方向即ち超音波ビームの幅方向に変調を与えることで、同様に二方向の速度または変位の計測を行なうことも可能である。つまり、本発明は、このように送信ビームに横変調をかける構成にも好適な方法であり、特に送信のアポダイゼーションと受信のアポダイゼーションを組み合わせ横変調の効果を増大させる場合に、各々のアポダイゼーションと受信および送信のビームフォーカスを同時に組み合わせるのに適した構成をとることができるため、速度および変位分布計測の空間分解能と速度および変位計測感度を同時に向上させることができる。

【課題を解決するための手段】

【0044】

本発明のある局面の超音波診断システムは、少なくとも1方向に配列された超音波変換素子群よりなる超音波探触子（以下、探触子をプローブともいう）と、被検体内部の走査線群に沿って存在するサンプル点列に超音波をフォーカスし、かつ各超音波変換素子の送受信信号にディレイ及びアポダイズを掛けることにより該走査線群と実質的に直交する方向に変調された音場感度を形成するビームフォーミング部と、相異なる時点での各サンプル点における受信信号間の演算によって、該サンプル点に於ける少なくとも二方向に沿っての変位を検出する検出部とを備え、検出部は、該サンプル点に於いて、該走査線群に接する方向の変位、及び該走査線に実質的に直交する曲線群に接する方向の変位を検出し、該走査線群に実質的に直交する曲線群は、被検体内部において超音波探触子に対して固定された2点からの超音波パルスの到達時間の和が実質的に同一である点列からなる曲線の群である。

【0045】

好ましくは、該走査線群は、該固定された2点からの超音波パルスの到達時間の差が実質的に同一となる様に選ばれた曲線または直線の集合であって、該固定された2点からの超音波パルスの到達時間の差が、隣接する該曲線または直線間で一定の差を持つ。

【0046】

好ましくは、該変位を求めるサンプル点、該走査線群と該走査線群に実質的に直交する曲線群の交点にあり、該走査線群に実質的に直交する曲線群は、該固定された2点からの超音波パルスの到達時間の和が実質的に同一となる様に選ばれた曲線の集合であって、該曲線に於ける該固定された2点からの超音波パルスの到達時間の和が、隣接する曲線間で一定の差を持つ。

【0047】

好ましくは、走査線群は超音波探触子に対して固定された2点を共通の焦点とする双曲線の群であり、実質的に直交する曲線群は該2点を共通の焦点とする楕円の群である。

【0048】

好ましくは、走査線群は超音波探触子に対して固定された2点を共通の焦点とする双曲線の漸近線の群であり、実質的に直交する曲線群は該2点を共通の焦点とする楕円の群

10

20

30

40

50

である。

【0049】

好ましくは、走査線群は超音波探触子に対して固定された1点を通り放射状に延びる直線の群であり、実質的に直交する曲線群は該1点を共通の中心とする同心円の群である。

【0050】

好ましくは、超音波変換素子群よりなる超音波探触子による超音波のフォーカスは、超音波変換素子群内の少なくとも一つ以上の超音波変換素子による超音波送信と、送信する超音波変換素子より多い数の超音波変換素子による超音波変換子による受信による開口合成による。

【0051】

好ましくは、超音波を送信する超音波変換素子は二つ以上の超音波変換素子であり、該二つ以上の超音波変換素子から送信された超音波が合成された音波が、該超音波変換素子群の送波表面より送波側とは逆方向にとった仮想音源を中心とする球面波または実効的な円筒波となるように、該二つ以上の超音波変換素子は、超音波送信を行なう。

【0052】

好ましくは、検出部は、走査線群に沿った方向の変位を該走査線に沿った複数のサンプル点のエコー信号値からなるエコー信号列を用いて、相異なる時点で該エコー信号列の間の相互相関演算によって求め、走査線と実質的に直交する曲線群に沿った方向の変位を該走査線と実質的に直交する曲線に沿ったサンプル点のエコー信号値からなるエコー信号列を用いて、相異なる時点で該エコー信号列の間の相互相関演算によって求める相関計算部を有する。

【0053】

好ましくは、検出部は、走査線群に沿った方向の変位を相異なる時点でのエコー信号値からなるエコー信号列を用いて、該走査線方向に沿った異なるサンプル点の該エコー信号列間での相互相関演算によって求め、走査線に実質的に直交する曲線群に沿った方向の変位を相異なる時点でのエコー信号値からなるエコー信号列を用いて、該走査線に実質的に直交する曲線に沿った異なるサンプル点の該エコー信号列間での相互相関演算によって求める相関計算部を有する。

【0054】

本発明のある局面の超音波診断装置は、少なくとも1方向に配列された超音波変換素子群よりなる超音波探触子と、被検体内部の走査線群に沿って存在するサンプル点列に超音波をフォーカスし、かつ各超音波変換素子の送受信信号にディレイ及びアポダイズを掛けることにより該走査線群と実質的に直交する方向に変調された音場感度を形成するビームフォーミング部と、相異なる時点での各サンプル点における受信信号間の演算によって、該サンプル点に於ける少なくとも二方向に沿っての変位を検出する検出部とを備え、検出部は、該サンプル点に於いて該走査線群に接する方向の変位、及び該走査線に実質的に直交する曲線群に接する方向の変位を検出し、該走査線群に実質的に直交する曲線群は、被検体内部において超音波探触子に対して固定された2点からの超音波パルスの到達時間の和が実質的に同一である点列からなる曲線の群である。

【発明の効果】

【0055】

以上のように本発明により高い空間分解能で高精度な2次元変位分布計測および2次元速度分布計測が達成される。

【図面の簡単な説明】

【0056】

【図1】本発明の実施形態の原理を表す図である。

【図2】本発明の実施形態に係わるサンプル点の関係を表す図である。

【図3】本発明の好ましい実施形態を表す図である。

【図4】本発明の実施形態に係わるアポダイゼーションを表す図である。

【図5】本発明の実施形態に係わるエコー受信信号の図である。

10

20

30

40

50

【図 6】本発明の好ましい他の実施形態を表す図である。

【図 7】本発明の好ましい他の実施形態に係わる他の送信方法を説明する図である。

【図 8】本発明の実施形態の効果を示すシミュレーションのモデルを示す図である。

【図 9】本発明の実施形態による受信信号パターンのシミュレーション結果を示す図である。

【図 10】本発明の実施形態の効果を示す他のシミュレーションのモデルを示す図である。

【図 11】本発明の実施形態に係わる変位計測による位相計算シミュレーション結果を示す図である。

【図 12】本発明の実施形態に基づく変位計測による 2 次元変位シミュレーション結果を示す図である。

10

【図 13】従来技術の説明のための構成図である。

【図 14】従来技術に係わる送信遅延を表す図である。

【図 15】従来技術に係わる送信アポダイゼーションを表す図である。

【図 16】従来技術に係わる受信アポダイゼーションを表す図である。

【図 17】従来技術に係わる受信遅延を表す図である。

【図 18】従来技術の原理を表す図である。

【図 19】従来技術による受信感度分布を表す図である。

【図 20】従来技術の欠点を表す図である。

【発明を実施するための形態】

20

【0057】

本発明は高精度な速度および変位分布の検出のためフォーカスかけた超音波ビームをステアリングする際には、そのステアリング方向によって空間変調がかかる方向が変化することを補正するものである。

【0058】

図 1 は、超音波の送信または受信開口に 2 ピーク状のアポダイゼーションをかけた場合の送信あるいは受信超音波の様子を模式的に示す図である。送受信超音波は近似的に、実質的に 2 ピークをなすアポダイゼーションの各山の幅が小さいときには、二つの頂点または重心点から発生あるいは収斂する二つの球面波（2 次元的には同心円状の波）となる。この二つの波の干渉により生じる干渉パターンはよく知られているように上記二つの頂点あるいは重心点を共通な二焦点（共焦点）とする双曲線と楕円の曲線群となる。即ちこのようなアポダイゼーションをかけた送受信超音波は、空間の各点付近でほぼ直交する二つに方向に（二種類の）空間的な変調がかけられており、その二変調方向は各点でその点を通る双曲線と楕円の各接線方向である。さらにある双曲線または楕円上に沿った各点に関しては、上記二種類の空間変調のうち一方の変調のみがかけられていることになる。

30

【0059】

たとえば二つの共焦点からの距離がそれぞれ r_1 、 r_2 である点で、二つの共焦点から発生する同一波長の波を考えると、共通する時間変動の部分を除いて近似的に

【0060】

【数 4】

40

$$\cos \frac{2\pi r_1}{\lambda} + \cos \frac{2\pi r_2}{\lambda} \quad \dots (4)$$

【0061】

となるが、二焦点からの距離の和の半分 S と二焦点からの距離の差の半分 Δ を用いると、位置に関して以下のような式になる。但し、 ϕ_1 、 ϕ_2 は適当な位相差、 C_0 は点の位置によらない定数である。

【0062】

【数 5】

$$\sim C_0 \cos\left(\frac{2\pi S}{\lambda} + \delta 1\right) \cos\left(\frac{2\pi \rho}{\lambda} + \delta 2\right) \quad \dots (5-1)$$

$$S = \frac{r_1 + r_2}{2} \quad \dots (5-2)$$

$$\rho = \frac{r_1 - r_2}{2} \quad \dots (5-3)$$

10

【0063】

周知のように双曲線は、二焦点からの距離の差が一定の曲線である。同一双曲線上の点では上式が一定でSの変化に応じた変調を受ける。また、楕円は二焦点からの距離の和が一定の曲線である。同一楕円上の点では、上式Sが一定での変化に応じた変調を受ける。

【0064】

以上のことより、送受信の開口に2ピーク状のアポダイゼーションをかけた場合には、受信感度の空間分布にかかる二種類の変調パターンは、ほぼ双曲線群、および楕円群に沿ったものとなり、図20に示したように変調のかかる方向が場所によって変化することがわかる。

20

【0065】

このようにして2次元変位の方向を従来の空間に固定した直交二軸、または単純に超音波ビーム方向とビーム垂直方向に分解して変位を求めるのではなく、2ピークのアポダイゼーションの二頂点あるいは二重心点を共焦点とし、計測点を通る双曲線の方向と、楕円の接線方向へ分解した変位を求めることで2次元の空間変調パターンに略沿った変位計測を行なうことができ、その結果変位計測精度を損なうことがなくなる。

【0066】

式(1)と同様にパルス間隔 T_p としたときのn番目の送信パルスに対する、計測対象内の特定の点Pからのエコー受信信号の変化は

30

【0067】

【数 6】

$$R(n) \sim \cos\left(2\pi \frac{2v_h}{X_h} T_p n\right) \cos\left(2\pi \frac{2v_e}{X_e} T_p n\right) \quad \dots (6)$$

【0068】

となる。ここで v_h は双曲線に沿った方向の速度、 v_e は楕円に沿った方向の速度である。 X_h は双曲線に沿った方向の空間変調周期でほぼ超音波波長である。 X_e は楕円に沿った方向の空間変調周期でアポダイゼーションによるピークの幅が小さいときはほぼ超音波波長にしてもよいが、ピークの幅による補正を加えても良い。

40

【0069】

このときほぼ同時に上記点と同一楕円上にある、異なる点P'からのエコー受信信号を取得すると、その受信信号の変化は、上記のように同一楕円上では双曲線方向の空間変調は実効的に関与しないため

【0070】

【数 7】

$$R'(n) \sim \cos\left(2\pi \frac{2v_h}{X_h} T_p n\right) \cos\left(2\pi \frac{2v_e}{X_e} T_p n + \delta e\right) \quad \dots (7)$$

【0071】

となる。ここで δe は楕円上での点の位置の差によって生じる位相差である。特に δe を $\pi/4$ となるような楕円上での点 P_e をとるとその信号 $R^e(n)$ は

【0072】

【数 8】

$$R^e(n) \sim \cos\left(2\pi \frac{2v_h}{X_h} T_p n\right) \sin\left(2\pi \frac{2v_e}{X_e} T_p n\right) \quad \dots (8)$$

10

【0073】

となる。

受信信号 $R(n)$ と $R^e(n)$ を用いることで、楕円接線方向の速度のみを独立に算出することが可能である。たとえば $R(n)$ と $R^e(n)$ を除算した信号を用いて通常のドブラ位相検出を行ってもよい。また $R(n)$ と $R^e(n)$ の相互相関をとることで速度成分を検出できる。検出精度を高めるために同一楕円上に近接する複数点の受信信号を比較処理してもよい。

20

【0074】

例えば楕円上で位相 $\pi/4$ だけ異なる点 P の信号 $R(n)$ と点 P_e の信号 $R^e(n)$ の相互相関演算を次のように計算することによって、次のように楕円方向の速度が求められる。

【0075】

【数 9】

$$v_e = \frac{X_e}{4\pi T_p} \tan^{-1} \left[\frac{\sum_n (R(n)R^e(n+1) - R(n+1)R^e(n))}{\sum_n (R(n)R(n+1) + R^e(n+1)R^e(n))} \right] \quad \dots (9)$$

30

【0076】

同様にして、同一双曲線上の複数点からのエコー受信信号を用いることで、双曲線接線方向の速度のみを独立に算出することが可能である。特に点 P での信号 $R(n)$ と同一双曲線上にあり位相差が $\pi/4$ となる点 P_h で信号 $R^h(n)$ との相互相関演算を次のように計算することによって、双曲線方向の速度が次のように求まる。

【0077】

【数 10】

$$v_e = \frac{X_h}{4\pi T_p} \tan^{-1} \left[\frac{\sum_n (R(n)R^h(n+1) - R(n+1)R^h(n))}{\sum_n (R(n)R(n+1) + R^h(n+1)R^h(n))} \right] \quad \dots (10)$$

40

【0078】

以上では、速度検出に関して説明したが、定められた送信パルス間隔の変位を検出する場合も同様に検出できることは明らかである。また上記説明で用いた 2 群の曲線群は、本質的には、2 ピークのアポダイゼーションの二頂点あるいは二重心点からの距離の和が実質的に一定な曲線群であって該 2 点から曲線上の点への超音波パルスの到達時間の和が実質的に同一である曲線群と、2 ピークのアポダイゼーションの二頂点あるいは二重心点が

50

らの距離の差が実質的に一定な曲線群であって該2点から曲線上の点への超音波パルスの到達時間の差が実質的に同一である曲線群と、であることは上記説明より明らかで、厳密な双曲線群や楕円群から若干のずれを有しても効果がある。特に双曲線には漸近線が存在し、その焦点より遠方に離れるとその双曲線は部分的には漸近線で近似できる。このため遠方に於いては双曲線を実効的にその漸近線と部分的に置き換えることができる。以降この双曲線と部分的に置き換えた漸近線を略双曲線と称する。同様に焦点より遠方での楕円は部分的に円に置き換え可能であるので、一般的に円を含んだ意味での楕円の意味で用いるか、場合によって近似した円を含んで略楕円と称する。

【0079】

さらに本発明の好ましい形態は、共通する二焦点をもつ双曲線群、および楕円群の交点をサンプリング点としてこれらの点に送受信フォーカスをかけることで分布計測の空間分解能の向上を図るものである。従来の受信時あるいは送信時にのみフォーカスをかけるのではなく、受信、送信各々を実質的に同時にフォーカスするため、サンプリング点の近傍からのエコー信号を用いて速度および位相検出を行い、速度および位相分布の空間分解能が上げられるため、従来より精細な診断用画像が提供できる。同時に同一双曲線上にある近接する複数サンプリング点より該双曲線方向に沿った速度成分または変位成分と、同一楕円上にある近接する複数サンプリング点より該楕円方向に沿った速度成分または変位成分とを、それぞれ独立に算出することで2次元速度成分あるいは2次元変位成分を簡便な処理で計測精度を損なわずに計測する。

【0080】

このように略双曲線群と略楕円群の交点にサンプリング点を配置することで、目的とするサンプリング点の近傍において、上記の略双曲線に沿った複数サンプリング点間の処理、および略楕円に沿った複数サンプリング点間の処理が簡便に行える。

【0081】

特に好ましくは、サンプリング点を決定する2つの曲線群を、双曲線群は2ピークのアポダイゼーションの二頂点あるいは二重心点からの超音波パルスの到達時間の差が実質的に同一となる様に選ばれた曲線または直線の集合であって、該2点からの超音波パルスの到達時間の差の値が、隣接する該曲線または直線間で一定の差を持ち、楕円群は該2点からの超音波パルスの到達時間の和が実質的に同一となる様に選ばれた曲線の集合であって、該2点からの超音波パルスの到達時間の和の値が、隣接する曲線間で一定の差を持つように決定する。

【0082】

式(5-1)~(5-3)より判るように2ピークのアポダイゼーションによって生じる2次元の空間変調パターンは二頂点あるいは二重心点からの距離の和、及び二頂点あるいは二重心点からの距離の差によって記述できる。また一般に双曲線、楕円は二焦点の位置と二焦点からの距離の和、および差によって判別可能である。これらの事実より上記のような間隔で配置された略双曲線群の隣接する略双曲線間には、これと直交する略楕円方向の空間変調に対して一定の位相の差をもっていることは明らかである。このため同一の略楕円上にあり、これら隣接する略双曲線との各交点にあるサンプリング点間には位相差が一定の楕円方向に沿った変調が掛かっている。上記のような間隔で配置された略楕円群にも同様のことが言えるため、このようにして定められた隣接するサンプリング点同士は、双曲線方向、および楕円方向に各々一定の変調の位相差で配列され、式(6)、式(7)を用いてそれぞれの方向の速度成分を検出する際に位相間隔が揃ったサンプリングを行えるため計算手順が簡略化できる。

【0083】

特に好ましくはこの位相差が π/m 、 m は整数となるときであり、この場合隣接する略双曲線間、および隣接する略楕円間、は m 周期の周期をもった位相関係があることになる。整数 m が大きいほどサンプリング数が増加するため処理の負荷が多くなるが、変位検出の精度が高くなり、特に $m=4$ が好ましい。

【0084】

10

20

30

40

50

式(4)よりこの条件は以下のように言い換えることもできる。即ち、サンプリング点を決定する2つの曲線群を、双曲線群は2ピークのアポダイゼーションの二頂点あるいは二重心点からの超音波パルスの到達時間の差が実質的に同一となる様に選ばれた曲線または直線の集合であって、該2点からの超音波パルスの到達時間の差の値が、隣接する該曲線または直線間で使用超音波波長のm分の一だけ異なり、楕円群は該2点からの超音波パルスの到達時間の和が実質的に同一となる様に選ばれた曲線の集合であって、該2点からの超音波パルスの到達時間の和の値が、隣接する曲線間で使用超音波波長のn分の一だけ異なる。

【0085】

但し、m、nはそれぞれ整数であって特に4以上となることが好ましい。

10

特にm=4、n=4とすることで式(9)、式(10)により楕円方向、双曲線方向の速度が求められ、これに式(2)の關係を用いると楕円方向、双曲線方向の変位が求められる。

【0086】

このような等間隔の位相差を持つサンプリング点の配置方法の一例に関して図2を用いて説明する。

【0087】

二焦点間の間隔 $d=2f$ として、座標原点0を二焦点間の中点にとり、二焦点の座標を $(-f, 0)$ 、 $(f, 0)$ ととる。上記のように双曲線は二焦点までの距離の差2、楕円は二焦点までの距離の和Sで決定されるが、これを若干変形して双曲線パラメタuと楕円パラメタvを以下のように決める。

20

【0088】

【数11】

$$u = \rho \quad \dots(11-1)$$

$$v = S - f \quad \dots(11-2)$$

【0089】

このとき双曲線パラメタu、楕円パラメタvで決定される双曲線、楕円の図はそれぞれ図2(a)および図2(b)のようになる。また直交座標(x、y)は、双曲線パラメタu、および楕円パラメタvを用いて

30

【0090】

【数12】

$$(x, y) = \left(\frac{u(v+f)}{f}, \frac{\sqrt{(v^2+2vf)(f^2-u^2)}}{f} \right), \quad \dots(12)$$

$$(-f \leq u \leq f, 0 \leq v < \infty)$$

40

【0091】

と書ける。

上記のように二焦点からの距離の和と差が一定の間隔になるように、特に共通のサンプリング時間間隔Tに対して音速cを用いて双曲線、楕円の間隔を決めるのが簡便であり、その場合双曲線インデックスi、楕円インデックスj、(i=0, ±1, ±2, ..., j=1, 2, 3, ...)により指定される点 Q_{ij} を図2(c)に示す。また点 Q_{ij} の直交座標による表示 (x_{ij}, y_{ij}) は

【0092】

【数 1 3】

$$u = \frac{1}{2}cTi \quad \dots(13-1)$$

$$v = \frac{1}{2}cTj \quad \dots(13-2)$$

$$(x_{ij}, y_{ij}) = \left(\frac{\frac{1}{2}cTi(\frac{1}{2}cTj + f)}{f}, \frac{\sqrt{\left(\left(\frac{1}{2}cTj\right)^2 + cTjf\right)\left(f^2 - \left(\frac{1}{2}cTi\right)^2\right)}}{f} \right) \quad \dots(13-3)$$

10

【0093】

と書ける。

また通常のビームフォーミングで行なうステアリング動作との類似から、双曲線インデックス*i*をライン番号、楕円インデックス*j*をライン内でのサンプル番号と以降称することとする。 20

【0094】

(第一の実施形態)

本実施形態は、被検体に圧力を加える前後の二次変位分布を求め、これにより2次元歪み分布の計測を行なう装置(システム)に関する。

【0095】

図3は、本実施形態の構成を示す。

図3の超音波診断装置(システム)は、超音波プローブ11と、パルス発生器12と、送信ビームフォーマ13と、増幅器14と、制御部16と、受信ビームフォーマ15と、検出部90と、表示装置26とを備える。送信ビームフォーマ13と、受信ビームフォーマ15とは、ビームフォーミング部91を構成する。 30

【0096】

検出部90は、エコー信号配列部17と、エコー信号列格納部18と、直交検波器19と、相関計算部20と、双曲線方向変位演算部21と、楕円方向変位演算部22と、座標変換部23と、座標変換部24と、2次元変位および歪み分布計算部25とを備える。

【0097】

超音波プローブ11は、変換素子アレイからなる。各変換素子は被検体内へ超音波を送波するとともにその反射波を受波する。

【0098】

パルス発生器12は、制御部16からの送信トリガによって送信用パルスが発生する。 40

制御部16は、図2(c)に示したようなサンプル点の配置とその位置情報が記載されたサンプリング点情報テーブルを格納し、各送信パルスについてライン番号*i*に沿ったサンプル点*Q_{ij}*の位置に送信超音波がフォーカスするような各変換素子の遅延量を送信ビームフォーマ13及び受信ビームフォーマ15に設定する。

【0099】

パルス発生器12で発生した送信用パルスは、送信ビームフォーマ13によって設定された遅延量だけ遅延がかけられるとともに、図4に示すような送信アポダイゼーションをかけた振幅に調整された駆動電圧で、超音波プローブ11の変換素子アレイの各変換素子を駆動する。超音波プローブ11から送信される超音波は、図4に示した2ピークを有するアポダイゼーションによって前述のように空間的に変調がかけられるとともに、送信 50

ビームフォーマ 13 によってかけられた遅延による送信フォーカシングによって目標のサンプル点 Q_{ij} へ収束される。

【0100】

サンプル点 Q_{ij} 付近で反射された反射エコー信号は、超音波プローブ 11 で受信され、各変換素子からの受信信号は増幅器 14 で増幅される。より好ましい形態では、増幅器 14 には、A/D (Analog to Digital) 変換器が具備され、各受信信号はデジタル信号に変換される。

【0101】

各変換素子からのデジタル受信信号は、受信ビームフォーマ 15 によって各変換素子について設定された遅延量分の遅延が与えられると同時に、図 4 に示すような 2 ピークの受信アポダイゼーションをかけられた後、各変換素子について加算 (整相加算) される。この整相加算後の信号は、目標のサンプル点 Q_{ij} 付近に受信感度が高くなると同時に、2 ピークの受信アポダイゼーションによって受信感度に関する 2 次元の空間変調を受けた受信エコー信号となって受信ビームフォーマ 15 から出力される。

【0102】

出力された受信エコー信号は、エコー信号配列部 17 に入力される。エコー信号配列部 17 は、制御部 16 からの目標サンプル点 Q_{ij} の位置情報を基にして、目標サンプル点 Q_{ij} 付近のみのエコー信号を含む適当な長さのデータを取り出し、エコー信号列格納部 18 の対応する部分に格納する。取り出されるデータの長さは、データ格納領域を削減するため点 Q_{ij} に於けるエコー信号値のみでも良いが、点 Q_{ij} を含む前後にサンプリングされた複数点の値を格納してもよい。この場合は、データ長とデータ内でサンプリング点 Q_{ij} の値を格納する順番は揃っていることが好ましい。

【0103】

以上の結果、エコー信号列格納部 18 内には、ライン番号、超音波プローブまでの距離の順番に従って、対応するエコーデータが配列される。例えば、図 2 (c) に示すようなサンプリング点 $Q_{-m,1}$ 、 $Q_{-m,2}$ 、...、 $Q_{-m+1,1}$ 、 $Q_{-m+1,2}$ 、... をライン番号順、超音波プローブへ近接する順で対応するエコー受信データが格納される。図 2 (c) は、 $m = 1$ の例を示す。

【0104】

このように格納されたエコー受信信号の模式図を図 5 に挙げる。

制御部 16 は、サンプリング点情報テーブルに記載されたサンプリング点の配列に従って、例えばサンプリング点 $Q_{-m,1}$ 、 $Q_{-m,2}$ 、...、 $Q_{-m+1,1}$ 、 $Q_{-m+1,2}$ 、... の順番でエコーデータを取得する。制御部 16 は、サンプリング点情報テーブルの順番に従って、対応するサンプリング点の位置情報から送信フォーカシング、受信フォーカシングのための遅延量を用意し、それぞれ送信ビームフォーマ 13、および受信ビームフォーマ 15 の遅延量をセット後、パルス発生器 12 に送信トリガを送る。その後前述したように、送信トリガによりパルス発生器 12 で送信パルスが発生され、送信ビームフォーマ 13 で遅延、およびアポダイゼーションがかけられ、超音波プローブ 11 で所定のサンプリング点にフォーカシングされた超音波の送波とエコーの受波が行われる。受信信号は、増幅器 14 で増幅、およびデジタル化の後、受信ビームフォーマ 15 で整相加算されて、受信エコー信号が生成される。

【0105】

エコー信号配列部 17 は、制御部 16 のサンプリング点情報テーブルに従って、所望のサンプリング点の位置関係によって受信エコー信号の該当する部分を抜き出してエコー信号列格納部 18 の所定部分に格納する。制御部 16 は、サンプリング点情報テーブルに基づいて、以上の手順を繰り返し、エコー信号列格納部 18 内に計測領域全域に渉るサンプリング点 Q_{ij} に対する受信エコー信号が取得される。

【0106】

以上の結果として図 5 に示したように特定のライン番号に対して一連のエコー信号列が得られる。この各エコー信号列は図 2 (c) に示したようにそのライン番号 $i=0, \pm 1, \pm 2,$

10

20

30

40

50

...に対応する略双曲線に沿った受信エコー信号となっている。また、計測領域全域に対する全てのライン番号に対するエコー信号列の集合は、一つのフレームデータを形成する。

【0107】

各ライン番号についてのエコー信号列は、フレームデータを通して直列に格納されても良いが、好ましくは図5に模式的に表したように各ライン番号のエコー信号列が並列し、ライン番号を指定した場合には当該ライン上のエコー信号の値が時間サンプリングの順に沿って読み出せ、またライン上でのサンプリング番号を指定した場合には当該サンプリング番号のエコー信号の値がライン番号の順に読み出せるようにデータ読み出しができることが好ましい。このようにしてライン番号を指定した場合に得られるエコー信号列のデータをラインエコー信号データまたは走査線信号データと称し、ライン上でのサンプリング番号を指定した場合に得られる信号データの列をライン交差エコー信号データまたは走査線直交信号データと称する。図2(c)での対応で言えば、ラインエコー信号データは略双曲線上に沿った点からのエコー信号の値であり、ライン交差エコー信号データは略楕円上に沿った点からのエコー信号の値である。

10

【0108】

また、エコー信号列格納部18のサンプリング点 Q_{ij} でのエコー信号値のみならず、サンプリング点 Q_{ij} を含んだ近傍の複数点でのエコー信号値をデータとして格納した場合には、ライン上でのサンプリング番号の指定に対して、この複数点のエコー信号値のデータ組をライン番号の順に読み出せるようにデータが読み出されるように構成してもよい。この一連のデータ組をライン交差エコー信号組データと称する。

20

【0109】

外部加圧に対しての2次元歪み分布を計測するために、初めに加圧前のフレームデータを上記の手順で採取する。採取したフレームデータは加圧前フレームデータとしてエコー信号列格納部18に格納される。その後、外部より加圧を行い加圧時のフレームデータを加圧後フレームデータとして格納される。加圧前フレームデータ、および加圧後フレームデータは各々ライン番号 $i=0, \pm 1, \pm 2, \dots$ に対応するエコー信号列の集合よりなっている。

【0110】

これら加圧前フレームデータと加圧後フレームデータを用いて直交検波器19から2次元変位および歪み分布計算部25までを用いて加圧前後の2次元の変位分布及び歪み分布を求める。

30

【0111】

本実施形態における2次元変位の計測方法の概要をのべる。

本実施形態では、各サンプリング点 Q_{ij} 近傍での略双曲線方向に沿った変位成分と略楕円方向に沿った変位成分が独立に求められる。

【0112】

上記のエコー信号列格納部18から加圧前と加圧後の各ライン番号のラインエコー信号データが読み出される。ラインエコー信号データは、対応するライン番号の略双曲線に沿ったエコー信号の列となっているため、加圧前と加圧後での対応するラインエコー信号データ間での複素相関演算を行なうことによって、対応するライン番号の略双曲線上でその略双曲線に沿った加圧前後の変位を算出することができる。

40

【0113】

さらに、エコー信号列格納部18から加圧前と加圧後のライン内での各サンプリング番号のライン交差エコー信号データが読み出される。ライン交差エコー信号データは、対応するサンプル番号の略楕円に沿ったエコー信号の列となっているため、加圧前と加圧後での対応するライン交差エコー信号データ間での複素相関演算を行なうことにより、対応するサンプル番号の略楕円上で、その略楕円に沿った加圧前後の変位を算出することができる。

【0114】

直交検波器19は、複素相関演算を行なうため、加圧前フレームデータ、および加圧後フレームデータの各信号列から解析信号を求める。解析信号は、もとの信号、I信号とそ

50

れと / 4 位相がずれた Q 信号とからなる。解析信号を作成するには直交検波ではなくヒルベルト変換を用いることも可能である。

【 0 1 1 5 】

相関計算部 2 0 は、加圧前フレームデータと加圧後フレームデータを用いて、各ライン番号に対応した加圧前後のラインエコー信号データ間の相関演算を行い、双曲線方向変位演算部 2 1 へ結果を出力する。また、相関計算部 2 0 は、ライン内の各サンプル番号に対応した加圧前後のライン交差エコー信号データ間の相関演算を行い、楕円方向変位演算部 2 2 へ結果を出力する。

【 0 1 1 6 】

双曲線方向変位演算部 2 1 は、相関計算部 2 0 からの相関演算結果を用いて各ライン番号の略双曲線上にあるサンプリング点での該略双曲線に沿った変位を求め、座標変換部 2 3 へ結果を出力する。双曲線方向変位演算部 2 1 の演算結果は各ライン番号のサンプル点での当該双曲線に沿った変位値であり、そのサンプリング点での当該双曲線の接線方向の変位成分である。座標変換部 2 3 は、各サンプリング点でその点を通る当該双曲線の接線方向を計算し、得られた双曲線に沿った変位の 2 次元の直交座標成分を算出し、2 次元変位および歪み分布計算部 2 5 へ出力する。ここで各サンプリング点を通る略双曲線の接線は、サンプリング点情報テーブルが与えられれば算出できるため、各サンプリング点に関して事前に計算をしておくことも可能である。

10

【 0 1 1 7 】

同様に、楕円方向変位演算部 2 2 は、相関計算部 2 0 からの相関演算結果を用いて各ライン内サンプリング番号の略楕円上にあるサンプリング点での該略楕円に沿った変位を求め、座標変換部 2 4 へ結果を出力する。座標変換部 2 4 は、各サンプリング点でその点を通る当該楕円の接線方向を計算し、得られた楕円に沿った変位の 2 次元の直交座標成分を算出し、2 次元変位および歪み分布計算部 2 5 へ出力する。各サンプリング点を通る略楕円の接線は、サンプリング点情報テーブルが与えられれば算出できるため、各サンプリング点に関して事前に計算をしておくことも可能である。

20

【 0 1 1 8 】

2 次元変位および歪み分布計算部 2 5 は、双曲線方向変位演算部 2 1 からの略双曲線接線方向変位成分と楕円方向変位演算部 2 2 からの略楕円接線方向変位成分を合成して、各サンプル点における 2 次元変位の直交座標成分を求める。

30

【 0 1 1 9 】

表示装置 2 6 は、各サンプル点の位置に求めた 2 次元変位を表示する。この表示として、たとえば各サンプリング点での 2 次元変位のベクトル表示、変位の絶対値に応じた色コントラスト表示、または直交座標各成分の値に応じた色コントラスト表示などを用いることができる。

【 0 1 2 0 】

さらに 2 次元変位および歪み分布計算部 2 5 は、各サンプル点における 2 次元変位の値と各サンプリング点の位置座標より歪み値を求める。歪みは変位を空間座標で微分することにより求められる。例えば伸び歪み σ_{xx} 、 σ_{yy} は

40

【 0 1 2 1 】

【 数 1 4 】

$$\sigma_{xx} = \frac{\partial(\Delta x)}{\partial x} \quad \dots(14-1)$$

$$\sigma_{yy} = \frac{\partial(\Delta y)}{\partial y} \quad \dots(14-2)$$

【 0 1 2 2 】

定義される。ここで x 、 y はそれぞれ x 方向変位、 y 方向変位である。サンプリング点で

50

の変位より歪みを求めるための空間微分の近似には、従来の様々な近似法を用いることができるが、本実施形態ではサンプル点は非定型格子の上にあるので、例えば

【 0 1 2 3 】

【 数 1 5 】

$$\frac{\partial u(Q_{ij})}{\partial x} \approx \frac{u(Q_{i,j+1})(\Delta y_2 - \Delta y_3) + u(Q_{i+1,j})(\Delta y_3 - \Delta y_1) + u(Q_{i+1,j+1})(\Delta y_1 - \Delta y_2)}{\Delta x_1(\Delta y_2 - \Delta y_3) + \Delta x_3(\Delta y_3 - \Delta y_1) + \Delta x_3(\Delta y_1 - \Delta y_2)} \quad \dots(15-1)$$

$$\frac{\partial u(Q_{ij})}{\partial y} \approx \frac{u(Q_{i,j+1})(\Delta x_2 - \Delta x_3) + u(Q_{i+1,j})(\Delta x_3 - \Delta x_1) + u(Q_{i+1,j+1})(\Delta x_1 - \Delta x_2)}{\Delta y_1(\Delta x_2 - \Delta x_3) + \Delta y_3(\Delta x_3 - \Delta x_1) + \Delta y_3(\Delta x_1 - \Delta x_2)} \quad \dots(15-2)$$

$$\Delta x_1 = x_{i+1,j} - x_{ij} \quad \dots(15-3)$$

$$\Delta x_2 = x_{i,j+1} - x_{ij} \quad \dots(15-4)$$

$$\Delta x_3 = x_{i+1,j+1} - x_{ij} \quad \dots(15-5)$$

$$\Delta y_1 = y_{i+1,j} - y_{ij} \quad \dots(15-6)$$

$$\Delta y_2 = y_{i,j+1} - y_{ij} \quad \dots(15-7)$$

$$\Delta y_3 = y_{i+1,j+1} - y_{ij} \quad \dots(15-8)$$

【 0 1 2 4 】

と微分すればよい。ここで $u(Q_{ij})$ はサンプル点 Q_{ij} でのx方向変位或いはy方向変位の量を表す。 x_{ij} 、 y_{ij} はそれぞれサンプル点 Q_{ij} のx座標、y座標で式(13)の関係がある。

【 0 1 2 5 】

同様にサンプリング点でのせん断歪み

【 0 1 2 6 】

【 数 1 6 】

$$\sigma_{xy} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial(\Delta x)}{\partial y} + \frac{\partial(\Delta y)}{\partial x} \right) \quad \dots(16)$$

【 0 1 2 7 】

を求めることもできる。求めたサンプリング点での歪みは表示装置26で表示する。この表示として、各歪みの色コントラスト表示、伸び歪みの各成分を2次元的なベクトル表示などを用いることができる。

【 0 1 2 8 】

さらに歪み値の計算は、座標変換部22及び23での座標変換を行なう以前に、略双曲線方向、および略楕円方向への変位を用いて行ってもよい。この場合は、略双曲線方向、および略楕円方向の局所直交座標として各方向への微分より歪み値を求めることができるため空間微分は簡略化できるが、通常の直交座標での歪み量へ変換する際に曲線座標からの変換に対する計量テンソル g_{ij} を計算する必要がある。

【 0 1 2 9 】

また本実施形態では、加圧の前後に対する2フレーム分のフレームデータを用いて、加

10

20

30

40

50

圧前後の対応するライン信号データ間、およびライン交差信号データ間での相互相関を計算したが、送受信回数を増やして、より多くの異なる時刻（で等時間間隔 T_p ）でのフレームデータを作成し、時刻が異なるフレームデータから隣接するライン信号データ間、隣接するライン交差信号データ間の相互相関を式（9）、式（10）を用いて計算することによって、2次元変位分布、2次元速度分布を計測することもできる。

【0130】

本実施形態は、特に超音波プローブ11から受信ビームフォーマ15までの構成が、従来の超音波診断装置と同様の構成をとるため、従来の超音波診断装置の構成要素を利用して2次元変位計測機能を付加できるという利点がある。またエコー信号配列部17から2次元変位および歪み分布計算部25までの機能は汎用PC上でプログラムを組むことで実現することも可能である。

10

【0131】

（第二の実施形態）

第一の実施形態では2次元変位分布の空間分解能を高くするためにサンプリング点数を増加させた場合には、全サンプリング点数分の送受信を繰り返すため変位分布表示を行なうまでの時間が増加してしまう。本実施形態では超音波プローブの変換素子アレイの各変換素子から逐次送信した際の各変換素子の受信信号データを全て格納し、格納したデータから計算によりビームフォーミングを行って、略双曲線に沿ったビームを形成することで略双曲線に沿ったエコー受信信号列を形成する。

20

【0132】

即ち超音波探触子による超音波のフォーカスは、超音波変換素子群内の少なくとも一つ以上の超音波変換素子による超音波送信と、送信する超音波変換素子より多い数の超音波変換素子による超音波変換子による受信による開口合成によることを特徴とする実施形態の例である。

【0133】

本実施形態は、変換素子アレイの変換素子数分の送信を行った後計算により処理を行なうために空間分解能を上げるため、サンプリング点数を増加させた場合には第一の実施形態に比べ2次元変位分布を表示までの動作速度は相対的に速くなるという利点をする。

【0134】

図6は、本実施形態の構成を示す。但し図3と共通部分は同じ記号を用いる。

30

図6の超音波診断装置（システム）は、超音波プローブ11と、パルス発生器12と、パルススイッチ213と、増幅器14と、制御部16と、RF信号格納部214と、ビームフォーミング部215と、検出部226と、表示装置225とを備える。

【0135】

超音波プローブ11は、変換素子アレイからなる。各変換素子は、被検体内へ超音波を送波するとともにその反射波を受波する。

【0136】

パルス発生器12は、制御部16からの送信トリガによって送信用パルスを発生する。パルススイッチ213は、制御部16からの制御信号によって超音波プローブ11の変換素子アレイ中の変換素子へ送る送信用パルスを切り替える。

40

【0137】

超音波プローブ11の変換素子アレイ中の一つの変換素子から超音波が送信される。それに対する超音波エコーは、超音波プローブ11の変換素子アレイ中全ての変換素子で受波される。

【0138】

変換素子アレイ中全ての変換素子からの受信信号は、増幅器14で増幅される。増幅器14は、好ましくはADコンバータを有し受信信号をデジタル化する。各変換素子からのデジタル受信信号は、RF信号格納部214へ格納される。

【0139】

制御部16は、パルス発生器12で送信パルスを発生し、送信する変換素子アレイ中の

50

変換素子を切り替えて1変換素子による送信を繰り返し、各々の送信に対する全ての変換素子からの受信信号をRF信号格納部214へ格納していく。これを繰り返し変換素子アレイ中の全ての変換素子の送信に対する受信信号の組をRF信号格納部214へ格納する。

【0140】

ビームフォーミング部215および検出部226は、RF信号格納部214に格納された受信信号データの組を用いて計算によるビームフォーミングを行い、略双曲線に沿ったエコー受信データ列並びに略楕円に沿ったエコー信号データ列を作成し、それを用いて2次元変位分布を算出する。ビームフォーミング部215および検出部226は、一般的なPC(Personal Computer)とし、その上のソフトウェア上で処理を行なうことができるが、専用電子機器から構成することができる。ビームフォーミング部215および検出部226内の各要素はこのような専用機器としても良いが、ソフトウェア上での処理構成単位としてもよい。

10

【0141】

検出部226は、フレームデータ格納部216と、直交検波器217と、相関計算部218と、双曲線方向変位演算部219と、楕円方向変位演算部220と、座標変換部221と、座標変換部222と、2次元変位および歪み分布計算部223とを備える。

【0142】

ビームフォーミング部215は、RF信号格納部214に格納された受信信号データの組を用いて計算によるビームフォーミングを行なう。

20

【0143】

以下に計算ビームフォーミングについて説明する。

送信パルス信号を $S_0(t_k)$ で表わす。ただし t_k は送信パルスの時間をデジタル的な時間 tk で表すとす。送信パルス長を L_t とすると $S_0(t_k)$ は $0 < tk < Lt$ 以外では0となる。上記のように特定の変換素子 μ で送信し、点Pで反射された超音波が変換素子で受信されるとする。そのときの受信信号 $S_\mu(t_n)$ は、超音波の伝播分だけの伝搬遅れ(P1、P4と同じとした)を生じるので

【0144】

【数17】

$$S_{\mu\nu}(t_m) \sim S_0(t_m - \tau_{\mu\nu}(p)) \quad \dots(17-1)$$

30

$$\tau_{\mu\nu}(p) = \frac{d_\mu(p) + d_\nu(p)}{c} \quad \dots(17-2)$$

【0145】

となる。ここで $d_\mu(p)$ は送信変換素子 μ から点Pまでの距離である。 $d_\nu(p)$ は受信変換素子から点Pまでの距離である。 c は音速である。

【0146】

図2(c)に示すようなサンプリング点の配置を考え、あるライン番号 i に沿ったサンプリング点 Q_{i1} 、 Q_{i2} 、 Q_{i3} 、...からのエコー信号を考える。受信感度に2次元的な変調を加えるため、図4のようなアポダイゼーションの効果をもたせる。サンプリング点 Q_{ij} にフォーカシングさせる受信信号を得るには、上記の伝搬遅れ分の遅延をかければよいので

40

【0147】

【数18】

$$\hat{S}_h(t_m; Q_{ij}) = \sum_{\mu\nu} a^{(T)}_\mu a^{(R)}_\nu S_{\mu\nu}(t_m + \tau_{\mu\nu}(Q_{ij}) - \frac{\Lambda_h^{(i)}(Q_{ij})}{c}) \quad \dots(18)$$

50

【 0 1 4 8 】

とすればよい。ここで S_{μ} は、変換素子 μ で送信し、変換素子 ν で受信した受信信号データである。 $a^{(T)}_{\mu}$ は、変換素子 μ の送信アポダイゼーション係数であり、変換素子 μ の位置により図 4 のように変化する。 $a^{(R)}_{\nu}$ は、変換素子 ν の受信アポダイゼーション係数であり、変換素子 ν の位置により図 4 のように変化する。また $r_h^{(i)}(Q_{ij})$ はライン番号 i の双曲線に沿って測った超音波プローブ送信面からサンプリング点 Q_{ij} までの距離である。

【 0 1 4 9 】

さらに好ましくは、サンプリング点 Q_{ij} 近傍からのエコー信号を得るために窓関数 $W(t)$ をかける。 $W(t)$ は $W(0) = 1$ で送信パルス長程度の時間 (ステップ) の幅で 0 と異なる値を持つものであって、例えば送信パルス長の幅のガウス分布を用いてもよい。

【 0 1 5 0 】

【 数 1 9 】

$$\hat{S}_h(t_m; Q_{ij}) = \sum_{\mu\nu} a^{(T)}_{\mu} a^{(R)}_{\nu} S_{\mu\nu}(t_m + \tau_{\mu\nu}(Q_{ij}) - \frac{\Lambda_h^{(i)}(Q_{ij})}{c}) W(t_m + \tau_{\mu\nu}(Q_{ij}) - \frac{\Lambda_h^{(i)}(Q_{ij})}{c} - \frac{Lt}{2}) \quad \dots(19)$$

【 0 1 5 1 】

ライン番号 i に沿ったラインエコー信号列 $S_h^{(i)}$ を得るには、ライン番号 i に沿ったサンプリング点 Q_{i1} 、 Q_{i2} 、 Q_{i3} 、... からのエコー信号を全て加え合わせればよい。

【 0 1 5 2 】

【 数 2 0 】

$$\hat{S}_h^{(i)}(t_m) = \sum_j \hat{S}_h(t_m; Q_{ij}) \quad \dots(20)$$

【 0 1 5 3 】

同様に、ライン内サンプル番号 j に沿ったライン交差エコー信号列 $S_e^{(j)}$ は

【 0 1 5 4 】

【 数 2 1 】

$$\hat{S}_e(t_m; Q_{ij}) = \sum_{\mu\nu} a^{(T)}_{\mu} a^{(R)}_{\nu} S_{\mu\nu}(t_m + \tau_{\mu\nu}(Q_{ij}) - \frac{\Lambda_e^{(i)}(Q_{ij})}{c}) \quad \dots(21-1)$$

$$\hat{S}_e^{(j)}(t_m) = \sum_i \hat{S}_e(t_m; Q_{ij}) \quad \dots(21-2)$$

【 0 1 5 5 】

$r_e^{(j)}(Q_{ij})$ はライン内サンプル番号 j の楕円に沿って測った超音波プローブ送信面からサンプリング点 Q_{ij} までの距離である。

【 0 1 5 6 】

本実施形態では、このように計算ビームフォーミングを行なうことでライン番号 i の略双曲線に沿ったラインエコー信号列 $S_h^{(i)}$ とライン内サンプル番号 j の略楕円に沿ったライン交差エコー信号列 $S_e^{(j)}$ を直接算出できる。各ライン番号に関するラインエコー信号列 $S_h^{(i)}$ と各ライン内サンプル番号 j に関するライン交差エコー信号列 $S_e^{(j)}$ は、フレームデータとしてフレームデータ格納部 216 に格納される。

【 0 1 5 7 】

第一の実施形態と同様に、加圧前後での 2 次元変位を計測するために、初めに加圧前の

10

20

30

40

50

状態で一連の送受信を行って加圧前フレームデータが作成され、加圧前フレームデータがフレームデータ格納部 2 1 6 に格納される。続いて外部加圧を行って一連の送受信を行って加圧後フレームデータが作成され、加圧後フレームデータがフレームデータ格納部 2 1 6 に格納される。

【 0 1 5 8 】

直交検波器 2 1 7 は、複素相関演算を行なうため、加圧前フレームデータ、加圧後フレームデータの各信号列から解析信号を求める。解析信号はもとの信号、I 信号とそれと / 4 位相がずれた Q 信号とからなる。解析信号を作成するには直交検波ではなくヒルベルト変換を用いることも可能である。

【 0 1 5 9 】

相関計算部 2 1 8 は、加圧前フレームデータと加圧後フレームデータを用いて、各ライン番号に対応した加圧前後のラインエコー信号 S_h データ間の相関演算を行い双曲線方向変位演算部 2 1 9 へ結果を出力する。また、相関計算部 2 1 8 は、ライン内の各サンプル番号に対応した加圧前後のライン交差エコー信号 S_e データ間の相関演算を行なう。

【 0 1 6 0 】

双曲線方向変位演算部 2 1 9 は、相関計算部 2 1 8 からの相関演算結果を用いて各ライン番号の略双曲線上にあるサンプリング点での該略双曲線に沿った変位を求める。座標変換部 2 2 1 は、得られた双曲線に沿った変位の 2 次元の直交座標成分を算出し出力する。

【 0 1 6 1 】

同様に、楕円方向変位演算部 2 2 0 は、相関計算部 2 1 8 からの相関演算結果を用いて各ライン内サンプリング番号の略楕円上にあるサンプリング点での該略楕円に沿った変位を求める。座標変換部 2 2 2 は、得られた楕円に沿った変位の 2 次元の直交座標成分を算出し出力する。

【 0 1 6 2 】

2 次元変位および歪み分布計算部 2 2 3 は、双曲線方向変位演算部 2 1 9 からの略双曲線接線方向変位成分と楕円方向変位演算部 2 2 0 からの略楕円接線方向変位成分を合成して、各サンプル点における 2 次元変位の直交座標成分を求める。

【 0 1 6 3 】

表示装置 2 2 5 は、各サンプル点の位置に求めた 2 次元変位を表示する。この表示として、たとえば各サンプリング点での 2 次元変位のベクトル表示、変位の絶対値に応じた色コントラスト表示、または直交座標各成分の値に応じた色コントラスト表示などを用いることができる。

【 0 1 6 4 】

さらに第一の実施形態と同様に加圧による歪みを計測して表示装置 2 2 5 へ表示させられることは明らかである。

【 0 1 6 5 】

またさらに、第一の実施形態と同様に、より多くの異なる時刻（等時間間隔 T_p ）でのフレームデータを作成し、時刻が異なるフレームデータから隣接するライン信号データ間、隣接するライン交差信号データ間の相互相関を式（ 9 ）、式（ 1 0 ）を用いて計算することによって、2 次元変位分布、2 次元速度分布を計測することもできる。

【 0 1 6 6 】

本実施形態は、送信時に超音波プローブ 1 1 の変換素子アレイ内の 1 変換素子のみを用いて送波するものであったが、この場合送信超音波の強度が低くなり、受信時に変換素子アレイ内の各変換素子で受信する受信信号の SNR (Signal to Noise Ratio) は低くなる。この欠点を補正する補正するために、送信時に複数変換素子より送波を行なうことができる。一方、本実施形態の計算ビームフォーミングは、送信時の波は略球面波（2 元的には同心円の波）となるように設定されているため、送信変換素子の数が増えるとフォーカス精度が低下する。これを補正するために送信する複数変換素子に遅延を与え効果的に球面波を発生することができる。

【 0 1 6 7 】

10

20

30

40

50

図7を用いてこのような送信方法について説明する。図6に於けるパルススイッチ213の変わりに送信ビームフォーマを使用する。送信ビームフォーマは制御部16に従って送信する複数の送信変換素子32を選択すると同時に各送信変換素子32に遅延を与える。ここで与える遅延は通常の超音波を収束させる送信フォーカスを行なう遅延とは異なり、変換素子アレイ表面または超音波プローブ側に仮想波源33を有する発散する略球面波を形成するように遅延をかける。図7に対応する遅延量の様子を示す。図14に示したような通常の収束用送信フォーカシングとは遅延曲線が上下対称になっている点が特徴的である。このような送信を行なうことで、図6を用いて説明した一変換素子の送信同様な略球面波の送波を行なうことができる。制御部16によって、図6で説明した場合には一変換素子を順次ずらしていく動作の変わりに、送信変換素子32とその各々にかかる遅延量を変化させていけばよい。このとき計算ビームフォーミングにおいて式(17)で求める $d_{\mu}(p)$ の送信変換素子 μ から点Pまでの距離の変わりに対応する仮想波源から目標サンプリング点Pまでの距離を使用することで、図6に於いて説明したと同様の計算ビームフォーミングが可能である。

10

【0168】

これにより超音波を送信する超音波変換素子は二つ以上の超音波変換素子であり、該二つ以上の超音波変換素子よりの送信超音波が合成して、該超音波変換素子群の送波表面より送波側とは逆方向にとった仮想音源を中心とする球面波または実効的な円筒波となるように超音波送信を行なうこととなる。このような送信を行なうことで、送信音圧が増加しSNRが向上するという利点を有する。

20

【0169】

本実施形態では送受信の回数は超音波プローブ変換素子の個数によって決定されているため、2次元変位分布の空間分解能を高くするためにサンプリング点数を増加させた場合にも過度に送受信を繰り返すことなく、第一の実施形態に比べ空間分解能に対して処理時間を短くとることが可能であるという利点を有する。

【0170】

(シミュレーション結果)

次に、本発明の実施形態に基づいた略双曲線に沿った変位計測と略楕円に沿った変位計測から算出される2次元変位分布計測に関するシミュレーション結果の例を説明する。

【0171】

初めに、点状反射体に対するエコー受信信号の感度分布パターンのシミュレーション結果について説明する。図8にシミュレーションの配置を示す。超音波プローブに相当する変換素子アレイ41が示される。計測対象となる点状反射体42が示される。超音波プローブに相対して十字型に点状反射体42が配置されている。第二の実施形態に示した計算ビームフォーミング法を用いて略双曲線に沿ったビームフォーカシングと略楕円群に合わせたサンプリングを行ってエコー受信信号を算出し、点散乱体部分でのエコー受信信号より得られる変調パターンを、上記ビーム伝搬方向と、それと直交する方向にならべたものを図9に示す。

30

【0172】

2ピークアポダイゼーションを行い横方向の変調を加えた場合の受信ビームパターンは、従来技術の課題で述べたように、図20に示されている。

40

【0173】

図9(a)は、図20(a)と同様に超音波プローブ中心付近でのビームパターンである。図9(b)は、図20(b)と同様に超音波プローブ端付近でのビームパターンである。略双曲線に沿ったビームフォーカシングとそれと局所的に直交する略楕円群に合わせたサンプリングによって、エコー受信信号データが独立な方向に変調が掛かっていることがわかる。

【0174】

次に、本発明の実施形態に基づく変位検出方法を用いて行った点散乱体に対するシミュレーション結果を示す。図10にシミュレーションの配置を示す。反射率の(平均値が)

50

低い点散乱体領域 6 1 内に反射率の（平均値が）高い点散乱体領域 6 2 をドーナツ断面状に配置してなる被検体のモデルに、第二の実施形態に基づき計算ビームフォーミングを行った後、略双曲線に沿った変位計測と略楕円の方向に沿った変位計測を行い、これによって 2 次元の変位分布を求めた。変位は、高反射率領域 6 2 が図 1 0 (b) のようにドーナツ断面状中心の半径方向 6 2 方向に一様な膨張率で生じるようにとった。また以下の説明の都合上、半径方向 6 2 と円周方向 6 3 並びに深さ方向 6 4、横方向 6 5 を図 1 0 (a) のように決める。

【 0 1 7 5 】

図 1 1 に本発明の実施形態に基づく 2 次元変位計測で得られる 2 次元の変位分布を、位相差を単位として示す。図 1 1 (a)、図 1 1 (b) は、比較のために通常ドブラ法で得られる半径方向 6 2 と円周方向 6 3 の分布を示す。この分布では主として円周方向の計測が行われていないことが判る。

10

【 0 1 7 6 】

図 1 1 (c)、図 1 1 (d) には、本方法により略双曲線に沿った変位計測と略楕円の方向に沿った変位計測を行った後、それぞれから得られる位相差を半径方向 6 2 成分と円周方向 6 3 成分に変換したものの分布を示す。半径方向 6 2 成分と円周方向 6 3 成分ともに変位計測が行われていることが判る。さらに通常観察が便利なように深さ方向 6 4 と横方向 6 5 の成分に変換した変位分布を図 1 2 に示す。図 1 2 (a)、図 1 2 (b) は比較のために、シミュレーションの条件として与えた高反射率領域 6 2 の点散乱体の実際の変位の分布である。図 1 2 (c)、図 1 2 (d) は本発明の実施形態に基づく超音波計測によって算出された深さ方向 6 4 と横方向 6 5 の成分の変位分布のシミュレーション結果である。与えた変位条件を良好に再現していることがわかる。

20

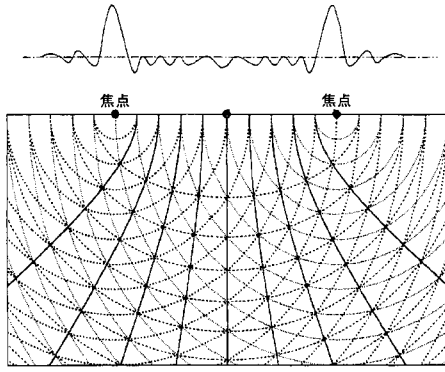
【 符号の説明 】

【 0 1 7 7 】

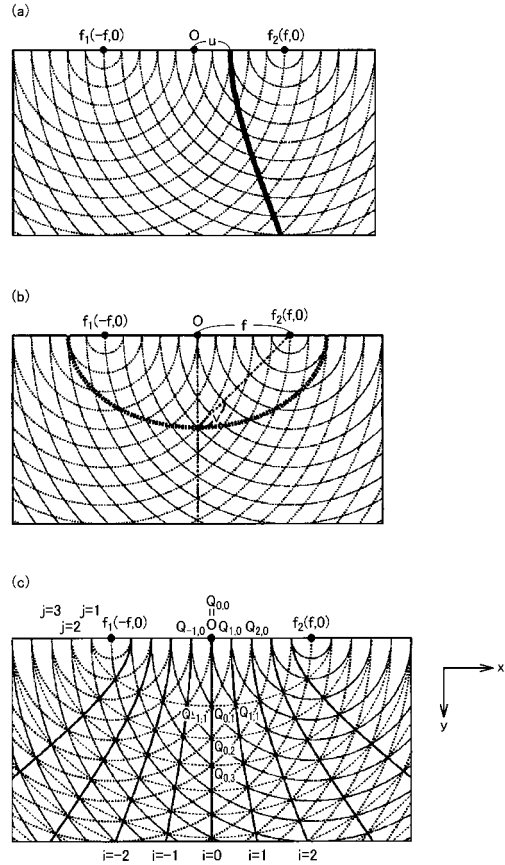
1 1 超音波プローブ、1 2 , 1 2 0 1 パルス発生器、1 3 , 1 2 0 2 送信ビームフォーマ、1 4 増幅器、1 5 , 1 2 0 6 受信ビームフォーマ、1 6 制御部、1 7 エコー信号配列部、1 8 エコー信号列格納部、1 9 , 2 1 7 直交検波器、2 0 , 2 1 8 相関計算部、2 1 , 2 1 9 双曲線方向変位演算部、2 2 , 2 2 0 楕円方向変位演算部、2 3 , 2 4 , 2 2 1 , 2 2 2 座標変換部、2 5 , 2 2 3 2 次元変位および歪み計算部、2 6 , 2 2 5 表示装置、3 1 変換素子アレイ、3 2 送信変換素子、3 3 仮想波源、9 0 , 2 2 6 検出部、9 1 , 2 1 5 ビームフォーミング部、2 1 3 パルススイッチ、2 1 4 R F 信号格納部、2 1 6 フレームデータ格納部、1 2 0 3 送信用変換素子アレイ、1 2 0 4 計測対象、1 2 0 5 受信用変換素子アレイ、1 2 0 7 変位検出プロセッサ、1 2 0 8 ディスプレイ。

30

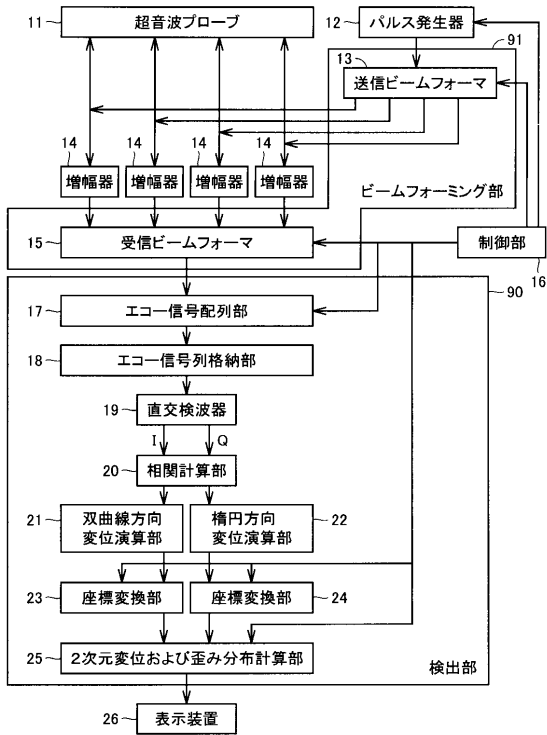
【 図 1 】



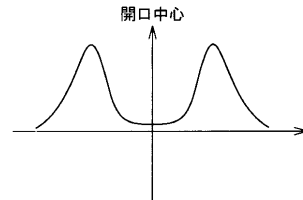
【 図 2 】



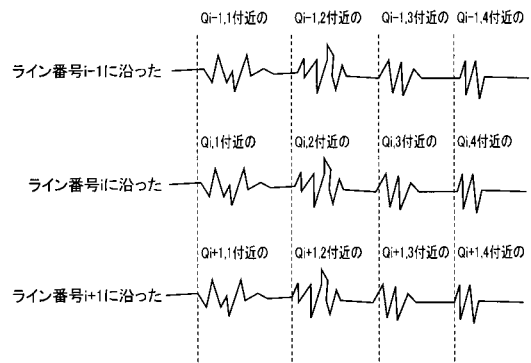
【 図 3 】



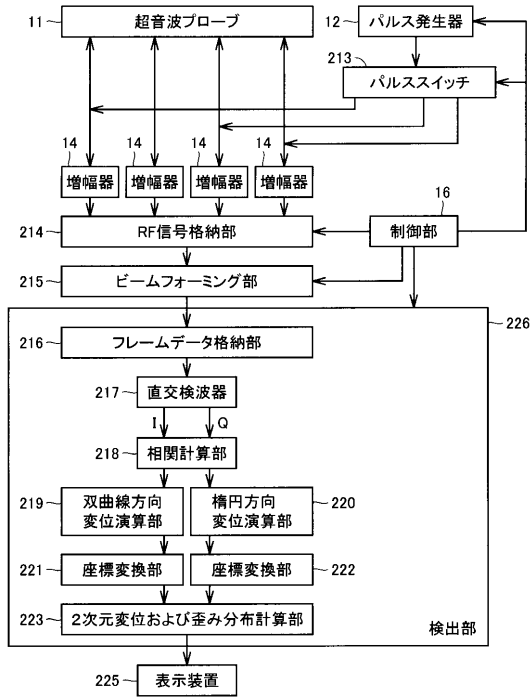
【 図 4 】



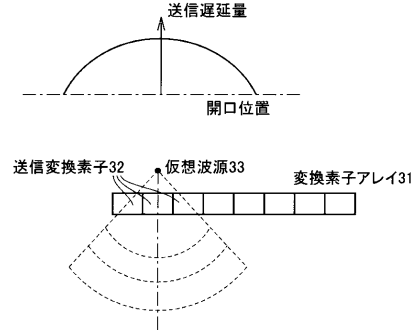
【 図 5 】



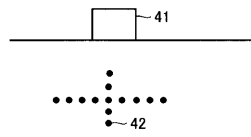
【 図 6 】



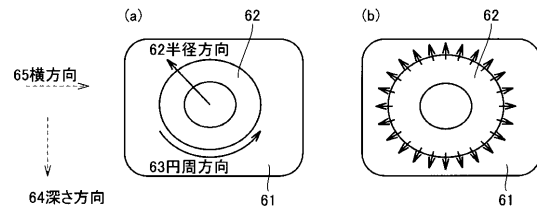
【 図 7 】



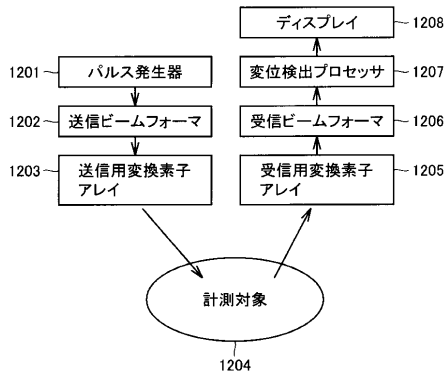
【 図 8 】



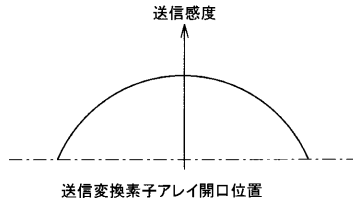
【 図 10 】



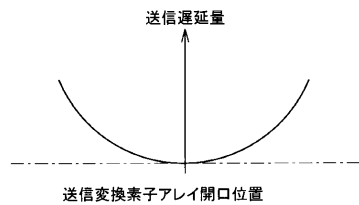
【 図 13 】



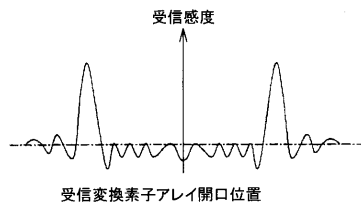
【 図 15 】



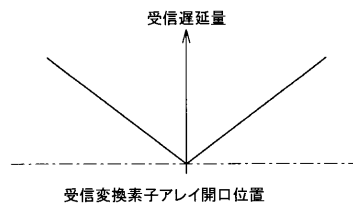
【 図 14 】



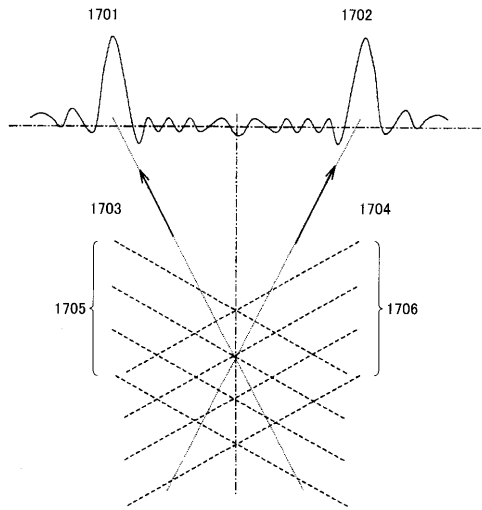
【 図 16 】



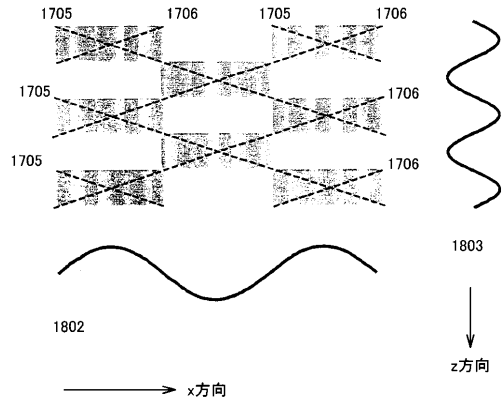
【 図 17 】



【 図 1 8 】

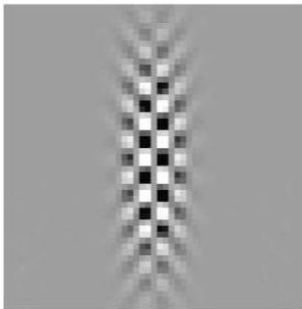


【 図 1 9 】



【 図 9 】

(a) 変調パターン

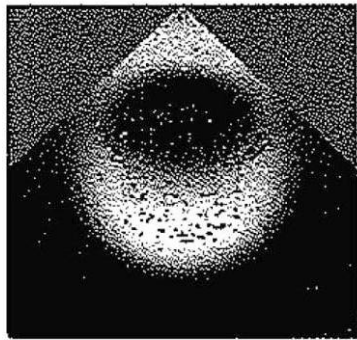


(b) 変調パターン



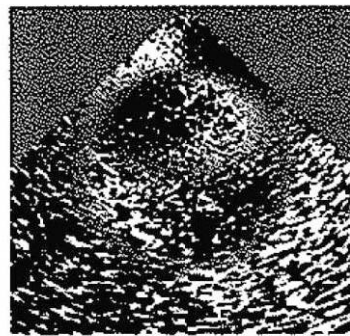
【 図 1 1 】

(a)



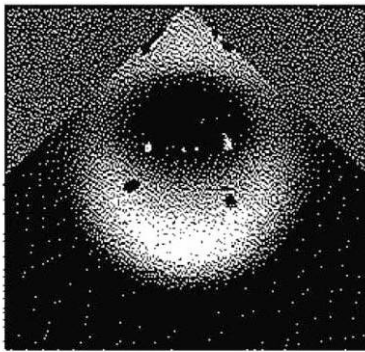
半径方向位相差

(b)



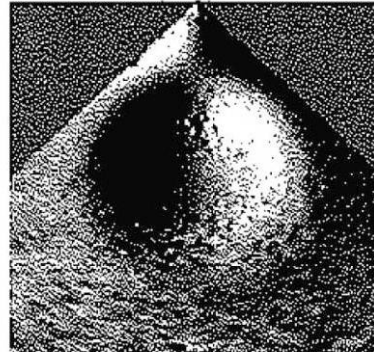
円周方向位相差

(c)



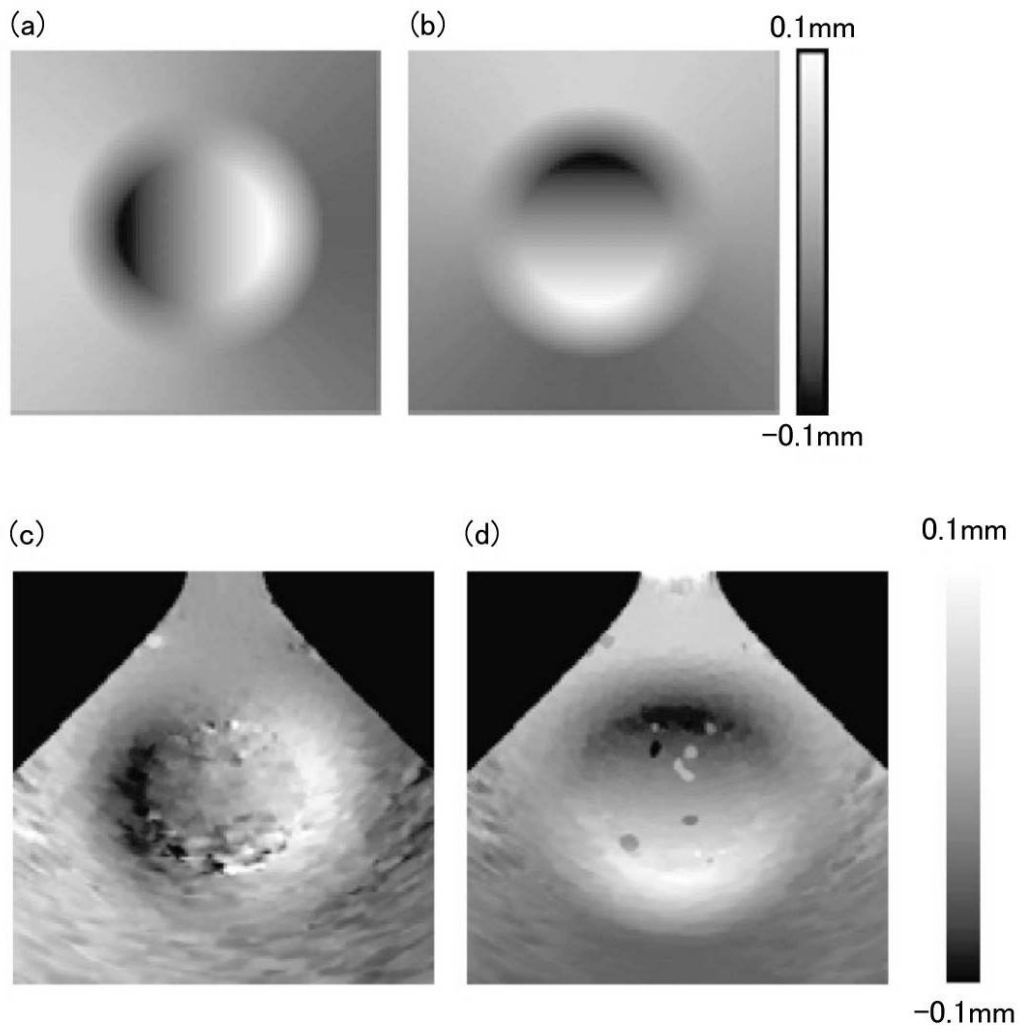
半径方向位相差

(d)



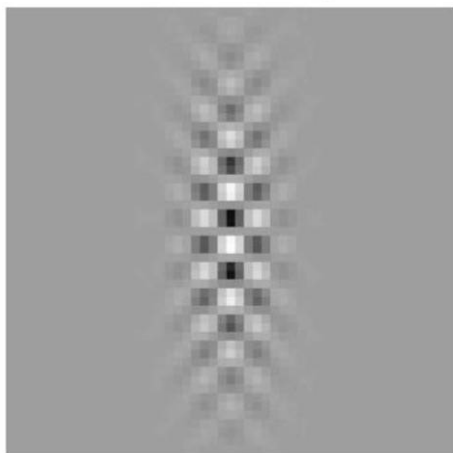
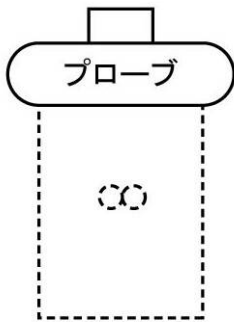
円周方向位相差

【 図 1 2 】

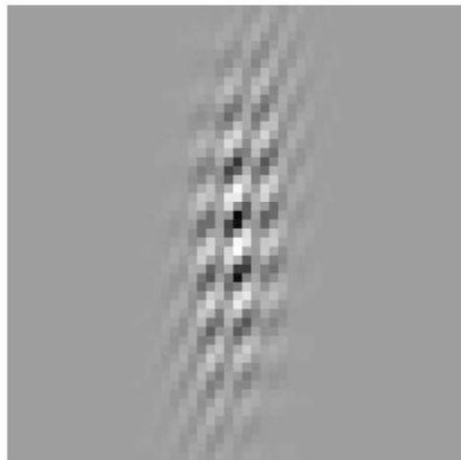
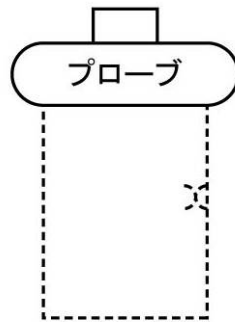


【 図 2 0 】

(a)



(b)



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2009/068995
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.
A	JP 2003-180686 A (Chikayoshi SUMI, Hitachi Medical Corp.), 02 July 2003 (02.07.2003), entire text; all drawings & US 2004/0034304 A1	1-11
A	JP 2008-136880 A (Tsuyoshi SHINA, Hitachi Medical Corp.), 19 June 2008 (19.06.2008), entire text; all drawings (Family: none)	1-11
<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 15 December, 2009 (15.12.09)		Date of mailing of the international search report 28 December, 2009 (28.12.09)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/068995

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2004-57653 A (Tsuyoshi SHIINA, Hitachi Medical Corp.), 26 February 2004 (26.02.2004), entire text; all drawings & US 2006/0052696 A1 & EP 1541090 A1 & WO 2004/010872 A1	1-11
A	WO 2005/122907 A1 (Hitachi Medical Corp.), 29 December 2005 (29.12.2005), entire text; all drawings & US 2007/0244390 A1	1-11
A	JP 2001-503853 A (B-K Medical A/S), 21 March 2001 (21.03.2001), entire text; all drawings & US 6148224 A & EP 909395 A & WO 1998/000719 A2	1-11

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2009/068995									
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									
A	JP 2003-180686 A (炭親良、株式会社日立メディコ) 2003.07.02, 全文、全図 & US 2004/0034304 A1	1-11									
A	JP 2008-136880 A (椎名毅、株式会社日立メディコ) 2008.06.19, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-11									
A	JP 2004-57653 A (椎名毅、株式会社日立メディコ) 2004.02.26, 全文、全図 & US 2006/0052696 A1 & EP 1541090 A1 & WO 2004/010872 A1	1-11									
<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 15.12.2009		国際調査報告の発送日 28.12.2009									
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/JP2009/068995
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
A	WO 2005/122907 A1 (株式会社日立メディコ) 2005.12.29, 全文、 全図 & US 2007/0244390 A1	1-11
A	JP 2001-503853 A (ベー コー メディカル アクティーゼル ス カブ) 2001.03.21, 全文、全図 & US 6148224 A & EP 909395 A & WO 1998/000719 A2	1-11

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, SM, 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

(出願人による申告)平成18年度、文部科学省、「先端融合領域イノベーション創出拠点の形成(高次生体イメージング先端テクノハブ)」に係わる委託研究、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願

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

专利名称(译)	超声诊断系统和超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2010053156A1	公开(公告)日	2012-04-05
申请号	JP2010536799	申请日	2009-11-06
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人京都大学		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人京都大学		
[标]发明人	椎名毅		
发明人	椎名 毅		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 G01S7/52042 G01S7/52046 G01S7/5209 G01S15/8927 G01S15/8984		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD18 4C601/EE09 4C601/HH25 4C601/HH29 4C601/HH31 4C601/JB41		
优先权	2008288239 2008-11-10 JP		
其他公开文献	JP5539218B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波探头 (11) 由在至少一个方向上排列的一组超声波换能器元件构成。波束形成单元 (91) 通过将超声波聚焦在沿着该组扫描线存在的一系列采样点的序列上并且施加延迟和切趾来形成在与对象中的一组扫描线基本正交的方向上调制的声场灵敏度。在每个超声波换能器元件的发送/接收信号上。检测单元 (90) 通过在所述采样点的接收信号之间进行算术运算, 来检测每个采样点在与所述扫描线组相切的方向上和在与所述扫描线基本正交的一组曲线相切的方向上的位移。不同的时间点。基本上与扫描线组正交的那组曲线是对象中的一组曲线, 每条曲线由一系列点构成, 对于这些点, 超声波脉冲从固定到该点的两个点总共花费的时间。超声波探头 (11) 基本相同。

図1

