

(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2002－143151

(P2002－143151A)

(43)公開日 平成14年5月21日(2002.5.21)

(51)Int.Cl⁷

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

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 7 数)

(21)出願番号 特願2000－341581(P2000－341581)

(22)出願日 平成12年11月9日(2000.11.9)

(71)出願人 000112602

フクダ電子株式会社

東京都文京区本郷3丁目39番4号

(72)発明者 坪根 泉

東京都文京区本郷3丁目39番4号 フクダ電子株式会社内

(72)発明者 中川 行雄

東京都文京区本郷3丁目39番4号 フクダ電子株式会社内

(74)代理人 100094330

弁理士 山田 正紀 (外2名)

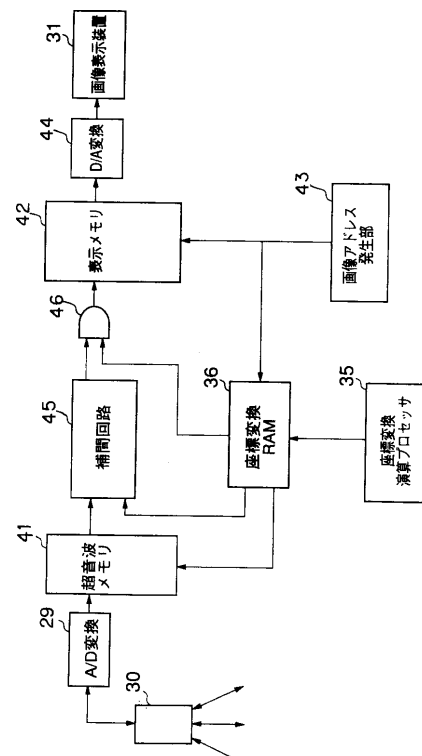
Fターム(参考) 4C301 EE16 EE17 JC01 LL04

(54)【発明の名称】 デジタルスキャンコンバータおよび超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】低価格で、入手性のよい電子部品を用い、座標変換や補間演算に要する時間は採取した超音波データを画像表示する上で許容し得る範囲内で、しかも必要なメモリ容量が少なく小型化が可能なデジタルスキャンコンバータおよびそのデジタルスキャンコンバータを適用した超音波診断装置を提供することを目的とする。

【解決手段】設定された変換条件が反映された座標変換テーブルにしたがって、補間演算を伴って、二次元的な位置の情報を伴った第1の形式のデータ群から所定の画像出力装置に適合する第2の形式のデータ群への変換を画像フレーム毎に実行する変換部と、変換条件の変更の指示を受け、該指示を受けるたびに座標変換テーブルを新たに算出し直す演算プロセッサとを備える。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 設定された変換条件が反映された座標変換テーブルにしたがって、補間演算を伴って、二次元的な位置の情報を伴った第 1 の形式のデータ群から所定の画像出力装置に適合する第 2 の形式のデータ群への変換を画像フレーム毎に実行する変換部と、前記変換条件の変更の指示を受け、該指示を受けるたびに前記座標変換テーブルを新たに算出し直す演算プロセッサとを備えたことを特徴とするデジタルスキャンコンバータ。

【請求項 2】 前記座標変換テーブルが上書き自在に格納されるメモリを備え、前期演算プロセッサは、前記指示に応じて算出し直した新たな座標変換テーブルを前記メモリに上書きするものであって、前記変換部は、該メモリに格納された座標変換テーブルにしたがってデータ群の変換を行うものであることを特徴とする請求項 1 記載のデジタルスキャンコンバータ。

【請求項 3】 前記演算プロセッサは、前記指示に応じて、前記変換部で変換される対象のデータ群による画像を前記画像出力装置に出力すべき領域と非出力とすべき領域とに区別するビット情報が付加された座標変換テーブルを生成するものであることを特徴とする前記請求項 1 記載のデジタルスキャンコンバータ。

【請求項 4】 生体内に放射し該生体内で反射した超音波を受信して超音波データを得、該超音波データに基づく画像を生成して表示する超音波診断装置において、前記超音波データを表示用の画像データに変換するデジタルスキャンコンバータを備え、該デジタルスキャンコンバータが、設定された変換条件が反映された座標変換テーブルにしたがって、補間演算を伴って、二次元的な位置の情報を伴った第 1 の形式のデータ群から所定の画像出力装置に適合する第 2 の形式のデータ群への変換を画像フレーム毎に実行する変換部と、前記変換条件の変更の指示を受け、該指示を受けるたびに変換条件を新たに算出し直す演算プロセッサとを備えたものであることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、第 1 の形式のデータ群から画像出力装置に適合する第 2 の形式のデータ群に変換するデジタルスキャンコンバータおよびそのデジタルスキャンコンバータを用いて画像表示する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 従来、医療分野においては生体内で反射した超音波を受信して超音波データを得、その超音波データを画像表示する超音波診断装置が活用されており、

超音波データを画像表示するために、その座標位置を変換して画像データとするデジタルスキャンコンバータが用いられている。

【0003】 超音波診断装置は、生体内に超音波を放射し、その反射波を電気信号に変換する振動子を有する探触子（超音波プローブ）と、振動子を励振するパルス電圧を発生し、生体内から得た超音波データを画像データに変換して画像表示する本体と、これら探触子および本体間をつなぐケーブルとから構成されている。

10 【0004】 超音波診断装置を用いて生体内の一定領域内の各点から反射波を受信して超音波データを得るためには、振動子から放射される超音波ビームをその一定領域にわたって走査する必要がある。超音波ビームを走査する方法にはリニアスキャンやセクタスキャンなどがあり、リニアスキャンは超音波ビームを平行移動させ、セクタスキャンは超音波ビームを放射状で扇形となるように移動させる。

20 【0005】 ここで、図 1 は超音波ビームをセクタスキャンして得られる反射波のサンプリングデータの模式図を示す。

【0006】 図 1 において、扇形に広がる線は超音波ビーム 1 を表し、超音波ビーム 1 上の黒丸 2 はサンプリングした超音波データの採取位置をあらわす。すなわち、超音波データの採取位置は超音波プローブ 3 の超音波の発信点 4 からの距離 R および生体 5 の表面と超音波ビーム 1 のなす角度 θ により極座標形式で二次元的にあらわれている。

30 【0007】 セクタスキャンにおいては、1 つの超音波ビーム 1 によるデータを得たあと、超音波ビーム 1 の角度を少し変えて次の超音波ビーム 1 によるデータを得ており、超音波ビーム 1 が異なれば角度 θ も異なる。また、超音波プローブ 3 から超音波を送信した直後に超音波プローブ 3 に反射波が戻ってくるまでの時間は生体の表面からの距離 R に相当する。

40 【0008】 黒丸 2 があらわす、各採取位置で反射されて超音波プローブ 3 に戻ってきた一連の反射波はこの後、超音波プローブ 3 に順次受信されて電気信号に変換され、その電気信号は図示しない超音波診断装置の本体にある A/D 変換器で順次サンプリングおよびデジタル化され、図示しないメモリに超音波データとして順次記憶される。

【0009】 これらの超音波データを、例えば図示しない CRT などの画像表示装置に表示するには、超音波データのアドレスが、超音波が生体内で反射する位置までの距離 R と超音波ビームの角度 θ を座標とする極座標形式となっている一方、CRT は水平方向に輝線を走査し 1 ラインを構成し、そのラインを順次垂直方向に移動して 1 フレームを構成しているため、極座標形式で配列されている超音波データのアドレスを直交座標形式のアドレスに座標変換する必要がある。

【0010】また、超音波データが得られている地点はCRTの1画素分に相当するので、得られている点だけを画面に表示するのでは、まばらな点状となり画像として見にくい、得られている地点の超音波データを用いて補間演算して画面に表示する必要がある。

【0011】このような座標形式の変換や超音波データの補間演算を行う装置としてデジタルスキャンコンバータが知られている。このようにして超音波データから座標変換し、補間演算して得られた画像データは、CRTの走査タイミングに合わせて読み出され、CRTに表示 10

【0012】

【発明が解決しようとする課題】上記のデジタルスキャンコンバータおよび超音波診断装置はトランジスタをはじめとする数多くの電子部品によって構成されている。しかし、昨今の電子機器のデジタル化、小型化、高機能化の進展に伴って、これらの電子部品の中には入手が容易でなくなりつつあるものがある。また、量産され、汎用性のある電子部品の使用や高集約化された部品の使用などによりコストの低減や機器の小型化を図る必要があ 20

【0013】しかし、汎用のDSPを用い、ソフトウェアによって演算し変換する方法ではデータ1点当たりの変換処理に許容される時間（約100ns程度）を超過してしまい、実現は容易ではない。

【0014】また、直交座標形式のアドレスと極座標形式のアドレスとの変換テーブルをROMを用いてあらかじめ作成しておくという方法が考えられる。しかし、ROMの入力側に必要なビット数は、超音波診断画像の拡大の程度によって異なり、例えば縦512ドットにより 30 生体の表面からの深さ4cmまでを表示するのと同じ分解能を深さ20cm以上の範囲においても確保するには、24ビット程度となること。ROMの出力側として必要なビット数は、距離Rと角度θのアドレス空間により必要量が定まり、23ビット程度であること。さらにあらゆる画面表示に必要なテーブルを用意する必要があることから、ROMのメモリ容量が46MB程度となり、コストおよびスペースの点からしてあまり現実的ではない。

【0015】さらに、直交座標形式から極座標形式への 40 変換を行う専用のICの使用も考えられるが、特殊な回路であり、割高で、入手も容易ではない。

【0016】本発明は上記事情に鑑み、低価格で、入手性のよい電子部品を用い、座標変換や補間演算に要する時間は画像表示する上で許容し得る範囲内で、しかも必要なメモリ容量が少ないデジタルスキャンコンバータおよびそのようなデジタルスキャンコンバータを適用した小型で低価格な超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0017】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成する本発明のデジタルスキャンコンバータは、設定された変換条件が反映された座標変換テーブルにしたがって、補間演算を伴って、二次元的な位置の情報を伴った第1の形式のデータ群から所定の画像出力装置に適合する第2の形式のデータ群への変換を画像フレーム毎に実行する変換部と、上記変換条件の変更の指示を受け、該指示を受けるときに上記座標変換テーブルを新たに算出し直す演算プロセッサとを備えたことを特徴とする。

【0018】ここで、上記座標変換テーブルが上書き自在に格納されるメモリを備え、上記演算プロセッサは、上記指示に応じて算出し直した新たな座標変換テーブルを上記メモリに上書きするものであって、上記変換部は該メモリに格納された座標変換テーブルにしたがってデータ群の変換を行うものであることが好ましい。

【0019】このように、設定された変換条件が変わるつど、演算プロセッサが座標変換テーブルを新たに算出し、算出された座標変換テーブルは書き込みのできるメモリに算出のつどすべて書き換えられて格納されるので、必要なメモリ容量は画像表示装置の1フレーム分とすることができる。

【0020】また、上記演算プロセッサは、上記指示に応じて、上記変換部で変換される対象のデータ群による画像を上記画像出力装置に出力すべき領域と非出力とすべき領域とに区別するビット情報が付加された座標変換テーブルを生成するものであることも好ましい。

【0021】このように、座標変換テーブルがビット情報を持つことにより画像出力装置に出力すべき領域と非出力とすべき領域とに区別するための回路を別に設けなくてもよい。

【0022】さらに、上記目的を達成する本発明の超音波診断装置は、上記超音波データを表示用の画像データに変換するデジタルスキャンコンバータを備え、該デジタルスキャンコンバータが、設定された変換条件が反映された座標変換テーブルにしたがって、補間演算を伴って、二次元的な位置の情報を伴った第1の形式のデータ群から所定の画像出力装置に適合する第2の形式のデータ群への変換を画像フレーム毎に実行する変換部と、上記変換条件の変更の指示を受け、該指示を受けるときに 40 変換条件を新たに算出し直す演算プロセッサとを備えたものであることを特徴とする。

【0023】このように、超音波診断装置が、設定条件の変更に対応し得る上述のデジタルスキャンコンバータを備えることにより、汎用な電子部品などを使った低価格な装置であっても、をこれまでと同等以上の機能を維持することができる。

【0024】

【発明の実施の形態】本発明の実施形態について説明する。

50 【0025】図2は本発明の実施形態であるデジタルス

キャンコンバータを備えた超音波診断装置の構成図である。

【0026】図2に示すように、超音波診断装置は本体6と、超音波プローブ30と、本体6と超音波プローブ30との間を接続するケーブル8により構成されている。超音波プローブ30は、生体内に超音波を放射し、生体内部からの反射波を電気信号に変換し超音波データとする図示しない振動子を備えている。

【0027】本体6は、装置全体の制御をするコントローラ11、コントローラ11の制御信号によりパルス電圧を発生するパルサ12、超音波プローブ7からの超音波データを受信してデジタル信号に変換するA/D変換器29、A/D変換器が変換したデジタル信号の超音波データを座標変換や補間演算して画像表示装置31に表示するための画像データを生成するデジタルスキャンコンバータ10、およびデジタルスキャンコンバータ10が生成した画像データを表示する画像表示装置31を備えている。

【0028】ケーブル8は、本体が発生したパルス電圧を超音波プローブ30に伝送し、超音波プローブ30が変換した電気信号を本体6に伝送する図示しない信号ラインを備えている。

【0029】本体6に備えられたコントローラからの信号を受信してパルサ12がパルス電圧を発生し、このパルス電圧がケーブル8に備えられた図示しない信号ラインを経由して超音波プローブ30に送られ、超音波プローブ30の図示しない振動子が超音波を生体内に放射し、その振動子が生体内部からの反射波を電気信号に変換して超音波データとし、ケーブル8を経由してA/D変換器29に送り、A/D変換器29がその超音波データをデジタル信号に変換して、変換されたデジタル信号の超音波データをデジタルスキャンコンバータ10が座標変換および補間演算して画像データを生成し、画像表示装置31が画像データを画面に表示する。

【0030】次に、比較例として、デジタルスキャンコンバータの一例を示すブロック図を図3に示す。

【0031】デジタルスキャンコンバータは、補間の方法などによりその構成を異にするが、図3に示す例においては、超音波メモリ21、表示メモリ22、画像アドレス発生部23、D/A変換器24、補間回路25、ゲート回路26、座標変換部27および範囲外検出部28から構成されている。

【0032】超音波メモリ21は、超音波プローブ30により生体内部から採取され、A/D変換器29によりサンプリングおよびデジタル化された超音波データを、超音波ビームの走査角度や超音波を送受するタイミングにあわせ、極座標形式によりアドレスを指定して記憶する。

【0033】画像アドレス発生部23は、画像表示装置に表示する画像データを表示メモリ21に記憶するため

に必要な直交座標形式によるアドレスを発生する。

【0034】表示メモリ21は、画像表示装置31に表示する画像データを画像アドレス発生部23が発生する直交座標形式のアドレスを指定して1画面分記憶する。

【0035】座標変換部27は、直交座標形式で指定される表示メモリ22のアドレスを極座標形式で指定される超音波メモリ21のアドレスに変換して超音波メモリ21の超音波データと表示メモリ22の画像データとの対応関係をつけるとともに、後述する補間演算のため、超音波メモリ21で指定されているアドレスよりも細分された極座標形式のアドレスを出力する。

【0036】補間回路25は、座標変換部27が出力する細分されたアドレス毎に、超音波メモリ21に記憶されている複数の超音波データを用いて、画像表示する上で不足する画像データを補間演算する。すなわち、画像表示装置31に表示しようとする画面上の任意の1点が特定されると、その点の画像データは、超音波メモリ21に格納されている複数の超音波データから補間演算され、表示メモリ21の対応するアドレスに記憶されるので、表示すべき画面上の全画素に相当する画像データが表示メモリ21の対応するアドレスに書き込まれることによって、表示メモリ21には画像データが1フレーム分保持されることになる。

【0037】D/A変換器24は、画像表示装置31の走査タイミングに合わせて表示メモリ21から読み出されてくる画像データをアナログデータに変換し、画像表示装置31に出力する。

【0038】範囲外検出部28は、超音波データが採取されていないため画面に表示しない画像データの領域を検出するものであり、座標変換部27の出力のアドレスが超音波メモリ21にデータを保持している距離Rのアドレス範囲を超えたとき、または超音波ビームの角度 θ のアドレス範囲を超えたときに範囲外信号を出力する。

【0039】ゲート回路26は、範囲外検出部28から範囲外信号を受けると、補間回路25の出力の有無に関わらず、ゲートを閉じて範囲外信号を受けた表示メモリ22のアドレスをマスクする。これによって、画像表示装置31には生体内部から超音波データを採取した領域以外の領域は表示されないようにしている。

【0040】図4は本発明のデジタルスキャンコンバータの実施形態を示すブロック図である。

【0041】図3に比較例を示すデジタルスキャンコンバータと比べると、範囲外検出部28および座標変換部27の代わりに、座標変換演算プロセッサ35および座標変換RAM36を設けている点が相違している。

【0042】図4に示すように、本実施形態のデジタルスキャンコンバータは、超音波メモリ41、表示メモリ42、画像アドレス発生部43、D/A変換器44、補間回路45、ゲート回路46、座標変換RAM36、および座標変換演算プロセッサ35から構成されてい

る。

【0043】超音波メモリ41、画像アドレス発生部43およびD/A変換器44は、図3に比較例を示す超音波メモリ21、画像アドレス発生部23およびD/A変換器24と構成および機能が同じであり、ここでは説明を省略する。

【0044】座標変換演算プロセッサ35は、論理IC（集積回路）からなり、オペレータが設定する変換条件にしたがって、直交座標形式で指定される表示メモリ42のアドレスを極座標形式で指定される超音波メモリ41のアドレスに変換し、超音波メモリ41の超音波データと表示メモリ42の画像データとの対応関係をつけるとともに、後述する補間演算のため、変換する極座標形式のアドレスは超音波メモリ21で指定されているアドレスよりも細分されたアドレスを出力する。

【0045】座標変換RAM36は、ランダムアクセスメモリ（RAM）からなり、座標変換演算プロセッサ35が算出した超音波メモリ41のアドレスと表示メモリ42のアドレスとの対応関係をあらわす座標変換テーブルを、座標変換演算プロセッサが算出するつどメモリに上書きして保存する。

【0046】座標変換RAM36の出力は、距離Rと角度θを座標とする極座標形式のアドレスであって、超音波メモリ41に与えられているアドレスと一致するアドレス整数部と、アドレス整数部よりも細分されたアドレス小数部とからなる。

【0047】この座標変換テーブル、すなわち表示メモリ42のアドレスと超音波メモリ41のアドレスとの対応関係をつけるための変換テーブルは、通常直交座標形式を極座標形式へ変換するために生成されるが、画像を拡大したり縮小して表示する際のアドレス目盛りの違い、超音波ビームの送信密度や走査方法の違い、表示画面の基準位置の変更、表示画面の左右反転や上下反転など、オペレータの行う指示内容の種類に応じてテーブルを変更することができる。

【0048】座標変換テーブルに必要なメモリ容量は、入力アドレス空間が表示メモリ41のアドレス空間と同様であるため、画像表示装置31の一画面分であり、例えば512×512ドットの表示領域では18ビットであり、出力のアドレス空間が、例えば距離Rのアドレスとして整数部、小数部含めて12ビット、角度θのアドレスとして整数部、小数部含めて11ビットの合計23ビットであるから、約740KBとなる。

【0049】したがって、座標変換演算プロセッサ35と座標変換RAM36を組み合わせる使用することにより、必要なメモリ容量は、リードオンリーメモリ（ROM）を用いてあらゆる画面表示に対応する座標変換テーブルを準備する場合に必要な46MBと比べて大幅に少くなるので、デジタルスキャンコンバータを小型化できる。

【0050】ただし、同一の座標変換テーブルによって種類の異なる指示内容には対応できないので、設定された条件が変わる場合は、座標変換演算プロセッサ35が座標変換テーブルを算出し、座標変換RAM36のテーブルの書き換えを行う必要がある。しかし、座標変換演算プロセッサ35による算出が終わり正常動作が開始するまでに1秒程度要しても問題とはならないので、座標変換RAM36に書き換えが終了したテーブルを使って1画素あたり100nS以内に変換処理できるならば、縦横ともに512ドットのCRTに30フレーム/秒で表示が可能なため、充分実用に供しうる。そこで、座標変換演算プロセッサに例えば入手が容易で低価格な汎用DSPを用い、数100ms程度かけてソフトウェアによる演算処理を行うことができる。

【0051】ここで、座標変換演算プロセッサ35は座標変換の演算専用である必要はなく、他の機能と共用し得る。

【0052】また、汎用DSPを用いる座標変換演算プロセッサと、ランダムアクセスメモリを用いる座標変換RAM36を組み合わせることにより変換すべき表示メモリのアドレスが画像表示すべき領域か否かを座標変換演算プロセッサ35に判別処理させるとともに、座標変換RAM36の座標変換テーブルに1ビット追加して判別結果をそこに記録し、変換したアドレスといっしょに出力することができる。

【0053】これにより、図3に比較例を示すデジタルスキャンコンバータに設けられている範囲外検出部28は不要となるのでデジタルスキャンコンバータの回路の簡略化が図られる。

【0054】また、このように、画像表示すべき領域にあるか否かを判別するビットを増やすことにより、例えば表示メモリ22のアドレス空間が512×512であった場合は、32KBほど座標変換RAMのメモリ容量が増えることになるが、RAMは4ビットあるいは8ビット単位で1つのICを構成していることが多いため、例えば座標変換RAM36の出力として距離Rが12ビット、角度θが11ビットの計23ビットの場合に、1ビット増えて24ビットになったとしても、必要なRAMの個数は変わらない。したがって、専用の回路を設ける場合と比べコストを大幅に低減できる。

【0055】補間回路45は、座標変換RAM36が出力するアドレスにしたがい、超音波メモリ21に記憶されている複数の超音波データを用い、画像表示する上で不足するデータを補間演算する。座標変換RAM36が出力するアドレス整数部を超音波メモリ21の超音波データにアドレスとして与え、アドレス小数部を補間回路45に入力する。補間アドレス小数部が0の場合は、座標変換RAM36の出力するアドレスが超音波メモリ21に記憶している超音波データのアドレスと一致しているので、そのデータを表示メモリ42に記憶する。アド

レス小数部が0でない場合は、そのアドレス小数部に近い複数のアドレス整数部に記憶されている超音波データを用いて補間演算を行い、その結果を表示メモリ42に記憶する。なお、補間演算には、例えばアドレス小数部と隣接するアドレス整数部との間の距離を求め、距離に比例した割合で隣接する複数のデータを加算するリニア補間方法などが用いられる。

【0056】ゲート回路46は、座標変換RAM36の座標変換テーブルに1ビット追加して記録している範囲外という情報を受けると、補間回路45の出力の有無に
10 関わらず、表示メモリ42の該当するアドレスをマスクする。

【0057】これによって、生体内部から採取した領域以外に画面表示がされないようにしている。

【0058】以上のように、画像表示装置31に表示しようとする画面上の1点の直交座標が指定されると、画面に表示される画像表示データは、超音波メモリ41に格納されている複数の採取地点の超音波データから補間演算され、表示メモリ41の対応するアドレスに記憶されるので、表示すべき画面上の全画素に相当する画像表
20 示データが表示メモリ41の対応するアドレスに書き込まれることによって、表示メモリ41には画像表示データが1画面分保持されることになる。

【0059】次に、図2および図4により、本発明のデジタルスキャンコンバータを備えた超音波診断装置の実施形態について説明する。

【0060】オペレータが超音波診断装置を起動すると、診断内容に応じて条件が設定されるので、座標変換演算プロセッサ35が表示メモリ
30 の各アドレスと超音波メモリの各アドレスの対応関係を算出し、座標変換RAM36の座標変換テーブルを生成する。座標変換テーブルが設定されると、超音波診断装置の通常の動作が開始される。

【0061】画像アドレス発生部43は、画像表示装置31に直交座標形式で表示するデータを記憶する上で必要となるアドレスを順次発生する。

【0062】表示メモリ41は、画像表示装置31に直交座標形式で画像表示するために必要な画像データを画像アドレス発生部43が発生するアドレスを指定して1画面分記憶する。
40

【0063】オペレータが画像表示装置31の表示の方法について変更指示を出さない場合は、超音波メモリ21に図1に示す超音波ビーム1の1走査分のデータが記憶されると、画像アドレス発生部43が画像表示装置31に画像表示するデータを表示メモリ41に記憶する上で必要となるアドレスを出力し、このアドレスが座標変換RAM36に入力されると、超音波メモリ41の極座標形式の距離Rと超音波ビームの角度 θ を座標とするアドレスが座標変換RAM36のテーブルから出力され、補間回路45により補間演算処理が行われる。
*50

*【0064】オペレータが画像表示装置31の表示方法の変更を指示すると、座標変換演算プロセッサ35が指示された画像の表示方法に基づく座標変換テーブルを生成し、生成した座標変換テーブルは座標変換RAM36に書き込み保存され、この座標変換テーブルを用いて表示メモリの各アドレスに対応する超音波メモリのアドレス整数部およびアドレス小数部が出力され、補間回路45による補間演算処理が行われる。補間演算処理がなされた画像表示データは、ゲート回路により表示範囲内のデータか表示範囲外のデータかが選別されて表示メモリに記憶される。表示メモリの画像表示データは、画像表示装置の走査タイミングにあわせて読み出され、画像表示装置に出力される。

【0065】

【発明の効果】以上のように、本発明によれば低価格で、かつ入手性の良い部品を用いてメモリ容量の少なくてすむ座標変換テーブルを備えた変換回路を構成することができるので、デジタルスキャンコンバータの低価格化、小型化を達成することができる。

【0066】また、画像表示装置に表示される領域が生体内部から採取した範囲内か否かを判断する情報を座標変換テーブルに持たせる場合にはデジタルスキャンコンバータの回路の簡略化や低価格化を図ることができる。さらに、超音波診断装置にこのようなデジタルスキャンコンバータを備えることにより、超音波診断装置全体の低価格化、小型化を図ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】超音波ビームをセクタスキャンして得られる反射波のサンプリングデータの模式図を示す。

【図2】本発明のデジタルスキャンコンバータを備えた超音波診断装置の実施形態を示すブロック図である。

【図3】デジタルスキャンコンバータの一例を示すブロック図である。

【図4】本発明のデジタルスキャンコンバータの実施形態を示すブロック図である。

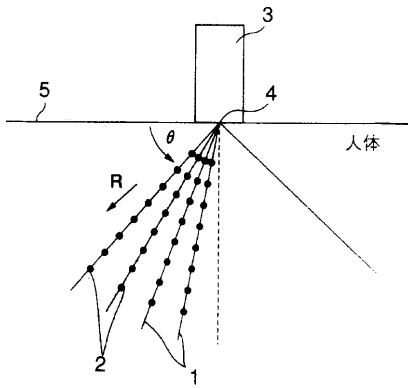
【符号の説明】

- 1 超音波ビーム
- 2 黒丸（サンプリングしたデータ）
- 3, 30 超音波プローブ
- 4 超音波の発信点
- 5 生体の表面
- 6 本体
- 8 ケーブル
- 10 デジタルスキャンコンバータ
- 11 コントローラ
- 12 パルス
- 21, 41 超音波メモリ
- 22, 42 表示メモリ
- 23, 43 画像アドレス発生部
- 24, 44 D/A変換器

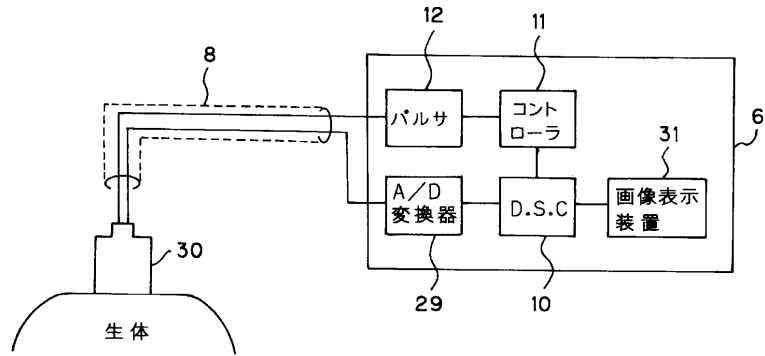
25, 45 補間回路
 26, 46 ゲート回路
 27 座標変換部
 28 範囲外検出部

*29 A/D変換器
 31 画像表示装置
 35 座標変換演算プロセッサ
 * 36 座標変換RAM

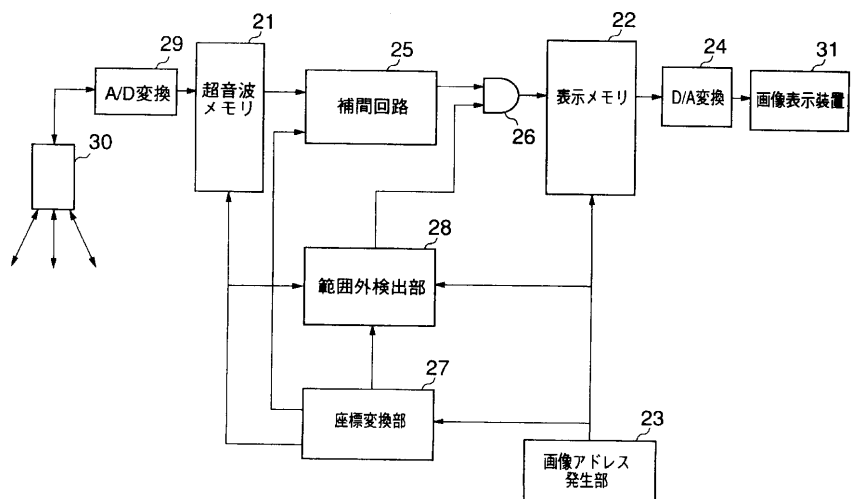
【図1】



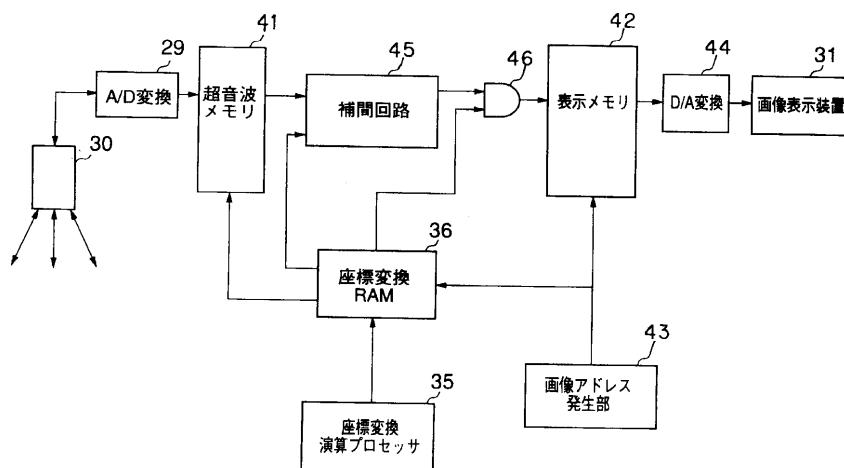
【図2】



【図3】



【図4】



要解决的问题：在获得的超声波数据的图像显示的允许范围内，使用低价格和良好可用性的电子部件减少坐标转换和插值计算所需的时间，此外，必要的存储容量小本发明的目的是提供一种能够减小尺寸的数字扫描转换器和应用了数字扫描转换器的超声诊断设备。 解决方案：根据反映设定转换条件的坐标转换表，它适用于第一种形式的数据组中的预定图像输出装置，伴随有二维位置的信息，并附有插值计算每个图像帧执行到第二格式的数据组的转换的转换单元，以及每次接收到指令时接收改变转换条件的指令并重新计算坐标转换表的操作处理器提供。

