

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4278343号
(P4278343)

(45) 発行日 平成21年6月10日(2009.6.10)

(24) 登録日 平成21年3月19日(2009.3.19)

(51) Int.Cl. F1
A61B 8/00 (2006.01) A61B 8/00

請求項の数 6 (全 14 頁)

<p>(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) (65) 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) 審査請求日 平成16年7月7日(2004.7.7) (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)</p>	<p>(73) 特許権者 597096909 株式会社 メディソン MEDISON CO., LTD. 大韓民国 250-870 江原道 洪川 郡 南面陽▲徳▼院里 114 114 Yangdukwon-ri, Nam-myun, Hongchun-gun, Kangwon-do 250-870, Republic of Korea (74) 代理人 100082175 弁理士 高田 守 (74) 代理人 100106150 弁理士 高橋 英樹 (74) 代理人 100108372 弁理士 谷田 拓男</p>
--	--

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) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

多数の2次元フレームを用いて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、

多数の画素を含む表示手段と、

2次元フレームを形成するための多数のスキャンラインに沿って超音波信号を送信集束して前記超音波信号をオブジェクトに向かって送信し、前記オブジェクトから反射されるエコー信号を受信するための超音波送受信手段と、

前記エコー信号を前記スキャンライン上の目標点別に格納するための格納手段と、

前記各画素に対応するボクセルを介して隣接する二つの2次元フレームを選択し、前記選択された2次元フレームそれぞれで前記ボクセルに隣接するスキャンラインを二つずつ決定し、前記決定された各スキャンライン上の目標点に対応するエコー信号を前記格納手段で抽出し、前記抽出されたエコー信号を前記ボクセルに受信集束させ、前記オブジェクトに対する3次元データセットを獲得する信号処理手段と、

前記3次元データセットに基づいて、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

を含み、

前記信号処理手段は前記ボクセルと前記各目標点間の距離に基づいて前記各目標点のエコー信号に対する重みを決定し、前記決定された重みを該当エコー信号に加えることによって前記3次元データセットを獲得し、

10

20

前記重みは、

(数式)

$$\begin{aligned}\omega_{n_k} &= \frac{f_{n+1}}{(f_n + f_{n+1})} \times \frac{S_{k+1}}{(S_k + S_{k+1})} \\ \omega_{n_{k+1}} &= \frac{f_{n+1}}{(f_n + f_{n+1})} \times \frac{S_k}{(S_k + S_{k+1})} \\ \omega_{(n+1)_k} &= \frac{f_n}{(f_n + f_{n+1})} \times \frac{S_{k+1}}{(S_k + S_{k+1})} \\ \omega_{(n+1)_{k+1}} &= \frac{f_n}{(f_n + f_{n+1})} \times \frac{S_k}{(S_k + S_{k+1})}\end{aligned}$$

10

前記数式により決定され、 ω_{n_k} は前記選択された 2 次元フレームのうち n 番目の 2 次元フレーム内のスキャンラインで k 番目のスキャンライン上の目標点による重みであり、 $\omega_{n_{k+1}}$ は前記 n 番目の 2 次元フレーム内のスキャンラインで k+1 番目のスキャンライン上の目標点による重みであり、 $\omega_{(n+1)_k}$ は前記選択された 2 次元フレームのうち n+1 番目の 2 次元フレーム内の k 番目のスキャンライン上の目標点による重みであり、 $\omega_{(n+1)_{k+1}}$ は前記 n+1 番目の 2 次元フレーム内の k+1 番目のスキャンライン上の目標点による重みであり、 f_n は前記ボクセルと前記 n 番目の 2 次元フレーム間の距離を示し、 f_{n+1} はボクセルと前記 n+1 番目の 2 次元フレーム間の距離を示し、 S_k は前記ボクセルと前記 k 番目のスキャンライン間の距離を示し、 S_{k+1} は前記ボクセルと前記 k+1 番目のスキャンライン間の距離を示す 3 次元超音波撮像システム。

20

【請求項 2】

前記超音波送受信手段が、前記超音波信号を前記目標点に送信集束し、前記目標点から前記エコー信号を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 3】

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 2 に記載の 3 次元超音波撮像システム。

30

【請求項 4】

前記格納手段が、少なくとも 2 つの連続する 2 次元フレームに対する 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 3 に記載の 3 次元超音波撮像システム。

【請求項 5】

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。

40

【請求項 6】

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。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【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】

50

【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放射し、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放射し、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。

10

【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上に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。

20

【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】

$$\frac{1}{FR} = \frac{2D}{c} \times N \quad \text{式(1)}$$

30

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。

40

【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、

50

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。

10

【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。

20

30

【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。

40

【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】**

50

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。先ず、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。先ず、連続する二つのフレーム内で総 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総 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次的に $N_x \times N_y$ の寸法を有すると想定する。

【0017】

先ず、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】

10

20

30

40

50

$$\text{Minimize } |\theta_{xy} - \theta_k|, 1 \leq k \leq N \quad \text{式 (2)}$$

【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 10
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際値ではない、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際値 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 20
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。 30

【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参考例 1 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。この参考例 1 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、この参考例 1 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 は含んでいない。 40

【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 50

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】

$$N \cdot M \cdot \frac{2D}{c} \cdot f_s \quad \text{式(3)}$$

【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。

10

【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 $I(x, y, z)$ 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。

20

【数4】

$$r_{n_k}, r_{n_{(k+1)}} < r_{(n+1)_k}, r_{(n+1)_{k+1}} \quad \text{式(4)}$$

【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。

30

【0026】

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の参考例では、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。

40

【0027】

50

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。本発明による参考例 1 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】

$$\omega_{n_k} = \frac{S_{k+1}}{(S_k + S_{k+1})} \quad 10$$

$$\omega_{n_{(k+1)}} = \frac{S_k}{(S_k + S_{k+1})} \quad \text{式 (5)}$$

【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 514 の各々によって検出され、乗算器 516 及び 520 にて重み ω_{n_k} 及び $\omega_{n_{(k+1)}}$ 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、本発明の参考例 2 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 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】

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

式 (6)

【0031】

図6に示したように、本発明の参考例2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中のものと同様であるため、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。

10

【0032】

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】

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_k} 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。本発明による参考例2において重み ω_{n_k} 及び $\omega_{(n+1)_k}$ は、下記式のように表現できる。

20

【数7】

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

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

式 (7)

30

【0034】

【外5】

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。

40

【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

50

ム 5 0 0 及び 6 0 0 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。

【 0 0 3 6 】

同図において、本発明の実施例による 3 次元超音波撮像システム 7 0 0 は 4 つのビーム形成部 7 0 2、7 0 4、7 0 6 及び 7 0 8 と、4 つの包絡線検波部 7 1 0、7 1 2、7 1 4 及び 7 1 6 と、4 つの乗算器 7 1 8、7 2 0、7 2 2 及び 7 2 4 とを含んでおり、加算器 7 2 6 及びログ補償器 7 2 8 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 7 0 2、7 0 4、7 0 6 及び 7 0 8 の各々に伝送される。

【 0 0 3 7 】

【 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 7 0 2 を経て包絡線検波部 7 1 0 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 7 0 4 を経て包絡線検波部 7 1 2 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 7 0 6 を経て包絡線検波器 7 1 4 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 7 0 8 を経て包絡線検波器 7 1 6 に送られる。続いて、包絡線検波部 7 1 0 により信号処理された RF データ信号は、乗算器 7 1 8 にて重み ω_n で重み付けされ、包絡線検波器 7 1 2 により信号処理された RF データ信号は、乗算器 7 2 0 にて重み $\omega_{n,k+1}$ で重み付けされ、包絡線検波器 7 1 4 により信号処理された RF データ信号は、乗算器 7 2 2 にて重み $\omega_{(n+1)k}$ で重み付けされ、包絡線検波器 7 1 6 により信号処理された RF データ信号は、乗算器 7 2 4 において重み $\omega_{(n+1)k+1}$ で重み付けされる。

【 0 0 3 8 】

ここで、乗算器 7 1 8、7 2 0、7 2 2 及び 7 2 4 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 】

10

20

30

40

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

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

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

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

式 (8)

10

【0039】

前述したように、本発明の実施例による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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

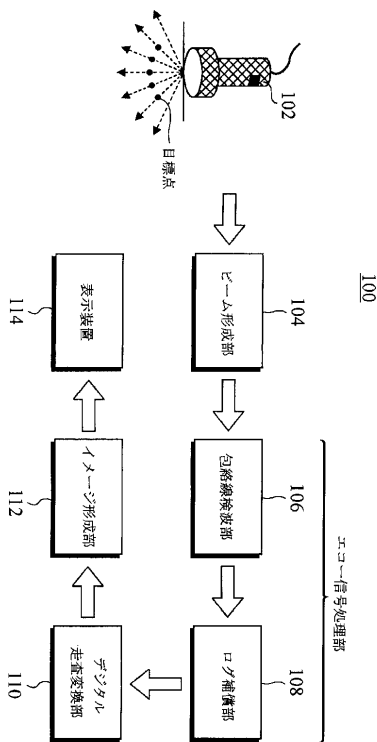
の値とを比較する模式図である。

【図5】 本発明の参考例1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。

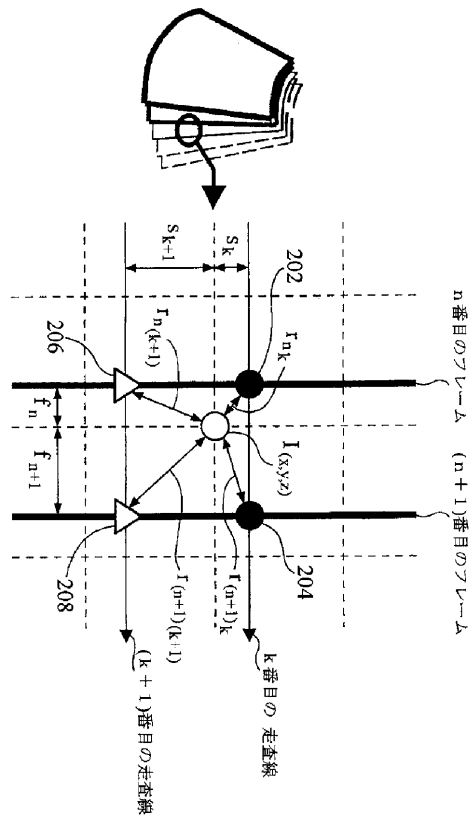
【図6】 本発明の参考例2による3次元超音波撮像システムの概略的なブロック図である。

【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。

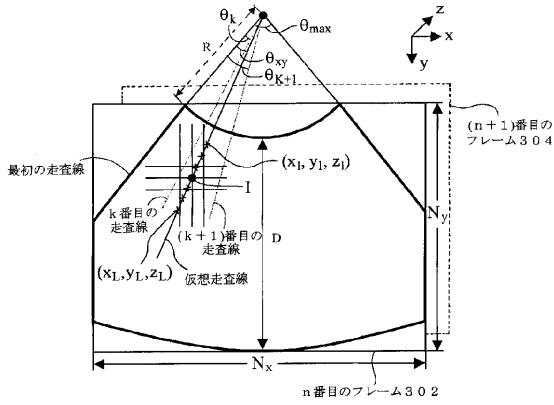
【図1】



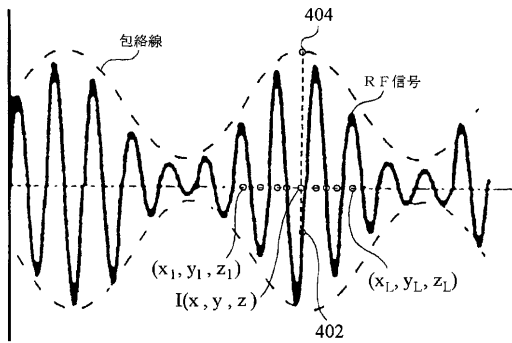
【図2】



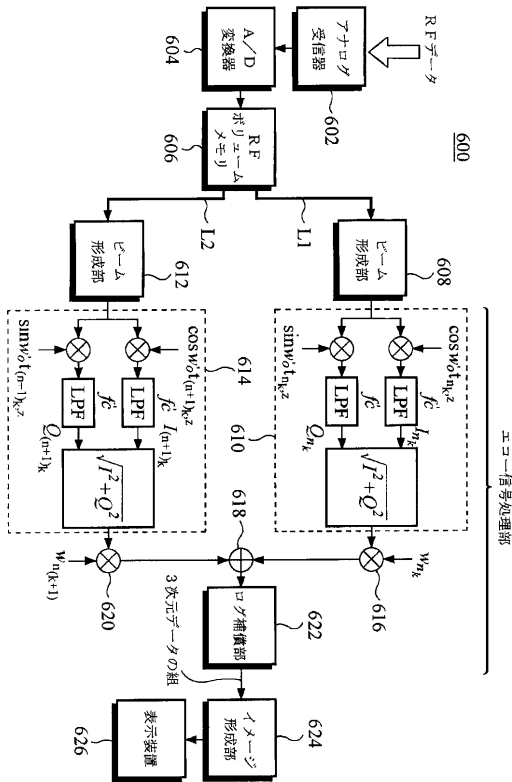
【図3】



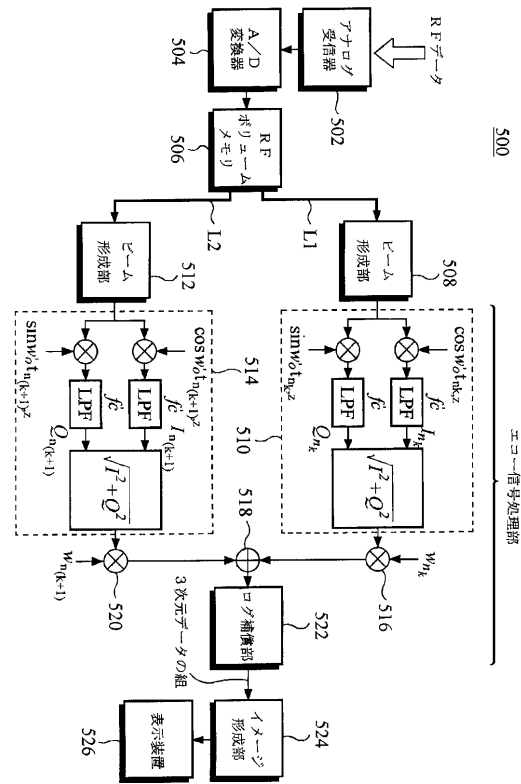
【図4】



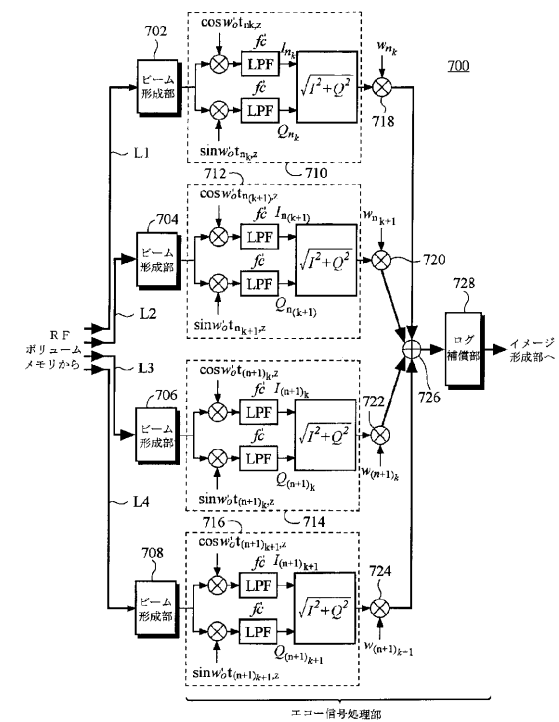
【図6】



【図5】



【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213ホ

(72)発明者 ソン テ キョン

大韓民国 ソウル トクビョルシソチョクザンウォンドン ドンアパート105ドン1403ホ

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開昭61 - 196950 (J P , A)

特開平3 - 162841 (J P , A)

特開平5 - 249088 (J P , A)

特開平7 - 265314 (J P , A)

特開平7 - 303634 (J P , A)

特開平10 - 248848 (J P , A)

特開平11 - 235338 (J P , A)

米国特許第5390674 (U S , A)

米国特許第6139501 (U S , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/00

专利名称(译)	3D超声成像系统		
公开(公告)号	JP4278343B2	公开(公告)日	2009-06-10
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		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン		
[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	A61B8/00 G01N29/44 G01N29/06 G01S7/52 G01S7/531 G01S15/89 G10K11/34		
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/BB02 4C301/BB22 4C301/BB29 4C301/BB44 4C301/JC01 4C301/JC14 4C301/KK17 4C301/LL03 4C301/LL14 4C601/BB03 4C601/EE04 4C601/EE07 4C601/HH17 4C601/BB01 4C601/BB03 4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/BB34 4C601/BB35 4C601/BB45 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		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
优先权	1020010022831 2001-04-27 KR		
其他公开文献	JP2002345815A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种三维超声波摄影系统，该系统能够通过直接接收超声回波信号而不采用数字扫描转换过程来获得具有更高分辨率和帧率的物体的三维超声图像。将它们与体素聚焦在对应于图像显示设备的各个像素的对象的诊断区域中。解决方案：该系统包括显示装置526和换能器序列，用于将超声波信号发送到受试者并从符合的物体的诊断区域中存在的体素 (x, y, z) 接收上述超声回波信号。除了用于存储由换能器序列接收的信号的RF音量存储器506之外，上述显示设备526的像素，用于获得a的回声信号处理部分(508,510,512,514,516,518,520,522)。关于体素 (x, y, z) 的三维数据组和基于所确定的三维数据组获取关于对象的三维超声图像的图像生成部分524。

