

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2002 - 345815

(P2002 - 345815A)

(43)公開日 平成14年12月3日 (2002.12.3)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/22	502	G 0 1 N 29/22	4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 14数)

(21)出願番号 特願2002 - 128996(P2002 - 128996)

(22)出願日 平成14年4月30日(2002.4.30)

(31)優先権主張番号 2001 - 22831

(32)優先日 平成13年4月27日(2001.4.27)

(33)優先権主張国 韓国(KR)

(71)出願人 597096909
株式会社 メディソン
株式会社 MEDISON
大韓民国 250 - 870 江原道 洪川郡 南
面陽 徳 院里 114

(72)発明者 ファン ゼ ソブ
大韓民国 ソウル トクビョルシドボンク
ドボン2ドン サンファンアパート3ドン21
3ホ

(74)代理人 100082175
弁理士 高田 守 (外 2 名)

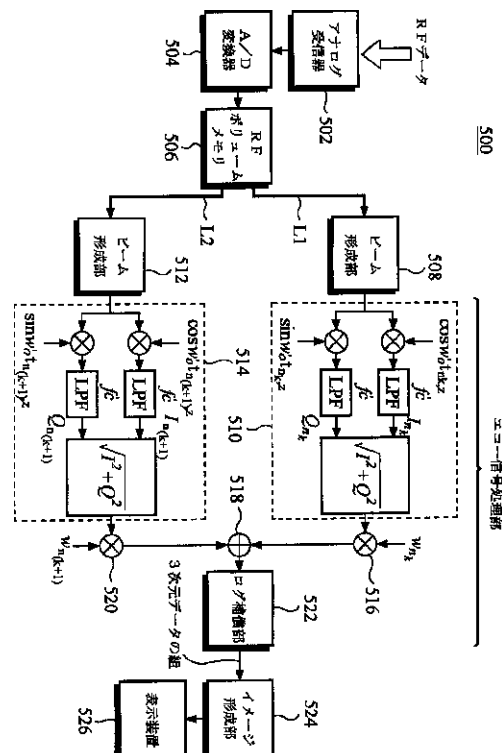
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 3次元超音波撮像システム

(57)【要約】

【課題】 映像表示装置の各画素に対応するオブジェクトの診断領域内のボクセルで超音波のエコー信号を直接受信集束することにより、デジタル走査変換過程を採用することなく、高解像度で且つ高フレーム率を有するオブジェクトの3次元超音波映像が獲得できる3次元超音波撮像システムを提供する。

【解決手段】 表示装置526と、超音波信号をオブジェクトに向けて送信し、該表示装置526の画素に対応しオブジェクトの診断領域上に位置するボクセルI (x、y、z) から該超音波のエコー信号を受信するためのトランスデューサ列と、このトランスデューサ列によって受信した信号を格納するためのRFボリューム・メモリ506と、このRFボリューム・メモリ506に格納されている受信信号を処理して、ボクセル (x、y、z) に対する3次元データの組を獲得するエコー信号処理部 (508、510、512、514、516、518、520、522) と、求められた3次元データの組に基づいてオブジェクトに対する3次元超音波映像を獲得するイメージ形成部524を含む。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 オブジェクトに対する 3 次元超音波映像を獲得する 3 次元超音波撮像システムにおいて、表示手段と、

超音波信号を前記オブジェクトに向けて送信し、前記表示手段の画素に対応し前記オブジェクトの診断領域上に位置するボクセルから該超音波のエコー信号を受信するための超音波送受信手段と、

前記超音波送受信手段によって受信した信号を格納するための格納手段と、

前記格納手段に格納されている前記受信信号を処理して、前記ボクセルに対する 3 次元データの組を獲得する信号処理手段と、

前記 3 次元データの組に基づいて、前記オブジェクトに対する前記 3 次元超音波映像を獲得する映像獲得手段とを含む 3 次元超音波撮像システム。

【請求項 2】 前記超音波送受信手段が、複数のトランスデューサよりなるトランスデューサ列を有し、前記オブジェクトの前記診断領域をカバーする複数の走査線の中のいずれか一つの上の目標点に前記超音波を送信集束し、該目標点から反射されてくる前記エコー信号を受信し、前記複数の走査線の各々に対して前記送信集束及び前記受信集束の動作を繰り返して行うことを特徴とする請求項 1 に記載の 3 次元超音波撮像システム。

【請求項 3】 前記信号処理手段が、前記ボクセルに隣接しているフレーム上に存在する前記複数の走査線のうち、少なくとも一つの走査線に送信集束された超音波信号に対する前記エコー信号を用いて、前記 3 次元データの組を計算することを特徴とする請求項 2 に記載の 3 次元超音波撮像システム。

【請求項 4】 前記エコー信号が、RF データの形態で前記格納手段に格納されていることを特徴とする請求項 3 に記載の 3 次元超音波撮像システム。

【請求項 5】 前記格納手段が、少なくとも 2 つの連続するフレームに対する RF データを格納する RF ボリューム・メモリであることを特徴とする請求項 4 に記載の 3 次元超音波撮像システム。

【請求項 6】 前記超音波送受信手段が、複数のトランスデューサよりなるトランスデューサ列を有し、前記オブジェクトの前記診断領域をカバーする複数の走査線上の各目標点上に前記超音波を送信集束し、それから反射されてくる前記エコー信号を順次受信することを特徴とする請求項 1 に記載の 3 次元超音波撮像システム。

【請求項 7】 前記信号処理手段が、前記ボクセルに隣接した連続するフレームにおける前記複数の走査線に送信集束された前記超音波信号の前記エコー信号を用い、前記ボクセルで直接受信集束した前記超音波信号の値を計算して前記ボクセルに対する前記 3 次元データの組を獲得することを特徴とする請求項 6 に記載の 3 次元超音波撮像システム。

*【請求項 8】 前記映像獲得手段が、前記 3 次元データの組に基づいて、表面レンダリング、ボリューム・レンダリング、セクション再構成によって前記 3 次元超音波映像を形成することを特徴とする請求項 1 に記載の 3 次元超音波撮像システム。

【請求項 9】 前記信号処理手段が、前記受信信号に対する包絡線検波を行い、前記 3 次元データの組を獲得することを特徴とする請求項 1 に記載の 3 次元超音波撮像システム。

10 【請求項 10】 前記信号処理手段が、前記ボクセルと前記エコー信号との間の相関関係に基づいて決められる重みで重み付けされた前記 3 次元データの組を獲得することを特徴とする請求項 3 に記載の 3 次元超音波撮像システム。

【請求項 11】 前記信号処理手段が、前記ボクセルと前記エコー信号との間の相関関係に基づいて決められる重みで重み付けされた前記 3 次元データの組を獲得することを特徴とする請求項 7 に記載の 3 次元超音波撮像システム。

20 【請求項 12】 前記エコー信号が、RF データの形態で前記格納手段に格納されることを特徴とする請求項 7 に記載の 3 次元超音波撮像システム。

【請求項 13】 前記格納手段が、少なくとも 2 つの連続するフレームに対する前記 RF データを格納する RF ボリューム・メモリであることを特徴とする請求項 11 に記載の 3 次元超音波撮像システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

30 【発明の属する技術分野】本発明は、超音波撮像システムに関し、特に、映像表示装置の各画素に対応する診断領域内のボクセルで超音波のエコー信号を直接受信集束する 3 次元超音波撮像システムに関する。

【0002】

【従来の技術】通常、超音波撮像システムは、診断しようとするオブジェクトに向かって超音波信号を発射し、それから反射される超音波のエコー信号から該オブジェクトの像を獲得し、これをディスプレイ上に表示させるものであって、医療及び非破壊検査の分野において広く用いられている。3 次元超音波撮像システムは、一般に複数の超音波トランスデューサ列又はプローブを用いて超音波をオブジェクトに向けて発射し、それから反射されてくる超音波のエコー信号をトランスデューサ列の各トランスデューサによって受信する。送信時には、超音波トランスデューサ列の各トランスデューサからの超音波の発生タイミングを調節することにより、オブジェクトの診断領域内の所定の目標点上に超音波が送信集束されるようにできる。換言すれば、走査線上の一つの目標点から超音波トランスデューサ列の各トランスデューサまでの距離の差を補償するために、各トランスデューサの超音波発生時点を制御することにより、所望の点に超

音波信号を集束することができる。

【0003】受信時にも、各トランスデューサが受信する反射エコー信号に対して時間遅延を設けることにより、診断領域内の所定の目標点から超音波信号を集束することが可能である。即ち、診断領域内の所定の目標点から各トランスデューサまでの距離の差による到達時間の差を補償するために、各トランスデューサの受信信号に対して時間遅延を付与することにより、該目標点で超音波のエコー信号を受信集束する。

【0004】オブジェクトに対する正確な3次元超音波映像を得るためには、送信及び受信時に多様な位置に

$$\frac{1}{FR} = \frac{2D}{c} \times N$$

ここで、FRはフレーム率、Dは診断領域の奥行き、cは媒質内での超音波の伝播速度、Nは走査線の個数を示す。上記式(1)から分かるように、走査線の個数の増加はフレーム率の低下をもたらすので、走査線の個数、即ち映像の精度とフレーム率との間のトレードオフが肝要である。

【0006】このため、通常、リアルタイム動作のために、超音波の送信時にはオブジェクトの全診断領域を取り囲むように放射状に配置されている一定の数(例えば、N個)の走査線上の固定目標点上に超音波信号を順次集束する固定集束技法が用いられている。また、受信時には、各走査線上で予め決められた複数の目標点の各々で受信集束が行われる動的受信集束技法が用いられている。また、放射状に配列されている走査線上に送信集束する技法の外に、平行に配置されている走査線上に送信集束する技法も広く用いられている。この動的受信集束技法を用いる場合、放射状に又は平行に配置された走査線上の所定の目標点のみで受信集束が可能なることを、当業者ならば十分に理解できるだろう。そのため、動的受信集束技法を用いて獲得するオブジェクトに関するデータは、走査線上の点に制限されるものである。

【0007】図1は、従来の3次元超音波撮像システムの概略的なブロック図である。同図において、この3次元超音波撮像システム100は超音波トランスデューサ列102、ビーム形成部104、包絡線検波部106、ログ補償部108、デジタル走査変換部110、イメージ形成部112及び表示装置114から構成される。ここで、包絡線検波部106及びログ補償部108はエコー信号を処理するエコー信号処理部として機能する。超音波トランスデューサ列102は、オブジェクトに対して走査線上の予め決められた目標点上に集束するように超音波信号を順次送信する。一つの走査線に対する超音波送信が完了した後、超音波トランスデューサ列102の各トランスデューサは、目標点から反射されるエコー信号を受信し、ビーム形成部104は受信した信号を走査線上の複数の目標点の各々で受信集束し、求められた集束RFデータを格納する。走査線上の目標点に対する

超音波信号を集束することが望ましい。しかし、診断領域内の一つの目標点上に集束するように超音波信号を送信した後は、該診断領域から反射される全エコー信号を受信した後、他の目標点に対して超音波を送信することができる。このため、送信集束する目標点の個数を増加させることは、一つの3次元超音波映像を得るのに要する時間を増加させ、フレーム率の低下をもたらすという不都合がある。

【0005】各走査線ごとに一つの目標点のみに送信集束する場合、フレーム率は次のように表現できる。

【数1】

式(1)

受信集束を行うビーム形成部104は、一つの目標点に対する受信集束を各走査線上の複数の集束点で繰り返すことにより、オブジェクトの形状に関するデータを獲得する。このデータは、包絡線検波部106、ログ補償部108及びデジタル走査変換部110を経て、所望の3次元超音波映像を獲得するのに用いられる3次元データの組となる。

【0008】一般に、広く用いられている表示装置114は、垂直及び水平方向に等間隔で配置された画素を含んでおり、イメージ形成部112で形成された3次元超音波映像を表示装置114上に表示するためには、表示装置114の各画素に関する表示データを与えなければならない。従来には、動的受信集束技法を用いて獲得したRFデータを表示装置114に適したデータ形式に変換するために、図1中のデジタル走査変換部110を採用している。

【0009】デジタル走査変換部110は、各フレームが有する走査線上の受信集束された全てのデータを用い、これを水平ラスタ走査表示形式の表示装置114で用いられるデータ形式、即ち3次元データの組に変換する。動的受信集束技法を用いて得られたオブジェクトに対する3次元超音波映像データは、走査線上の各集束点に制限され、これらの各集束点は表示装置114の画素に対応する診断領域内の実際の位置と必ずしも一致するものではない。従って、デジタル走査変換部110における変換過程では、3次元R-補間が必須である。公知のように、走査線が放射状に配置されている場合、超音波信号が遠く進むほど、隣接した走査線間の間隔が増加するため、走査線上の目標点で受信集束したデータから直接3次元データの組を得られない画素の個数が増加するようになる。デジタル走査変換部110は、このような各画素に対する3次元データの組を一つのフレームの隣接した走査線上のデータから計算(即ち、補間)してイメージ形成部112に与える。すると、イメージ形成部112では、デジタル走査変換部110からの3次元データの組を用いて3次元超音波映像を構成した後、これを表示装置114からディスプレイする。また、走

査線が平行に配置されている場合にも、デジタル走査変換部110における補間は必須である。

【0010】そのため、従来の3次元超音波撮像システムは、一つのフレーム内で獲得したデータにより2次元映像を形成し、これに基づいて3次元超音波映像を得るための3次元データの組を構成するため、2次元映像の画質が3次元超音波映像の画質に絶対的な影響を及ぼすこととなる。即ち、表示装置の画素に対応する3次元データの組を得るためのデジタル走査変換過程を必須に経なければならないため、獲得した3次元超音波映像が歪むという問題がある。

【0011】

【発明が解決しようとする課題】従って、本発明の主な目的は、映像表示装置の各画素に対応するオブジェクトの診断領域内のボクセルで超音波のエコー信号を直接受信集束することにより、デジタル走査変換過程を採用することなく、高解像度で且つ高フレーム率を有するオブジェクトの3次元超音波映像を獲得できる3次元超音波撮像システムを提供することにある。

【0012】

【課題を解決するための手段】上記の目的を達成するために、本発明の好適実施例による3次元超音波撮像システムは、表示手段と、超音波信号を前記オブジェクトに向けて送信し、前記表示手段の画素に対応し前記オブジェクトの診断領域上に位置するボクセルから該超音波のエコー信号を受信するための超音波送受信手段と、前記超音波送受信手段によって受信した信号を格納するための格納手段と、前記格納手段に格納されている前記受信信号を処理して、前記ボクセルに対する3次元データの組を獲得する信号処理手段と、前記3次元データの組に基づいて、前記オブジェクトに対する前記3次元超音波映像を獲得する映像獲得手段とを含んでなされる。

【0013】

【発明の実施の形態】以下、本発明の好適実施例について、添付図面を参照しながらより詳しく説明する。

【0014】図2乃至図7を参照して、本発明による3次元超音波撮像システムを説明する。まず、図2は、連続するフレーム間に存在し、表示装置の画素に対応するボクセルI(x, y, z)とこれを取り囲んでいるRFデータ202、204、206及び208との関係を2次元的に示した模式図である。また同図では、説明の便宜上、表示装置の画素に対応するボクセルに空間的に最も近接して位置する連続的なフレームとこれらの各々において走査線が占める空間的位置と該ボクセルの位置とを頂点から見て2次元平面上に示したものである。測定し*

$$\text{Minimize}|\theta_{xy} - \theta_k|, 1 \leq k \leq N$$

【0018】上記式中、 θ_{xy} はボクセルI(x, y, z)と頂点(x_A, y_A, z_A)とを結ぶ仮想の走査線と最初の実走査線との間の角度であり、 θ_k はk番目の実走査線

*ようとするボクセルI(x, y, z)は、これらの連続する二つのフレーム間の3次元空間上に存在していると仮定する。本発明による受信集束技法は2次元補間を行った従来の技法とは異なり、任意のフレーム内の走査線上の全集束点に対して受信集束を行った後、該受信集束データと該ボクセルとの間の空間的な位置を考えて、表示装置の画素に対応するボクセルI(x, y, z)で超音波のエコー信号を直接受信集束し、3次元超音波映像を構成するのに必要な3次元データの組を集束段階で直接構成することを特徴とする。

【0015】図3は、本発明により表示装置の画素に対応するボクセルI(x, y, z)でエコー信号を直接受信集束し、3次元データの組を獲得する方法を説明するための模式図である。まず、連続する二つのフレーム内で縦N個の走査線のうち、いずれかの走査線に対する送受信のために、M個のチャンネル又はトランスデューサを用い、例えば半径R(mm)、診断角度 θ_{max} 及び診断奥行きD(mm)の曲線アレイを用いる場合について説明する。本発明では、連続するフレーム間の空間的距離のみならず、各フレーム内の走査線間の空間的距離の両方を考えて、該当ボクセル(即ち、図2中のボクセルI(x, y, z))にRFデータ202、204、206及び208を用いるとき、あるフレームのある走査線に対するRFデータを用いるかを決定し、且つ受信集束のための時間遅延の計算も空間的に考えてボクセルI(x, y, z)の3次元データの組を獲得する。

【0016】本発明では、例えば曲線アレイ(図示せず)から入力されたRFデータを所定の格納媒体に格納する。図3の頂点(x_A, y_A, z_A)を中心として放射状にだけ離れて分布する縦N個の走査線の中の何れか一つに超音波信号を送信集束した後、M個のトランスデューサで受信した信号を周波数f_sでサンプリングして格納する過程を、N個の走査線の各々に対して行う。図3中、四角形の実線302は連続する二つのフレームのうちn番目のフレームを示し、四角形の破線304は(n+1)番目のフレームを示す。これらの両フレームは、2次元的にN_x x N_yの寸法を有すると想定する。

【0017】まず、表示装置のある画素に対応するボクセルI(x, y, z)でn番目のフレーム内の最隣接している一つの実走査線(例えば、k番目の走査線)に対するRFデータを用いて直接受信集束する場合について説明する。ボクセルI(x, y, z)と頂点(x_A, y_A, z_A)とを結ぶ仮想の走査線において、次の条件を満たす最隣接の実走査線を求める。

【数2】

$$\text{式(2)}$$

と最初の実走査線との間の角度である。ボクセルI(x, y, z)で受信集束データを直接獲得するために、k番目の実走査線に送信集束した後、受信された各RFデータ

が用いられる。

【0019】ボクセルI(x, y, z)に対する3次元データの組を獲得するために、仮想の走査線上でボクセルI(x, y, z)を含むL個の付加集束点(図3中で仮想走査線上に「X」で表示)で受信集束したデータを求めるが、ここで付加集束点間の間隔はサンプリング・レートと同一である。これは、公知のように、ボクセルI(x, y, z)で受信集束したデータの実値ではない、RFデータの包絡線上の値が表示装置の画素に実際に表示される3次元データを構成するためである。換言すれば、仮想の走査線上でボクセルI(x, y, z)を含むL個の付加集束点の各々で受信集束したデータを求め、該データに対して包絡線検波を行い、ボクセルI(x, y, z)に対する3次元データの組を求める。図4に示すように、これは、表示装置の画素に対応するボクセルI(x, y, z)で受信集束したデータの実値402ではない、包絡線(図4中で破線表示)上の値404が表示装置の画素で実際に表示されるボクセルI(x, y, z)に対応する3次元データの組を構成するためである。詳記すると、仮想の走査線上で表示装置の画素に対応するボクセルI(x, y, z)を含む複数の集束点、即ち、図3の集束点(x₁, y₁, z₁)より(x_L, y_L, z_L)までのL個の付加集束点の各々で受信集束したデータを求め、該データに対して包絡線検波を行い、ボクセルI(x, y, z)に対応する3次元データの組を獲得する。

【0020】図3及び図4を参照して説明した過程を、表示装置の画面を構成する全画素に対応する診断領域内のボクセルに対して繰り返すことにより、オブジェクトの3次元超音波映像を表示するために必要な3次元データの組を獲得できる。続いて、ボクセルI(x, y, z)に隣接した(n+1)番目のフレーム内の最隣接している一つの実走査線(例えば、k番目の走査線)に対するRFデータを用いて直接受信集束する過程を前述の方式と同様に行うことにより、ボクセルI(x, y, z)に対応する3次元データの組を獲得する。

$$N \cdot M \cdot \frac{2D}{c} \cdot f_s$$

【0023】従って、本発明では少なくとも連続する二つのフレームが用いられるため、上記式(3)で表現される容量の2倍を有する格納媒体が必要である。RFボリューム・メモリ506に格納されているデータは、ビーム形成部508及び512を通じて表示装置526の各画素に対応する3次元データの組を発生させるエコー信号処理部に送られる。

【0024】図5中の3次元超音波撮像システム500は、表示装置526の画素に対応するボクセルI(x,

$$r_{n,k} > r_{n(k+1)} < r_{(n+1)k} > r_{(n+1)(k+1)}$$

【0025】即ち、ボクセルI(x, y, z)が連続するフレーム中のn番目のフレームに隣接した場合、そのフレ

*【0021】図5は、前述したように、表示装置の画素に対応するボクセルI(x, y, z)で直接受信集束する本発明の第1実施例による3次元超音波撮像システムの概略的なブロック図を示している。この第1実施例による3次元超音波撮像システム500はアナログ受信器502と、A/D変換器504と、RFボリューム・メモリ506と、ビーム形成部508及び512と、包絡線検波部510及び514と、ログ補償部522と、イメージ形成部524と、表示装置526とを含んでいる。図5から分かるように、この第1実施例による3次元超音波撮像システム500は従来の3次元超音波撮像システム100とは異なり、デジタル走査変換部110は含まない。

【0022】アナログ受信器502は、図1中の超音波トランスデューサ列102のような超音波トランスデューサ列(図示せず)からのRFデータを受信した後、その受信RFデータをA/D変換器504に伝送する。すると、A/D変換器504は入力とする該受信RFデータをサンプリング周波数、例えばf_sでサンプリングしてデジタル信号に変換し、それをRFボリューム・メモリ506に伝送する。このRFボリューム・メモリ506はそのデジタル信号のRFデータを格納する。RFボリューム・メモリ506には超音波トランスデューサ列を構成する各トランスデューサから受信した連続する各フレームのRFデータが格納されている。各フレームを表示するためにRFボリューム・メモリ506に格納されているデータは、一つの走査線に超音波信号を送信集束した後、M個のトランスデューサで受信するRF信号をサンプリング周波数f_sでサンプリングして格納する過程を、総N個の走査線及びP個のフレームの各々に対して行ったものである。診断奥行きがDの場合、一つのフレームのRFデータを格納するために必要な格納媒体の容量は、下式の通りに表現できる。

【数3】

$$\text{式(3)}$$

y, z)に隣接したn番目のフレーム内のRFデータを用い、該ボクセルI(x, y, z)に対する3次元データの組を獲得するのに適用できるシステムである。この3次元超音波撮像システム500は、2つのビーム形成部508及び512を採用した場合であるが、これは図2に示したボクセルI(x, y, z)が次のような条件を満たす場合に適用できる。

【数4】

$$\text{式(4)}$$

ーム内においてもボクセルI(x, y, z)と最隣接している二つの走査線(即ち、k番目及び(k+1)番目の走査

線)に対するRFデータを用い、ボクセルI(x, y, z)で直接受信集束する。従って、RFボリューム・メモリ506に格納された連続するフレームデータ中のn番目のフレームに含まれたk番目の走査線に対するRFデータは、ラインL1を介してビーム形成部508に送られる。同様に、RFボリューム・メモリ506に格納され*

*た連続するフレームデータ中のn番目のフレームに含まれた(k+1)番目の走査線に対するRFデータは、ラインL2を介してビーム形成部512に送られる。

【0026】
【外1】

図5中の本発明によるシステム500は、包絡線検波方式として直角復調方式を採用しているが、これに限られるものではなく、現存する任意の包絡線検波方式の中のいずれか一つを用いてもよい。オブジェクトの診断領域内で超音波信号は全周波数に対して同一の比率で減衰するのではなく、その超音波信号に含まれた高周波信号は低周波信号に比べて急激に減衰するため、オブジェクトの診断領域の内部に深く浸透できなくて、超音波信号はその進行距離が増加するほど、高周波成分が減衰するようになる。従って、ビーム形成部508及び512の出力信号は、受信した超音波信号の進行距離に応じて通過帯域が変化する動的帯域通過フィルターを通過することが望ましい。図5の実施例では、各ビーム形成部508及び512の出力信号に乗算される正弦及び余弦信号の周波数 ω_c' 及び低域フィルターのカットオフ周波数 f_c' を変化させることにより、動的帯域通過フィルターの機能が包絡線検波部510及び514で同時に行われる。これと異なり、動的帯域通過フィルターを別途に用いてもよい。

【0027】

* *【外2】

包絡線検波部510によって包絡線検波されたn番目のフレームのk番目の走査線に対するRFデータは、乗算器516にて重み ω_{n_k} で重み付けされ、加算器518に送られる。同様に、包絡線検波部514によって包絡線検波されたn番目のフレームの(k+1)番目の走査線に対するRFデータは、乗算器520にて重み $\omega_{n_{(k+1)}}$ で重み付けされ、加算器518に送られる。本発明による第1実施例において、包絡線検波された各RFデータに重み付けされる重み ω_{n_k} 及び $\omega_{n_{(k+1)}}$ は、次の式のように表現できる。

【数5】

$$\omega_{n_k} = \frac{S_{k+1}}{(S_k + S_{k+1})}$$

$$\omega_{n_{(k+1)}} = \frac{S_k}{(S_k + S_{k+1})}$$

式(5)

【0028】図5において、前述と同様にRFボリューム・メモリ506は、各々が一つの映像フレームに関するデータを格納できる複数の格納装置で構成され、3次元超音波映像をリアルタイムで表示できるようにするこ

とが望ましい。

【0029】
【外3】

加算器518は、包絡線検波部510及び¹²514の各々によって検出され、乗算器516及び520にて重み ω_n 及び $\omega_{n(k)}$ で各々重み付けされた信号を加え、これをログ補償部522に伝送する。ログ補償部522は、包絡線検波部510及び514と表示装置526との間の動的範囲の差を補償する機能を果たす。ログ補償された信号は、オブジェクトの3次元超音波映像を構成するのに用いられる3次元データの組を示す。3次元超音波映像を表示するためには、2次元映像とは異なり、3次元データの組を用いて2次元平面の表示装置526に3次元情報を合わせるイメージ形成部524を経なければならない。このイメージ形成部524は受信した3次元データの組に基づいて、オブジェクトの3次元超音波映像を形成するために、表面レンダリング、ボリューム・レンダリング、セクション再構成などの通常の方法により3次元情報を合わせた後、これを表示装置526からディスプレイする。

【0030】図6は、本発明の第2実施例による3次元超音波撮像システムの概略的なブロック図である。同図において、この3次元超音波撮像システム600は図2に示したように、表示装置の画素に対応するボクセルI(x, y, z)が連続する各フレームのk番目の走査線に隣接した場合、各フレームにおいて該当走査線に対するR*

$$r_{n_k}, r_{(n+1)_k} < r_{n_{(k+1)}}, r_{(n+1)_{k+1}}$$

*Fデータを用い、該ボクセルI(x, y, z)に対する3次元データの組を獲得する場合に適用できるシステムである。即ち、ボクセルI(x, y, z)が下記式のような条件を満たす場合に適用できる。

【数6】

式(6)

【0031】図6に示したように、本発明の第2実施例による3次元超音波撮像システム600は図5のシステム500と比べて、包絡線検波部610及び614における信号処理過程を除いては、アナログ受信器602、A/D変換器604、RFボリューム・メモリ606、ビーム形成部608及び612、ログ補償部622、イメージ形成部624、表示装置626等の構成要素は、図5中のもので同一であるため、ここでは前述したシステム500との違いを中心として説明する。

【0032】RFボリューム・メモリ606に格納され*

包絡線検波部610によって包絡線検波されたn番目のフレームのk番目の走査線に対するRFデータは、乗算器616にて重み ω_n で重み付けされ、加算器618に送られる。同様に、包絡線検波部614によって包絡線検波された(n+1)番目のフレームのk番目の走査線に対するRFデータは、乗算器620にて重み $\omega_{(n+1)_k}$ で重み付けされ、加算器618に送られる。本発明による第2実施例において重み ω_n 及び $\omega_{(n+1)_k}$ は、下記式のように表現できる。

【数7】

*た連続するフレーム中のn番目のフレームに含まれたk番目の走査線に対するRFデータが、ラインL1を介してビーム形成部608を経て包絡線検波部610に送られる。これと類似して、RFボリューム・メモリ606に格納された連続するフレーム中の(n+1)番目のフレームに含まれたk番目の走査線に対するRFデータが、ラインL2を介してビーム形成部612を経て包絡線検波部614に送られる。

【0033】

【外4】

$$\omega_{n_k} = \frac{f_{n+1}}{(f_n + f_{n+1})}$$

$$\omega_{(n+1)_k} = \frac{f_n}{(f_n + f_{n+1})}$$

式(7)

【0034】

加算器618は、各包絡線検波部610及び614によって検出され、乗算器616及び620にて重み ω_{n_k} 及び $\omega_{(n+1)_k}$ で各々重み付けされた両信号を加え、これをログ補償部622に伝送する。すると、ログ補償部622、イメージ形成部624及び表示装置626は、図5で説明したような動作を行い、オブジェクトの3次元超音波映像を出力する。

【0035】次に、図7を参照して図2中のボクセルI

(x, y, z)を取り囲んでいる連続する二つのフレーム内の隣接した二つの走査線に対応する4つのRFデータを用い、ボクセルI(x, y, z)で直接受信集束する本発明の第3実施例による3次元超音波撮像システムについて説明する。ボクセルI(x, y, z)を空間的に取り囲んでいる連続する二つのフレーム(例えば、n番目及び(n+1)番目のフレーム)内の二つの走査線(例えば、k番目及び(k+1)番目の走査線)に関する4つのRFデータを用い、ボクセルI(x, y, z)で直接受信集束する3次元超音波撮像システム700は、図5及び図6の3次元超音波撮像システム500及び600と比べて、ビーム形成部、包絡線検波部及びログ補償部のみが異なるた

*め、これに対して主に説明する。

【0036】同図において、本発明の第3実施例による3次元超音波撮像システム700は4つのビーム形成部702、704、706及び708と、4つの包絡線検波部710、712、714及び716と、4つの乗算器718、720、722及び724とを含んでおり、加算器726及びログ補償器728は図5及び図6で説明したものと同一の機能を行う。前述したように、RFボリューム・メモリ(図示せず)に格納された連続するフレームのRFデータがビーム形成部702、704、706及び708の各々に伝送される。

20 【0037】

* 【外6】
 詳記すると、表示装置(図示せず)の画素に対応するボクセルI(x, y, z)と隣接

した連続するフレーム中のn番目のフレーム内のk番目の走査線に対するRFデータは、ビーム形成部702を経て包絡線検波部710に伝送され、n番目のフレーム内の(k+1)番目の走査線に対するRFデータは、ビーム形成部704を経て包絡線検波部712に伝送され、(n+1)番目のフレーム内のk番目の走査線に対するRFデータは、ビーム形成部706を経て包絡線検波器714に伝送され、(n+1)番目のフレーム内の(k+1)番目の走査線に対するRFデータは、ビーム形成部708を経て包絡線検波器716に送られる。続いて、包絡線検波部710により信号処理されたRFデータ信号は、乗算器718にて重み ω_{n_k} で重み付けされ、包絡線検波器712により信号処理されたRFデータ信号は、乗算器720にて重み $\omega_{n_{k+1}}$ で重み付けされ、包絡線検波器714により信号処理されたRFデータ信号は、乗算器722にて重み $\omega_{(n+1)_k}$ で重み付けされ、包絡線検波器716により信号処理されたRFデータ信号は、乗算器724において重み $\omega_{(n+1)_{k+1}}$ で重み付けされる。

【0038】ここで、乗算器718、720、722及び724の各々で重み付けられる各重みは、下記式のよう

に表現できる。

* * 【数8】

$$\omega_{n_k} = \frac{f_{n+1}}{(f_n + f_{n+1})} \times \frac{S_{k+1}}{(S_k + S_{k+1})}$$

$$\omega_{n_{k+1}} = \frac{f_{n+1}}{(f_n + f_{n+1})} \times \frac{S_k}{(S_k + S_{k+1})}$$

$$\omega_{(n+1)_k} = \frac{f_n}{(f_n + f_{n+1})} \times \frac{S_{k+1}}{(S_k + S_{k+1})}$$

$$\omega_{(n+1)_{k+1}} = \frac{f_n}{(f_n + f_{n+1})} \times \frac{S_k}{(S_k + S_{k+1})}$$

式(8)

【0039】

【外7】

前述したように、本発明の第3実施例による3次元超音波撮像システム700は4つのビーム形成部702、704、706及び708を用いてボクセルI(x、y、z)に対する別途の条件、即ち、図2に表した $r_{n_k}, r_{n_{k+1}}, r_{(n+1)_k}, r_{(n+1)_{k+1}}$ 間の特定な条件が必要でなく、単にボクセルI(x、y、z)を取り囲んでいる連続する二つのフレーム内で、さらにボクセルI(x、y、z)を取り囲んでいる二つの走査線に対するRFデータを用い、ボクセルI(x、y、z)に対応する3次元データの組を得る。

【0040】図5乃至図7を参照して説明したように、表示装置の画素に対応するボクセルI(x、y、z)で直接受信集束する場合、用いられるRFデータに応じて3次元超音波撮像システムの構成においてビーム形成部及び包絡線検波部の個数が変動されることは、当業者ならば十分に理解できる。

【0041】上記において、本発明の様々な実施の形態について説明したが、本発明の請求範囲を逸脱することなく、当業者は種々の改変をなし得るであろう。

【0042】

【発明の効果】従って、本発明によれば、表示装置の基本単位としての画素に対応する、オブジェクトの診断領域内のボクセルで超音波のエコー信号を直接受信集束することにより、従来要していたデジタル走査変換過程が不要であるという特徴がある。従って、従来のデジタル走査変換過程から引起される3次元超音波映像の歪みを防止することができ、改善した画質の3次元超音波映像を得ることができる。オブジェクトの部分拡大映像のように超音波映像を構成するための走査線の個数が少ない場合や診断角度が広くて走査線間の間隔が大きい場合に、本発明による3次元超音波撮像システムの効果がより一層顕在化される。さらに、実走査線上の目標点のみで超音波のエコー信号を受信集束した後、表示装置の画素に対応するボクセルに対する3次元データの組を計算せずに、表示装置の画素に対応する全てのボクセルで超

音波のエコー信号を直接受信集束するため、表示装置の画素の個数が増加する場合にも3次元超音波映像の画質が顕著に改善される効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【図1】従来の3次元超音波撮像システムの概略的なブロック図である。

【図2】連続するフレーム間に存在し、表示装置の画素に対応するボクセルとこれを取り囲んでいるRFデータとの関係を2次的に示した模式図である。

【図3】本発明により表示装置の画素に対応するボクセルでエコー信号を直接受信集束し、3次元データの組を獲得する方法を説明するための模式図である。

【図4】表示装置の画素に対応するボクセルで、受信集束したRF信号の値と包絡線上の値とを比較する模式図である。

【図5】本発明の第1実施例による3次元超音波撮像システムの概略的なブロック図である。

【図6】本発明の第2実施例による3次元超音波撮像システムの概略的なブロック図である。

【図7】本発明の第3実施例による3次元超音波撮像システムの概略的なブロック図である。

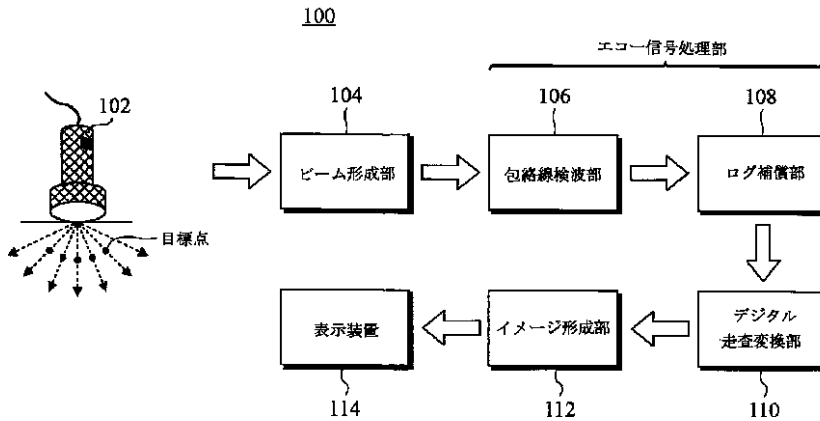
【符号の説明】

- 500、600、700 3次元超音波撮像システム
- 502、602 アナログ受信器
- 504、604 A/D変換器

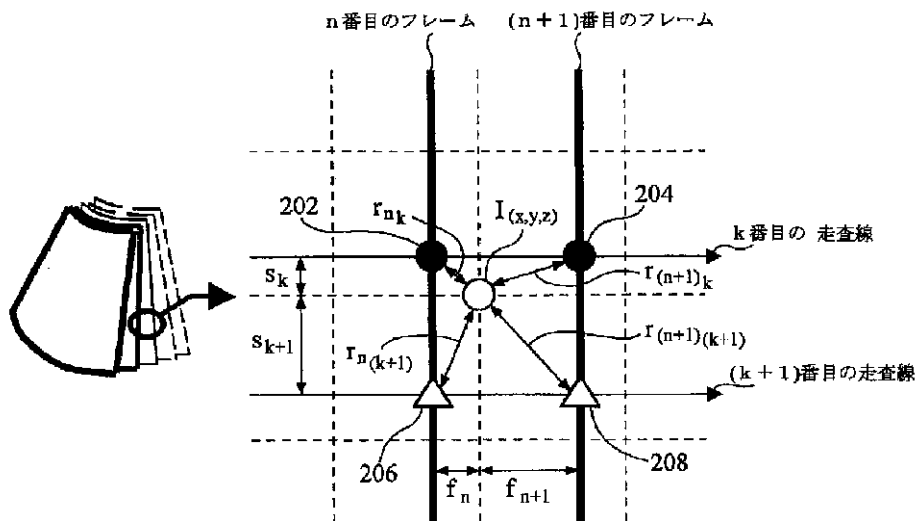
506、606 RFボリューム・メモリ
 508、512、608、612、702、704、706、708 ビーム形成部
 510、514、610、614 包絡線検波部 *

*522、622、728 ログ補償部
 524、624 イメージ形成部
 526、626 表示装置

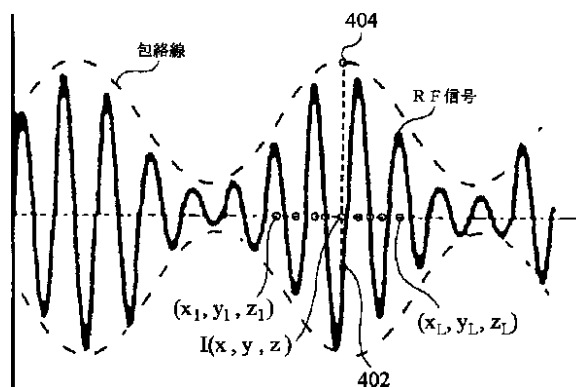
【図1】



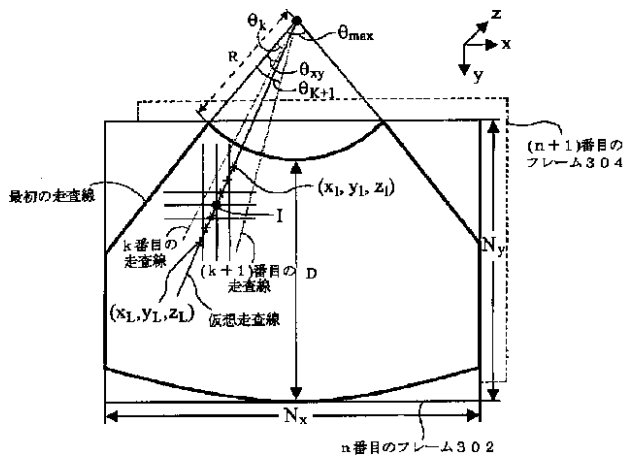
【図2】



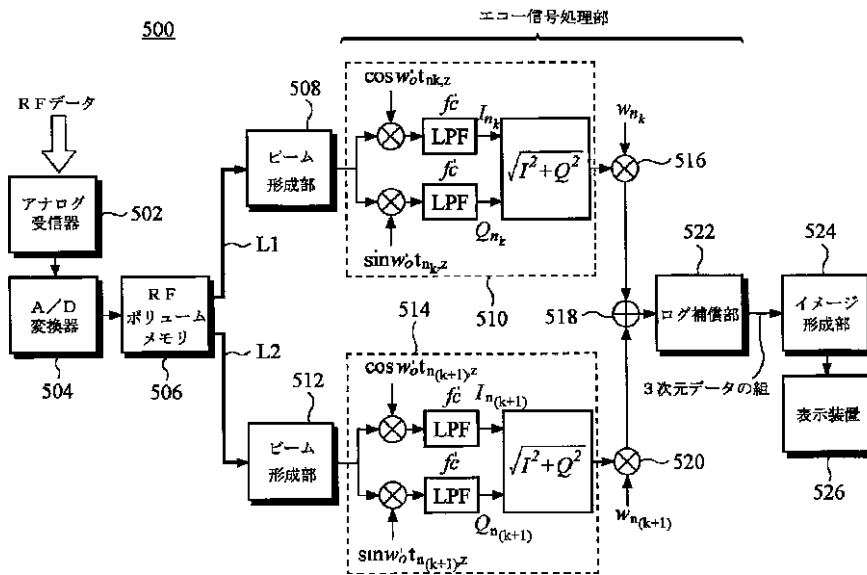
【図4】



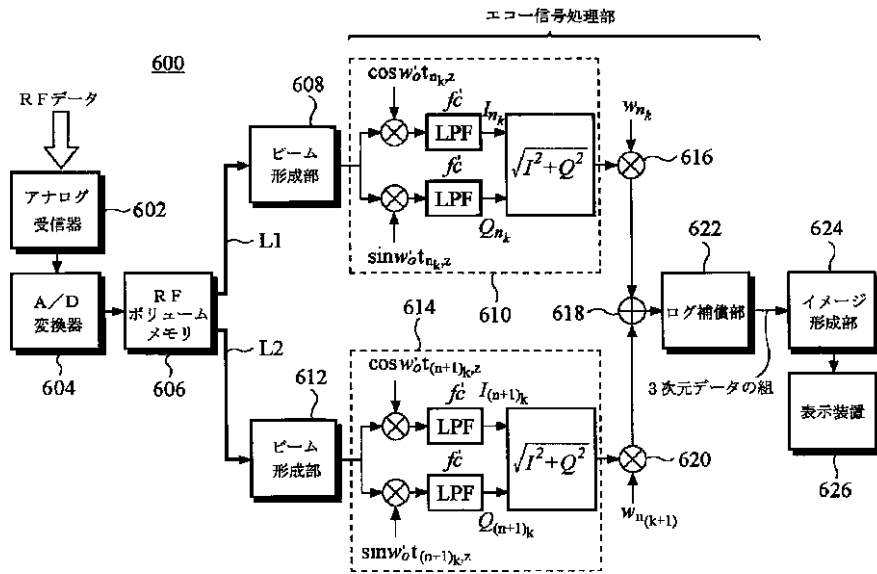
【図3】



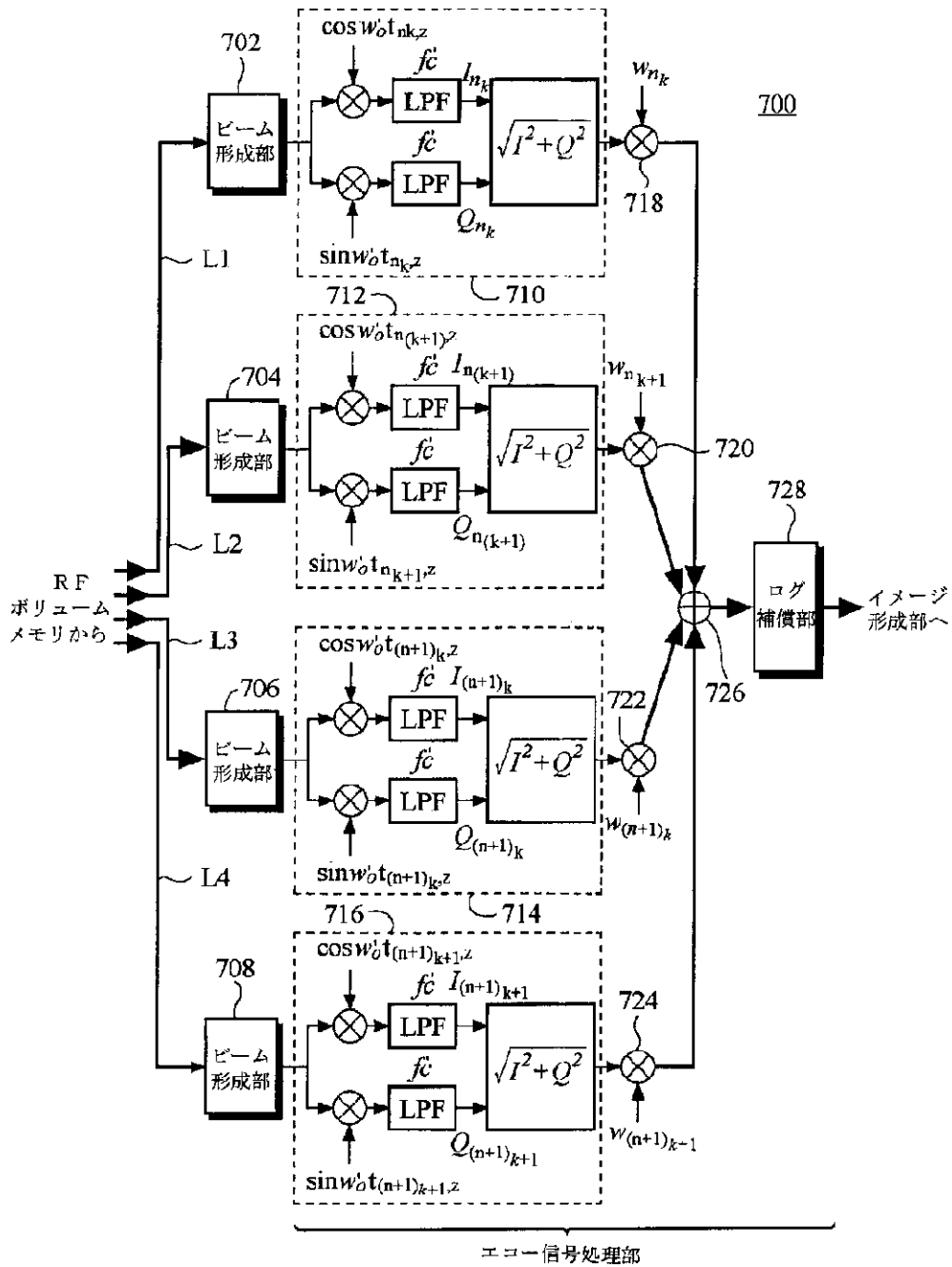
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 ファン ゼ ソブ
 大韓民国 ソウル トクピョルシドボンク
 ドボン2ドン サンファンアパート3ドン
 213ホ

(72)発明者 ソン テ キョン
 大韓民国 ソウル トクピョルシソチョク
 ザンウォンドン ドンアアパート105ドン
 1403ホ

Fターム(参考) 2G047 EA07 EA09 EA10 GF18 GF22
GF32 GG09 GG19 GG25 GG28
GG35 GG40 GH09
4C301 BB13 EE07 EE10 HH08 HH26
HH27 HH33 HH52 JB02 JB22
JB29 JB44 JC01 JC14 KK17
LL03 LL14

专利名称(译)	3D超声成像系统		
公开(公告)号	JP2002345815A	公开(公告)日	2002-12-03
申请号	JP2002128996	申请日	2002-04-30
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社 株式会社MEDISON		
申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン 株式会社MEDISON		
[标]发明人	ファンゼソプ ソンテキョン		
发明人	ファン ゼ ソプ ソン テ キョン		
IPC分类号	G01N29/44 A61B8/00 G01N29/06 G01S7/52 G01S7/531 G01S15/89 G10K11/34 G01N29/22		
CPC分类号	G10K11/341 G01N29/0609 G01S7/52026 G01S7/52044 G01S15/8993 Y10S128/916		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/22.502		
F-TERM分类号	2G047/EA07 2G047/EA09 2G047/EA10 2G047/GF18 2G047/GF22 2G047/GF32 2G047/GG09 2G047/GG19 2G047/GG25 2G047/GG28 2G047/GG35 2G047/GG40 2G047/GH09 4C301/BB13 4C301/EE07 4C301/EE10 4C301/HH08 4C301/HH26 4C301/HH27 4C301/HH33 4C301/HH52 4C301/JB02 4C301/JB22 4C301/JB29 4C301/JB44 4C301/JC01 4C301/JC14 4C301/KK17 4C301/LL03 4C301/LL14 4C601/BB03 4C601/EE04 4C601/EE07 4C601/HH17 4C601/JB01 4C601/JB03 4C601/JB21 4C601/JB22 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB45 4C601/JC01 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/JC27 4C601/JC29 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 4C601/LL09 4C601/LL12 4C601/LL31		
优先权	1020010022831 2001-04-27 KR		
其他公开文献	JP4278343B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：通过直接在与图像显示设备的每个像素相对应的对象的诊断区域中的体素处接收并聚焦超声波的回波信号，从而在不采用数字扫描转换过程的情况下获得高分辨率和高帧速率。能够获取具有对象的对象的三维超声图像的三维超声成像系统。解决方案：显示设备526向对象传输超声波信号，并且超声波从与显示设备526像素相对应并位于对象诊断区域的体素I(x, y, z)传输。通过处理用于接收其回波信号的换能器行来处理体素，用于存储由换能器行接收的信号的回波信号。基于回声信号处理单元(508、510、512、514、516、518、520、522)，该单元获得(x, y, z)的三维数据集和获得的三维数据集包括用于获取对象的3D超声图像的图像形成单元524。

