

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-317

(P2008-317A)

(43) 公開日 平成20年1月10日(2008.1.10)

(51) Int.Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2006-172354 (P2006-172354)
(22) 出願日 平成18年6月22日 (2006.6.22)

(71) 出願人 000001993
株式会社島津製作所
京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地
(74) 代理人 100095670
弁理士 小林 良平
(72) 発明者 岡崎 秀樹
京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会
社島津製作所内
Fターム(参考) 4C601 BB02 BB23 EE07 EE12 JB56
JB57 JC02 JC32 KK09 KK10

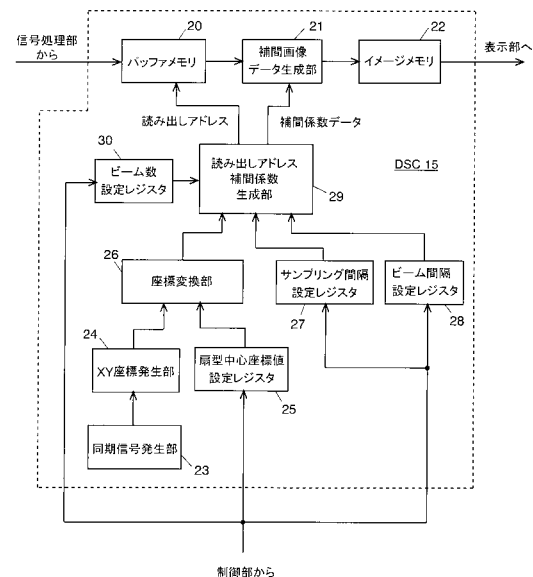
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 画像の表示範囲の移動、拡大、回転等がなされた場合にも、表示画像をレスポンス良く追従させることのできる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 バッファメモリ20から読み出された複数のビーム画像データから補間画像データを生成するデジタルスキャンコンバータにおいて、モニタ用の同期信号を発生する手段23と、該同期信号に従って補間対象ピクセル点のXY座標を発生する手段24と、該XY座標をRθ座標に変換する手段26と、該Rθ座標に基づいてバッファメモリ20の読み出しアドレスと補間画像生成のための補間係数データを発生する手段29とを設ける。これにより、画像の移動等が指示された際にも、制御部からは扇形中心座標値等の諸パラメータを設定するだけでよく、従来のように画像をフリーズさせて全ピクセルに対する読み出しアドレスと補間係数を演算し直す必要がなくなる。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波送受信により取得されるエコー画像データを一時的に格納するバッファメモリ及び表示装置の各ピクセルに対応した記憶領域を持つイメージメモリを有し、前記各ピクセルについて、その近傍に位置する複数のサンプリング点のエコー画像データを前記バッファメモリから読み出し、該複数のエコー画像データと各エコー画像データに対応した補間係数とに基づいて補間画像データを生成して前記イメージメモリの対応する記憶領域に格納する方式のデジタルスキャンコンバータと、

扇状の超音波走査により得られる扇形視野の中心座標値を設定する設定手段と、
を有する超音波診断装置であって、

10

前記デジタルスキャンコンバータが、

a)表示装置の走査方式に応じた同期信号を発生する同期信号発生手段と、

b)前記同期信号に従って補間対象となるピクセルの X Y 座標値を発生する X Y 座標値発生手段と、

c)前記ピクセルの X Y 座標値を、前記設定手段から与えられた扇形中心座標値を基準とした R θ 座標値に変換する座標変換手段と、

d)前記座標変換手段により求められた R θ 座標値の距離成分 R 及び角度成分 θ を量子化することにより、前記複数のサンプリング点の各々に対応した読み出しアドレスと補間係数データを発生する読み出しアドレス・補間係数発生手段と、

e)前記読み出しアドレスに基づいて前記バッファメモリから読み出された複数のエコー画像データと前記補間係数とを用いた補間演算により補間画像データを生成する補間画像データ生成手段と、

20

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

上記設定手段が、更に画像の回転量を設定可能なものであって、

上記読み出しアドレス・補間係数発生手段が、前記 R θ 座標値から発生された読み出しアドレスを上記回転量に応じて変化させることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

上記設定手段が、更に画像の表示倍率を設定可能なものであって、

30

上記読み出しアドレス・補間係数発生手段が、前記表示倍率に応じて上記距離成分 R の量子化幅を変更することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に R θ 極座標形式で取得されたエコー画像データを表示装置で表示可能な X Y 直交座標形式に変換するためのデジタルスキャンコンバータに関する。

【背景技術】

【0002】

40

超音波診断装置は、被検体に対する超音波の送受信を利用して該被検体内部の情報を取得する装置である。超音波探触子で受信されたエコー信号は所定間隔でサンプリングされ、該エコー信号を基に生成された画像データに種々の処理を施すことにより、最終的に表示装置の画面上に被検体の断層画像が表示される。

【0003】

図 8 に、セクタスキャン方式による超音波走査を行った場合の、サンプリング点と表示装置のピクセルとの対応関係を示す。格子の交点（図中の白点）は各ピクセルに相当し、斜め方向に描かれた線分は各超音波ビームを表し、該線分上に所定間隔で配置された複数の点（図中の黒点）はエコー信号のサンプリング点に相当する。表示装置はピクセルが水平及び垂直方向に配列した X Y 直交座標系で構成されているが、上記セクタスキャンやコ

50

ンベックスキャン、ラジアルスキャンといった超音波ビームの方位を所定の角度間隔で変化させながら超音波送受信を行う方式の場合、エコー信号のサンプリング点はそれぞれビーム深度Rとビーム方位θから成るRθ極座標系で表される。そのため、このエコー信号から生成されたエコー画像データを表示装置に表示させるためには、デジタルスキャンコンバータによる座標変換及び補間処理を行う必要がある（例えば、特許文献1又は特許文献2を参照）。

【0004】

デジタルスキャンコンバータ（以下、適宜「DSC」と略称する）は、超音波ビームに沿って得られた極座標系のエコー画像データに対し座標変換及び補間処理を施すことにより、表示装置の走査方式に対応した直交座標系の補間画像データを生成するものである。図9に示すように、DSCには、信号処理部において生成されたエコー画像データを一時的に格納するバッファメモリ60、表示装置の各ピクセルに対応した記憶領域を有するイメージメモリ62、及びバッファメモリ60から適宜読み出されたエコー画像データを基に、表示装置の各ピクセルに対応した補間画像データを生成する補間画像データ生成部61を備えている。生成された補間画像データは一旦イメージメモリ62の対応する記憶領域に格納され、この補間画像データが表示装置の走査方式に従って順次読み出されることにより、超音波送受信領域の断層像が表示装置の画面上に描出される。

【0005】

例えば、イメージメモリ62上の或るピクセル P_g に入る補間画像データ g を求める場合には、図8に示すように、該ピクセル P_g を取り囲む位置にある4つのサンプリング点 $S_A \sim S_D$ のエコー画像データ $A \sim D$ がバッファメモリ60から補間画像データ生成部61へと読み出され、以下のような補間演算により前記ピクセル P_g に対応する補間画像データ g が生成される。なお、以下の式において、 $C_a \sim C_d$ は、各サンプリング点とピクセルとの距離に応じた重み付けを行うための係数（補間係数）である。

【数1】

$$g = C_a \times A + C_b \times B + C_c \times C + C_d \times D \cdots (1)$$

従って、補間画像データ g を算出するためには、各サンプリング点のエコー画像データ $A \sim D$ をバッファメモリから読み出すための読み出しアドレスと、上記補間係数 $C_a \sim C_d$ とを求める必要がある。

【0006】

図9に示すような従来の超音波診断装置に係るDSCでは、このような補間演算を高速で行うために、各ピクセルの補間画像データの算出に必要なサンプリング点の読み出しアドレスと補間係数とが、超音波診断装置本体の制御部（CPU）により、予め全てのピクセルについて演算されて求められており、これらがテーブル化されてDRAM（Dynamic Random Access Memory）等から成る読み出しアドレス・補間係数記憶部63に記憶されていた。

【0007】

【特許文献1】特許第2956223号公報

【特許文献2】特許第2697312号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかし、このような従来のDSCを有する超音波診断装置においては、操作者が画像の表示範囲の移動（PAN）や拡大／縮小（ZOOM）、回転などの指示を行った場合、前記CPUによる読み出しアドレスと補間係数データの演算を全てやり直して、再度読み出しアドレス・補間係数記憶部に格納する必要があるあった。

【0009】

このような読み出しアドレスと補間係数データの算出、及びこれらのデータのメモリへの格納には、CPUの性能にもよるが、通常数マイクロ秒の時間が掛かる。このため、操

10

20

30

40

50

作者によって上記のような操作が行われる度に、CPUによる演算及び格納処理が終了するまで一旦画像をフリーズさせる必要があり、これには通常、1秒程度の時間を要していた。例えば、仮に、前記イメージメモリの画素数が $512 \times 512 \text{ pixel}$ であり、CPUのデータ算出とメモリ格納に要する時間が5マイクロ秒であった場合、トータルの演算時間は、 $5 \text{ マイクロ秒} \times 512 \times 512 = \text{約} 1.3 \text{ 秒}$ となり、オペレータがサイズ変更やパンズーム等の操作をする度に、約1.3秒の切り替え時間が必要となる。このような演算時間は、高性能なCPUを使用したり、CPUを複数個使用したりすることにより、ある程度短縮することが可能であるが、それでも数百ミリ秒程度の時間を要していた。

【0010】

このため、上記従来の超音波診断装置では、多段階に渡って素早くサイズ変更を行いたい場合や、画像をスクロールして素早く所望の診断位置を表示させたい場合であっても、表示画像をオペレータの操作にレスポンス良く追従させることができないという問題があった。

【0011】

そこで、本発明が解決しようとする課題は、操作者が画像の表示範囲の移動や拡大／縮小、回転などの操作を行った場合にも、表示画像をレスポンス良く追従させることのできる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記課題を解決するためになされた本発明に係る超音波診断装置は、超音波送受信により取得されるエコー画像データを一時的に格納するバッファメモリ及び表示装置の各ピクセルに対応した記憶領域を持つイメージメモリを有し、前記各ピクセルについて、その近傍に位置する複数のサンプリング点のエコー画像データを前記バッファメモリから読み出し、該複数のエコー画像データと各エコー画像データに対応した補間係数とに基づいて補間画像データを生成して前記イメージメモリの対応する記憶領域に格納する方式のデジタルスキャンコンバータと、

扇状の超音波走査により得られる扇形視野の中心座標値を設定する設定手段と、
を有する超音波診断装置であって、

前記デジタルスキャンコンバータが、

- a)表示装置の走査方式に応じた同期信号を発生する同期信号発生手段と、
 - b)前記同期信号に従って補間対象となるピクセルのXY座標値を発生するXY座標値発生手段と、
 - c)前記ピクセルのXY座標値を、前記設定手段から与えられた扇形中心座標値を基準としたRθ座標値に変換する座標変換手段と、
 - d)前記座標変換手段により求められたRθ座標値の距離成分R及び角度成分θを量子化することにより、前記複数のサンプリング点の各々に対応した読み出しアドレスと補間係数データを発生する読み出しアドレス・補間係数発生手段と、
 - e)上記読み出しアドレスに基づいて前記バッファメモリから読み出された複数のエコー画像データと前記補間係数とを用いた補間演算により補間画像データを生成する補間画像データ生成手段と、
- を有することを特徴としている。

【0013】

また、本発明の超音波診断装置は、上記設定手段を更に画像の回転量を設定可能なものとし、上記読み出しアドレス・補間係数発生手段が、前記Rθ座標値から発生された読み出しアドレスを上記回転量に応じて変化させるものとするのが好ましい。

【0014】

更に、上記設定手段を画像の表示倍率が設定できるものとし、上記読み出しアドレス・補間係数発生手段が前記表示倍率に応じて上記距離成分Rの量子化幅を変更するものとするのが好ましい。

【発明の効果】

10

20

30

40

50

【0015】

上記のように、本発明の超音波診断装置は、DSCにおいて同期信号に従って補間対象となるピクセルのXY座標を発生し、該ピクセルに対応する補間画像データを求めるためのエコー画像データの読み出しアドレス及び補間係数データを上記読み出しアドレス・補間係数発生手段によってその都度算出する構成となっている。このように、従来、超音波診断装置本体の制御部(CPU)によって求められていた読み出しアドレス及び補間係数データをDSC内部の演算手段によって逐次演算して求める構成としたことにより、操作者によって画像の移動、回転、拡大縮小などの指示がなされた場合でも、CPUからは該指示に従って、上記扇形中心座標値、回転量、量子化幅などを設定し直すだけで済む。このため、サイズ変更やパンズーム時等にCPUが行う演算や設定に要する時間を数マイクロ～数十マイクロ秒程度に短縮することができ、表示画像を操作者の指示にレスポンス良く追従させることが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、実施例を用いて本発明の超音波診断装置を実施するための最良の形態について説明する。

【実施例】

【0017】

図1は、本実施例の超音波診断装置の要部構成を示すブロック図である。本実施例で用いられる超音波プローブ10は、コンベックス方式による超音波走査を行うものであり、超音波プローブ10で受信されたエコー信号は、送受信部11を経てA/D変換器12に送られ、所定の時間間隔でサンプリングされてデジタルデータに変換される。デジタル化されたエコー信号はビームフォーマ13で整相加算された後、信号処理部14に入力され、ゲイン調整処理や対数圧縮処理などを施される。これにより得られたエコー画像データは、DSC15へと送られて座標変換及び補間処理を施され、得られた補間画像データがD/A変換器16を経てモニタ17に送出される。なお、上記各部の動作はCPU等を含む制御部18によって制御されており、制御部18に対してはキーボードや各種操作ボタン、トラックボール等から成る入力部19によってユーザの指示が伝えられる。

【0018】

図2は、本実施例の超音波診断装置に係るDSC15の構成を示すブロック図である。DSC15は、信号処理部14から送出されたエコー画像データを一時的に格納可能なバッファメモリ20と、モニタ17の各ピクセルに対応した記憶領域を備えたイメージメモリ22と、バッファメモリ20から読み出したエコー画像データを用いて補間演算を行うことにより、各ピクセルに相当する補間画像データを生成する補間画像データ生成部21とを有しており、更に、後述する同期信号発生部23、XY座標発生部24、扇形中心座標値設定レジスタ25、座標変換部26、サンプリング間隔設定レジスタ27、ビーム間隔設定レジスタ28、ビーム数設定レジスタ30、及び読み出しアドレス・補間係数生成部29を備えている。

【0019】

以下、上記DSC15による座標変換及び補間処理について図2～図4を用いて説明する。まず、同期信号発生部23では、モニタ17の走査に対応した水平同期信号及び垂直同期信号が発生される。XY座標発生部24では、この同期信号を受けてモニタ17の表示範囲40を構成する各ピクセルのうち補間対象となるピクセル(以下、「ピクセルP_g」と呼ぶ)のXY座標値(x, y)が生成され、座標変換部26へと出力される。

【0020】

一方、扇形中心座標値設定レジスタ25には、前記表示範囲40の原点に対する扇形視野50の中心座標(x_s, y_s)が格納されており、この扇形中心座標が同じく座標変換部26へと出力される。

【0021】

座標変換部26では、前記ピクセルP_gのXY直交座標値(x, y)が前記扇形中心座

標値 (x_s, y_s) を基準とした距離 R と角度 θ から成る R, θ 極座標値 (R, θ) に変換され、これらの R 及び θ の値が、読み出しアドレス・補間係数生成部 29 へと出力される。

【0022】

続いて、読み出しアドレス・補間係数生成部 29 において、前記ピクセル P_g の R, θ 座標を基に、ピクセル P_g を取り囲む位置にある 4 つのサンプリング点 S_A, S_B, S_C, S_D のエコー画像データをバッファメモリ 20 から読み出すための読み出しアドレスと、各サンプリング点に対応した補間係数 C_a, C_b, C_c, C_d とが以下のようにして算出される。なおここで、 j 番目の超音波ビーム上における i 番目のサンプリング点の R, θ 座標を (R_i, θ_j) と表し、該サンプリング点の読み出しアドレスを “ i, j ” と表して、 i を深さ方向アドレス、 j を方位方向アドレスと呼ぶ。

10

【0023】

(1) 深さ方向アドレスの生成：まず、扇形視野 50 の中心点から第 1 サンプリング点までの距離 R_{pr} (超音波プローブの種類に応じて制御部から設定される値) を上記座標変換部 26 から入力されたピクセル P_g の R の値から減算する (以下、この値を R' とする)。サンプリング間隔設定レジスタ 27 には、エコー画像データのサンプリング間隔をイメージメモリ 22 のピクセル間隔で正規化した値 ΔR の逆数が設定されており、この $1/\Delta R$ の値が読み出しアドレス・補間係数生成部 29 に入力され、上記 R' の値と乗算される。この乗算結果の整数部 i 及びこれに 1 を加えた $i+1$ が、上記サンプリング点 $S_A \sim S_D$ の深さ方向アドレスとなる。なお、前記乗算結果の小数部 R_k は、後述する補間係数の生成に用いられる。

20

【0024】

(2) 方位方向アドレスの生成：ビーム間隔設定レジスタ 28 には、ビーム間隔 $\Delta \theta$ の逆数の値が設定されており、この $1/\Delta \theta$ の値が読み出しアドレス・補間係数生成部 29 に入力され、上記座標変換部 26 より入力されたピクセル P_g の θ の値と乗算される。これにより得られた乗算結果の整数部 j 及びこれに 1 を加えた $j+1$ が上記サンプリング点 $S_A \sim S_D$ の方位方向アドレスとなる。なお、前記計算結果の小数部 L_k は、後述する補間係数の生成に用いられる。

【0025】

(3) 補間係数の生成：各サンプリング点 $A \sim D$ に対応する補間係数 $C_a \sim C_d$ は、上記小数部 R_k 及び L_k を用いて以下の式により求められる。

30

【数 2】

$$\begin{aligned} C_a &= (1-R_k) \times L_k \\ C_b &= R_k \times L_k \\ C_c &= (1-R_k) \times (1-L_k) \\ C_d &= R_k \times (1-L_k) \end{aligned}$$

【0026】

次に、以上の行程 (1) (2) により得られた読み出しアドレス “ i, j ”、“ $i, j+1$ ”、“ $i+1, j$ ”、“ $i+1, j+1$ ”、を用いたアドレス指定により、サンプリング点 $S_A \sim S_D$ のエコー画像データがバッファメモリ 20 から補間画像データ生成部 21 へと読み出される。補間画像データ生成部 21 では、これらのサンプリング点のビーム画像データ $A \sim D$ と、読み出しアドレス・補間係数生成部 29 から与えられた補間係数 $C_a \sim C_d$ とを用いて、上述の式 (1) によりピクセル P_g に対応する補間画像データ g が算出される。このようにして得られた各ピクセルの補間画像データはイメージメモリ 22 上の対応する記憶領域に書き込まれ、所定の間隔でモニタ 17 に送出される。

40

【0027】

上記のように扇形視野 50 に対する表示範囲 40 の位置は、表示範囲 40 の原点に対する扇形視野 50 の中心座標を指定することにより決定される。従って、本実施例の超音波診断装置において、操作者が入力部 19 から表示範囲 40 の移動 (PAN) を指示した際

50

には、制御部 18 において新たな扇形中心座標値 (x_s' , y_s') が設定され、これが扇形中心座標値設定レジスタ 25 に格納される。これにより、以降に座標変換部 26 で発生する補間対象ピクセルの $R\theta$ 座標は、新たな扇形中心座標座標値 (x_s' , y_s') を基準に算出されたものとなり、結果として表示範囲 40 の移動が達成される (図 5)。

【0028】

また、操作者により画像の拡大又は縮小 (ZOOM) が指示された場合には、指示された表示倍率に応じて制御部 18 により上記サンプリング間隔の正規化データ ΔR の値 (すなわち、上記行程 (1) における R' の量子化幅) が新たに設定され、その逆数がサンプリング間隔設定レジスタ 27 に格納される。これにより、以降の読み出しアドレス及び補間係数の算出には新たな ΔR の値が用いられ、結果として表示画像が拡大又は縮小される (図 6)。

10

【0029】

また、表示範囲 40 に対する扇形視野 50 の傾き (すなわち画像の表示角度) は、表示範囲 40 の垂直方向 (すなわち図中の Y 軸方向) と一致するビーム番号を指定することにより決定される。例えば、図 7 に示すように、一走査面が 257 本 (ビーム番号 $N=0 \sim 256$) の超音波ビームで構成される場合に、 $N=128$ が与えられているときには、扇形視野 50 は真っ直ぐに表示され、 $N=0$ が与えられている場合には、表示範囲 40 に対して右に回転した状態で表示されることになる。従って、本実施例の超音波診断装置において、操作者により画像の回転が指示された場合には、指定された回転角が超音波ビーム何本分に相当するかが制御部 18 により算出され、その値がビーム数設定レジスタ 30 に格納される。読み出しアドレス・補間係数生成部 29 では、この値に応じて各サンプリング点の方位方向アドレスが変更され、結果として画像が回転される。例えば、操作者により指示された回転角が超音波ビーム M 本分に相当していた場合には、上記行程 (1) 及び (2) により求められた 4 つのサンプリング点 $S_A \sim S_D$ についての読み出しアドレスがそれぞれ、" $i, j-M$ "、" $i, j+1-M$ "、" $i+1, j-M$ "、" $i+1, j+1-M$ " に変更される。

20

【0030】

以上のように、本実施例の超音波診断装置では、従来、超音波診断装置本体の CPU (制御部) によって求めていた読み出しアドレス及び補間係数を、DSC 内の演算手段によって逐次演算して求める構成としたため、操作者によって画像の移動、回転、拡大・縮小などの操作が行われた場合であっても、CPU からは扇形中心座標値設定レジスタ、サンプリング間隔設定レジスタ、ビーム間隔設定レジスタ、又はビーム数設定レジスタを設定するだけで済む。このため、従来のように、サイズ変更やパンズーム操作等が行われる度に画像をフリーズさせて CPU による全ピクセルの読み出しアドレスと補間係数の算出及びメモリへの格納をやり直す必要がなくなり、切り替え速度を大幅に短縮して表示画像を操作者の指示にレスポンス良く追従させることが可能となる。

30

【図面の簡単な説明】

【0031】

【図 1】 本発明の一実施例に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図 2】 同実施例に係る超音波診断装置の DSC の要部構成を示すブロック図。

40

【図 3】 同実施例に係る DSC における読み出しアドレスの生成方法を説明する図。

【図 4】 同実施例に係る DSC における補間係数データの生成方法を説明する図。

【図 5】 同実施例の超音波診断装置における画像の移動について説明する図。

【図 6】 同実施例の超音波診断装置における画像の拡大について説明する図。

【図 7】 同実施例の超音波診断装置における画像の回転について説明する図。

【図 8】 DSC における補間画像データの作成方法を説明する図。

【図 9】 従来の超音波診断装置における DSC の要部構成を示すブロック図。

【符号の説明】

【0032】

10…超音波プローブ

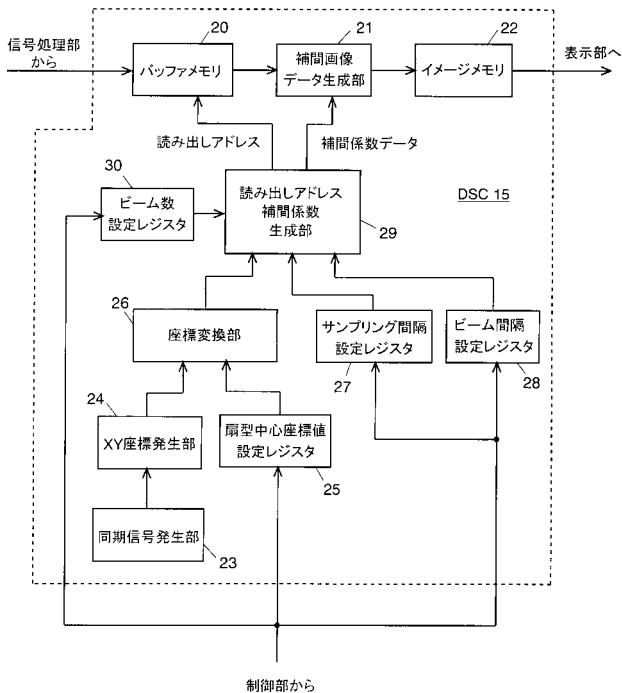
50

- 1 1 … 送受信部
- 1 2 … A / D 変換器
- 1 3 … ビームフォーマ
- 1 4 … 信号処理部
- 1 5 … D S C
- 1 6 … D / A 変換器
- 1 7 … モニタ
- 1 8 … 制御部
- 1 9 … 入力部
- 2 0 … バッファメモリ
- 2 1 … 補間画像データ生成部
- 2 2 … イメージメモリ
- 2 3 … 同期信号発生部
- 2 4 … X Y 座標発生部
- 2 5 … 扇形中心座標値設定レジスタ
- 2 6 … 座標変換部
- 2 7 … サンプリング間隔設定レジスタ
- 2 8 … ビーム間隔設定レジスタ
- 2 9 … 読み出しアドレス・補間係数生成部
- 3 0 … ビーム数設定レジスタ
- 4 0 … 表示範囲
- 5 0 … 扇形視野
- 6 0 … バッファメモリ
- 6 1 … 補間画像データ生成部
- 6 2 … イメージメモリ
- 6 3 … 読み出しアドレス・補間係数記憶部

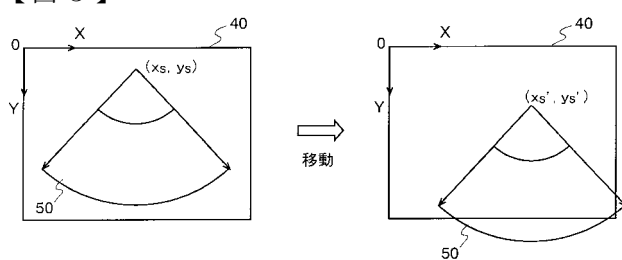
10

20

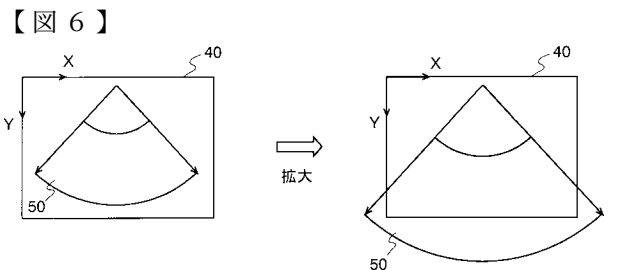
【図 2】



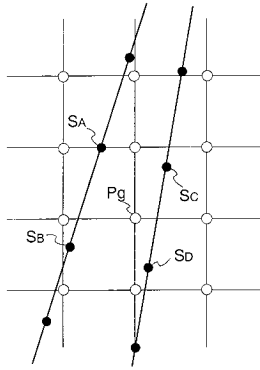
【図 5】



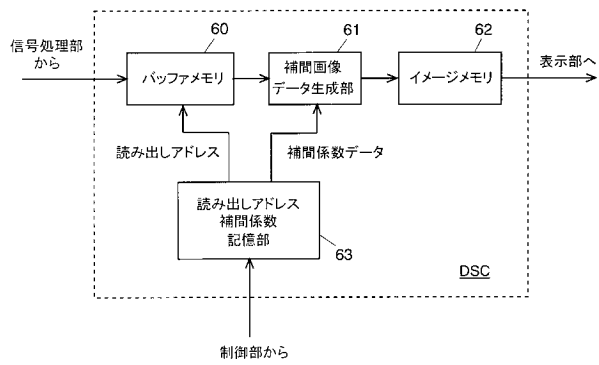
【图 4】



【図 8】



【図 9】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2008000317A	公开(公告)日	2008-01-10
申请号	JP2006172354	申请日	2006-06-22
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社岛津制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社岛津制作所		
[标]发明人	岡崎秀樹		
发明人	岡崎 秀樹		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB23 4C601/EE07 4C601/EE12 4C601/JB56 4C601/JB57 4C601/JC02 4C601/JC32 4C601/KK09 4C601/KK10		
代理人(译)	小林良平		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，即使在移动，扩展，旋转等图像的显示范围时，也能跟随显示的图像并具有良好的响应。解决方案：一种数字扫描转换器，可从两个或多个生成插值图像数据。从缓冲存储器20读出的更多的光束图像数据具有：装置23，其产生用于监视的同步信号；装置24，根据同步信号产生要插值的像素点的XY坐标；装置26将XY坐标变换为Rθ坐标；产生缓冲存储器20的读地址的装置29和用于根据Rθ坐标产生插值图像数据的插值系数数据。因此，即使在指示图像的移动等时，控制也必须仅设置诸如扇形中心坐标值的一些参数，并且不再需要计算所有像素的读取地址和插值系数。再次像以前一样冻结图像。Z

