

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5390645号
(P5390645)

(45) 発行日 平成26年1月15日(2014. 1. 15)

(24) 登録日 平成25年10月18日(2013. 10. 18)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 8 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2012-22887 (P2012-22887)
 (22) 出願日 平成24年2月6日(2012. 2. 6)
 (65) 公開番号 特開2013-158479 (P2013-158479A)
 (43) 公開日 平成25年8月19日(2013. 8. 19)
 審査請求日 平成24年11月8日(2012. 11. 8)

(73) 特許権者 390029791
 日立アロカメディカル株式会社
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
 (74) 代理人 110001210
 特許業務法人Y K I 国際特許事務所
 (72) 発明者 宇野 隆也
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
 アロカメディカル株式会社内

審査官 樋熊 政一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波の送受波を行って得られた受信フレームデータを表示フレームデータに変換する
 変換処理を実行するスキャンコンバータモジュールと、

前記スキャンコンバータモジュールを有する超音波診断装置本体に対してケーブルを介
 して接続された表示器であって、前記表示フレームデータを超音波画像として表示する表
 示器と、

前記超音波診断装置本体に接続された前記表示器の固有表示解像度に基づいて前記スキ
 ャンコンバータモジュールにおける変換処理を制御する制御部と、

を含み、

前記受信フレームデータは送受波座標系に従う複数のビームデータにより構成され、

前記表示フレームデータは表示座標系に従う複数の表示ラインデータにより構成され、

前記変換処理は、前記送受波座標系に従う前記受信フレームデータを、前記表示座標系
 及び前記固有表示解像度に従う前記表示フレームデータに変換する処理であり、

前記スキャンコンバータモジュールにおける前記変換処理において座標系変換及び解像
 度変換が同時に実行される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、

前記制御部は、前記表示器の固有表示解像度と前記超音波画像の表示倍率とに基づいて

前記スキャンコンバータモジュールにおける変換処理を制御し、

前記変換処理において前記座標系変換、前記解像度変換及びズーム処理が同時に実行される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 記載の装置において、

前記スキャンコンバータモジュールは、

前記固有表示解像度に従う表示アドレスを順次生成するアドレス生成部と、

前記固有表示解像度及び前記表示倍率に従って作成されたアドレス変換テーブルを用いて前記表示アドレスからアドレスセットを生成するアドレス変換部と、

前記受信フレームデータから前記アドレスセットにより指定されたデータセットを取り出し、そのデータセットを用いた補間演算によって補間データを生成する補間部と、

前記表示フレームデータを構成するためのメモリであって、前記表示アドレスに対応したメモリアドレスに前記補間データが記憶されるメモリと、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の装置において、

前記制御部は、前記超音波診断装置本体に接続された前記表示器から前記固有表示解像度を示す情報を取得する、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の装置において、

前記超音波の送受波によって得られた複数の受信信号に対する整相加算処理によって、前記受信フレームデータの構成要素としての前記複数のビームデータを順次出力する受信ビームフォーマーを含み、

前記各ビームデータは診断レンジに従うエコーデータ列として構成され、

前記受信ビームフォーマーから出力された前記エコーデータ列がリサンプリング処理を受けることなく前記スキャンコンバータモジュールに入力される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 記載の装置において、

前記スキャンコンバータモジュールは、送受波フレームレートに相当する受信フレームレートを所定の表示フレームレートに変換し、

前記変換処理において前記座標系変換、前記解像度変換及びフレームレート変換が同時に実行される、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 記載の装置において、

前記スキャンコンバータモジュールは、前記受信フレームデータから n (但し n は 2 以上の整数) 種類の表示フレームデータを生成する n 個の変換処理を実行し、

前記 n 種類の表示フレームデータを構成する各表示フレームデータは前記表示座標系に従う前記複数の表示ラインデータにより構成され、

前記 n 個の変換処理を構成する各変換処理において前記座標系変換及び前記解像度変換が同時に実行される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 7 記載の装置において、

前記スキャンコンバータモジュールは、表示フレームレートの 1 周期内に記憶領域上に前記 n 個の表示フレームデータを生成する、ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【 0 0 0 1 】

本発明は超音波診断装置に関し、特に、受信フレームデータ列を表示フレームデータ列に変換するスキャンコンバータに関する。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

超音波診断装置は、生体への超音波の送受波によって超音波画像を表示する装置である。より詳しく説明すると、超音波ビームの電子走査によって複数のビームデータからなる受信フレームデータが生成される。個々のビームデータに対しては、検波処理、対数変換、リサンプリング（デシメーション）処理、等が適用される。そのような処理を経た受信フレームデータ（複数のビームデータ）がスキャンコンバータによって表示フレームデータ（複数のラインデータ）に変換される。表示フレームデータに対してビデオプロセッサによる表示処理が適用され、その処理後の表示フレームデータが表示器において超音波画像として表示される。特許文献 1 に開示された超音波診断装置においてはスキャンコンバータの前段にリサンブラが設けられている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 3 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 0 - 1 3 9 9 1 0 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【 0 0 0 4 】

従来、超音波診断装置に搭載される表示器としては C R T が利用されていたが、近時、液晶表示器等のフラットパネルディスプレイが利用されている。そのような表示器においては縦横の画素（ピクセル）数が物理的に決まっており、つまり固有の表示解像度を有している。そのような表示解像度として、1024×768画素（eXtended Graphics Array）、1280×1024画素（Super-XGA）、1600×1200画素（Ultra-XGA）といったものがある。個々の表示器は、入力される表示フレームデータを当該表示器固有の表示解像度に合わせる調整回路を内蔵している。すなわち、入力された表示フレームデータの解像度が当該表示器固有の表示解像度に一致していない場合、表示器に内蔵された調整回路によって、入力された表示フレームデータの解像度を当該表示器固有の表示解像度に適合させる処理が実行される。正確には、その調整処理は、縦横の画素数を表示器固有の縦横の画素数に合わせる処理である。

30

【 0 0 0 5 】

従来の超音波診断装置においては、スキャンコンバート処理前に個々のビームデータを所定の解像度に揃えるリサンプリングが実行されている。スキャンコンバータは、そのようなデータ列を入力して、接続された表示器にかかわらず所定の解像度をもった表示フレームデータを生成している。例えば、装置本体に高い解像度をもった表示器が接続された場合、スキャンコンバータの後段において、表示フレームデータを事後的により高い解像度に変換する必要がある。しかし、超音波画像の画質が低下してしまうという問題がある。ちなみに、スキャンコンバータにおいて最高の表示解像度に合わせて表示フレームデータの生成を行うと、表示器の固有表示解像度によっては事後的に間引き等を行わなければならない。その場合、スキャンコンバート処理の効率を低下させ、また間引きによる画質への影響が懸念される。

40

【 0 0 0 6 】

なお、表示フレームデータに対してズーム処理が行われる場合にも事後的に画素数を増やす処理が実行され、その場合にも上記同様に画質低下という問題が生じる。

【 0 0 0 7 】

本発明の目的は、超音波画像の画質を向上できるスキャンコンバート処理を実現することにある。あるいは、本発明の目的は、表示器の固有表示解像度等の諸条件に適合した適応的スキャンコンバート処理を実現することにある。あるいは、本発明の目的は、取得し

50

た情報を最大限活用して表示フレームデータを構成できるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明に係る超音波診断装置は、超音波の送受波を行って得られた受信フレームデータを表示フレームデータに変換する変換処理を実行するスキャンコンバータモジュールと、前記表示フレームデータを超音波画像として表示する表示器と、前記表示器の固有表示解像度に基づいて前記スキャンコンバータモジュールにおける変換処理を制御する制御部と、を含むことを特徴とする。

【0009】

上記構成によれば、スキャンコンバートモジュールにおいて、表示器の固有表示解像度（縦横のピクセル数）に応じた適応的な変換処理（スキャンコンバート処理）が実行される。望ましくは、固有表示解像度に適合する画素数をもった表示フレームデータが生成される。例えば表示器が交換されて固有表示解像度が変更されたならば、それに応じて変換処理の内容も変更される。スキャンコンバート処理後において画素数の調整を基本的に不要にできるから、画素数の事後的追加による画質低下という問題を解消でき、また、画素数の事後的削減（間引き）による変換効率低下という問題を解消できる。

【0010】

スキャンコンバートモジュールは、記憶デバイスの部分を除いて、実質的にソフトウェアの機能として実現されるのが望ましい。その場合、専用プロセッサにより当該機能が実現されてもよいし、メインプロセッサにより当該機能が実現されてもよい。スキャンコンバートモジュールをソフトウェアで構成した場合、同じプログラムを並列的に複数回実行させて、見かけ上、複数のスキャンコンバートプロセスを同時に実行させることが可能である。その場合、同じ受信フレームデータからリアルタイムで互いに異なる複数の表示フレームデータ（表示画像）を生成可能である。

【0011】

スキャンコンバートモジュールに対しては受信ビームフォーマーから出力されたビームデータが間引き処理としてのリサンプリング処理を受けずにそのまま入力されるように構成するのが望ましい。このようなフルデータ転送によれば生体内から取得したより多くの情報を画像形成に役立てることが可能となるから、超音波画像の画質を向上できる。

【0012】

望ましくは、前記制御部は、前記表示器の固有表示解像度と前記超音波画像の表示倍率とに基づいて前記スキャンコンバートモジュールにおける変換処理を制御する。固有表示解像度を示す情報は、表示器自体から自動的に取得するようにしてもよい。その場合、表示器から、固有表示解像度を特定するEDID（Extended Display Identification Data）を得るようにしてもよい。ユーザーによる登録を行うようにしてもよい。表示倍率まで考慮すれば、スキャンコンバート処理においてズーム（画像の拡大又は縮小）まで対応することが可能であり、スキャンコンバート後の事後的調整による画質低下や効率低下という問題を回避できる。スキャンコンバートモジュールが更に画像切り出しまで実行するようにしてもよい。

【0013】

望ましくは、前記スキャンコンバートモジュールは、前記固有表示解像度に従う表示アドレスを順次生成するアドレス生成部と、前記固有表示解像度及び前記表示倍率に従って作成されたアドレス変換テーブルを用いて前記表示アドレスからアドレスセットを生成するアドレス変換部と、前記受信フレームデータから前記アドレスセットにより指定されたデータセットを取り出し、そのデータセットを用いた補間演算によって補間データを生成する補間部と、前記表示フレームデータを構成するためのメモリであって、前記表示アドレスに対応したメモリアドレスに前記補間データが記憶されるメモリと、を含む。上記構成によれば、表示アドレスに対応するアドレスセット（複数の受信点アドレス）が生成され、受信フレームデータからアドレスセットで特定される複数のデータが取り出され、それらに基づく補間演算により表示アドレスに対応する画素値（補間データ）が生成される

10

20

30

40

50

。固有表示解像度や表示倍率が変更された場合、それらに適合したアドレス変換テーブルが選択又は生成され、それを利用して補間処理が実行される。表示器の仕様、表示条件等に応じて、必要なアドレス変換計算をその都度即時に実行するようにしてもよい。

【0014】

望ましくは、前記制御部は、前記表示器から前記固有表示解像度を示す情報を取得する。例えば、表示器を装置本体に接続した段階でそのような情報が自動的に取得される。あるいは、電源立ち上げ時や表示器ケーブル接続時にそのような情報が自動的に取得される。自動的に取得せず、マニュアルで登録するようにしてもよい。

【0015】

望ましくは、前記超音波の送受波によって得られた複数の受信信号に対する整相加算処理によって、前記受信フレームデータの構成要素としてのビームデータを順次出力する受信ビームフォーマーを含み、前記各ビームデータは診断レンジに従うエコーデータ列として構成され、前記受信ビームフォーマーから出力された前記エコーデータ列がリサンプリング処理を受けることなく前記スキャンコンバータモジュールに入力される。この構成によれば、取得したデータを不必要に間引くことなくそれらの全部をスキャンコンバータモジュールに送ることができる。もっとも、表示エリアの制限、ノイズ処理等の別の観点から、データの部分的削除が行われてもよい。

10

【0016】

望ましくは、前記スキャンコンバータモジュールは、送受波フレームレートに相当する受信フレームレートを所定の表示フレームレートに変換する。この構成によれば、アドレス変換と同時にフレームレート変換が行われる。

20

【0017】

本発明に係る超音波診断装置は、超音波の送受波を行って得られた受信フレームデータから n （但し n は2以上の整数）個の表示フレームデータを生成する n 個の変換処理を実行するスキャンコンバータモジュールと、前記 n 個の表示フレームデータを表示する表示器と、前記表示器の固有表示解像度に基づいて前記 n 個の変換処理を制御する制御部と、を含むことを特徴とする。この構成によれば、同じ受信フレームデータから n 個の変換処理によって n 個の表示フレームデータが生成される。単一のスキャンコンバータモジュールの多重利用あるいはくり返し利用により、例えば、同一画面上に表示される複数の画像をリアルタイムで生成でき、あるいは、複数の表示器に表示される複数の画像をリアルタイムで生成できる。後者の場合には、望ましくは、個々の表示器について固有表示解像度を示す情報が取得されて個々の表示器に適合する解像度をもった画像が生成される。

30

【0018】

望ましくは、前記スキャンコンバータモジュールは、表示フレームレートの1周期内に記憶領域上に前記 n 個の表示フレームデータを生成する。

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、超音波画像の画質を向上できるスキャンコンバート処理を実現できる。あるいは、表示器の固有表示解像度等の諸条件に適合した適応的スキャンコンバート処理を実現できる。あるいは、取得した情報を最大限活用して表示フレームデータを構成できる。

40

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示すブロック図である。

【図2】ビームデータアレイと低解像度を持ったピクセルマトリクスとの関係を示す図である。

【図3】ビームデータアレイと中解像度を持ったピクセルマトリクスとの関係を示す図である。

【図4】ビームデータアレイと高解像度を持ったピクセルマトリクスとの関係を示す図である。

50

【図 5】他の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図 6】ズーム処理と複数の変換処理を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0022】

図 1 には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図 1 はその全体構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は医療の分野において用いられ、生体に対する超音波の送受波により超音波画像を形成する装置である。

【0023】

図 1 において、プローブ 10 は超音波の送受波を行う送受波器である。プローブ 10 は装置本体に対してプローブケーブルを介して接続される。プローブ 10 は 1D アレイ振動子を有している。1D アレイ振動子は例えば直線状に配列された複数の振動素子からなるものである。そのようなアレイ振動子により超音波ビーム 12 が形成され、その超音波ビーム 12 を電子的に走査することによりビーム走査面 14 が構成される。そのビーム走査面 14 は 2 次元エコーデータ取込領域である。プローブ 10 に対して 2D アレイ振動子を設けることも可能である。

【0024】

送受信部 16 は送信ビームフォーマー及び受信ビームフォーマーである。送信時において、送受信部 16 は複数の送信信号をアレイ振動子に対して供給する。これにより送信ビームが形成される。受信時において、生体内からの反射波がアレイ振動子にて受波され、これにより複数の受信信号が生じて、それらが送受信部 16 へ出力される。送受信部 16 においては、複数の受信信号に対して整相加算処理を実行し、これにより整相加算後の受信信号（ビームデータ）を出力する。そのビームデータは RF 信号であり、それが複素信号を構成するものであってもよい。ちなみに、プローブ 10 と送受信部 16 との間に示されている破線は装置本体との接続部を示している。

【0025】

信号処理部 18 は、本実施形態において、B モード画像を形成するための信号処理を実行する部分である。その信号処理には、ビームデータに対する検波処理、対数圧縮処理、等が含まれる。但し、本実施形態においてはリサンプリング処理は実行されておらず、送受信部 16 から出力されたビームデータが基本的に全てフレームメモリ 24 へ送られている。シネメモリ 20 は、リングバッファの構造を有し、時系列順で入力される各ビームデータを順次格納するメモリである。フリーズ後において、必要に応じてシネメモリ 20 から読み出された各ビームデータがフレームメモリ 24 へ出力される。

【0026】

図 1 において、符号 22 はスキャンコンバータモジュールを示している。このスキャンコンバータモジュールは記憶デバイスに相当する部分を除いて実質的にソフトウェアの機能として実現されている。ちなみに、本実施形態においては送受信部 16 より後段の各処理がソフトウェアの機能によって実現されている。各処理は専用のプロセッサにより実行されてもよいし、中央プロセッサによって実行されてもよい。

【0027】

本実施形態において、スキャンコンバータモジュール 22 は、図 1 に示されるように、フレームメモリ 24、補間器 26、フレームメモリ 28 等を有している。フレームメモリ 24 は、送受波座標系に対応する記憶空間を有し、フレームメモリ 24 上には受信フレームデータが格納される。1つの受信フレームデータは複数のビームデータにより構成されるものであり、各ビームデータは深さ方向に並んだ複数のエコーデータにより構成される。1つの受信フレームデータがビーム走査面 14 に対応する。一方、フレームメモリ 28 は表示座標系に対応した記憶空間を有し、そのフレームメモリ 28 は表示フレームデータが格納される。以下に説明するように、個々の表示アドレス（表示画素位置）毎に補間データが画素値として生成され、その補間データがフレームメモリ 28 上の表示アドレスに

10

20

30

40

50

対応するメモリアドレスに格納される。それが各表示アドレスについて繰り返し実行され、最終的にフレームメモリ28上に1つの表示フレームデータが構成される。

【0028】

以上のような補間データの生成処理を行うため、スキャンコンバータモジュール22は、アドレス変換器30、変換テーブル群を格納したメモリ32及び表示アドレス発生器34を備えている。メモリ32に格納された変換テーブル群の中から、制御部36により指定された特定の変換テーブルが読み出され、その変換テーブルがメモリ等として構成されるアドレス変換器30に与えられる。表示アドレス発生器34は、1番から最終番までの表示アドレスを順次生成するカウンタとして機能するものである。そこから出力された表示アドレス（注目表示アドレス）がアドレス変換器30に与えられると、アドレス変換器30は、そこに格納されている変換テーブルを利用して、注目表示アドレスに対応するアドレスセットを生成し、それをフレームメモリ24へ出力する。必要なアドレスセットをその都度計算して求めることも可能である。

10

【0029】

本実施形態において、アドレスセットは、注目表示アドレスを中心とした近傍4点の実データアドレスを指定するものである。これにより、フレームメモリ24から、補間処理に必要な4つのエコーデータが補間器26へ出力される。補間器26においては、4つのエコーデータに基づく重み付け補間処理を実行し、これによって補間データを生成する。その補間データがフレームメモリ28上における注目表示アドレスに対応したメモリアドレスに格納される。補間器26に対しては、アドレス変換器30からの重みデータセットが与えられており、補間器26はそのような重みデータセットを利用して補間処理を実行する。重みデータセットも変換テーブルの内容をなすものである。

20

【0030】

図1においては、プローブ10において電子セクタ走査が実行されており、これに対応して、アドレス変換器においては、表示アドレスが電子セクタ走査に対応した座標系に従う送受波アドレスに変換されている。図1においては、発明説明のため表示アドレスが x と y で特定されており、送受波アドレスが r と θ で特定されている。

【0031】

メモリ32に格納された変換テーブル群は、この超音波診断装置本体に接続可能な複数の表示器が有する仕様に対応したものであり、すなわち複数種類の表示解像度に対応して複数の変換テーブルが用意されている。制御部36は、以下に説明するように、表示器40から読み出された表示器仕様データ（E D I D）を参照することにより、表示器40の固有表示解像度を特定し、またプローブ10から読み出されたプローブ種別情報に従って走査方式を特定し、それらの情報に基づいて変換テーブル群32の中から現状において使用する変換テーブルを特定している。本実施形態においては、電子セクタ走査に対応する変換テーブル群がメモリ32に記憶されている。もちろん、そこに電子リニア走査に対応する変換テーブル群が更に格納されてもよい。また走査方式だけではなくプローブ種別等に応じて変換テーブル群を用意しておくようにしてもよい。制御部36は、表示アドレス発生器34に対して表示アドレスの発生に必要な情報を提供している。すなわち、表示器ピクセルマトリクスを特定する情報を表示アドレス発生器34へ送っている。

30

40

【0032】

表示処理部38は、画像合成機能、カラー演算機能等を備え、入力される表示フレームデータに必要な処理を施し、そのデータを表示器40へ送っている。表示器40は本実施形態においてLCD等の電子ディスプレイデバイスにより構成され、その表示画面上にはBモード画像（2次元断層画像）が表示される。それは表示フレームデータに基づくものである。

【0033】

本実施形態においては、装置の立ち上げ時点、表示器40の接続時点、その他の必要なタイミングにおいて、表示器40の記憶部から表示器仕様データすなわちE D I Dが読み出されており、それが制御部36において参照されている。表示処理部38と表示器40

50

との間に示された破線はケーブル接続部を示している。但し、表示器 40 からそのような情報を読み出すのではなく、ユーザーがマニュアルで装置に対して表示器の固有表示解像度を登録するようにしてもよい。

【0034】

図 1 に示す構成によれば、スキャンコンバート処理すなわち変換処理において、表示器の固有表示解像度を考慮して必要な画素データの生成を行うことができるので、すなわちスキャンコンバータモジュール 22 において表示器 40 に適合した変換処理を行うことができるので、変換処理後においてデータの追加や間引きを行う必要がなくなり、画像品質を向上できるとともに過剰な変換処理等を防止できるという利点が得られる。本実施形態のスキャンコンバータモジュール 22 は、送受波フレームレートを表示フレームレートに変換する機能も備えている。従って、スキャンコンバータモジュール 22 の後段においてはフレームレートの変換や解像度の変換を行う必要がない。その一方、スキャンコンバータモジュール 22 に対しては受信ビームフォーマーから出力されたビームデータを構成するエコーデータ列の全部が入力されるため、すなわち従来のように途中でリサンプリング処理が行われていないため、生体内から得た受信情報を十分に活用して表示フレームデータを構成できるという利点が得られる。

【0035】

図 1 においては、B モード画像についての処理が示されていたが、スキャンコンバート処理は、2 次元血流画像や高調波画像等の他の画像に対しても適用することが可能である。

【0036】

次に、図 2 乃至図 4 を用いて、図 1 に示したスキャンコンバート処理の具体例を説明する。図 2 にはビームデータアレイと低解像度を持ったピクセルマトリクスとの関係が示されている。ビームデータアレイは複数のビームデータ 44 からなり、各ビームデータ 44 は深さ方向に並んだ複数のエコーデータにより構成される。ピクセルマトリクス 46 は表示画面上における画素配列すなわちピクセルアレイであり、各交点が画素に相当している。図 2 において白丸はエコーデータを示しており、黒丸はピクセルマトリクス上における注目画素を示している。これは上述した注目表示アドレスに相当するものである。図 3 には、ビームデータアレイと中解像度を持ったピクセルマトリクス 48 との関係が示されている。図 4 には、ビームデータアレイと高解像度を持ったピクセルマトリクス 50 との関係が示されている。

【0037】

本実施形態においては受信ビームフォーマーから出力された各ビームデータがそのままスキャンコンバータモジュールに入力されており、その一方において、スキャンコンバート処理において表示器の固有表示解像度に従った変換処理が実行されている。従来においては、表示器の表示解像度への適合はスキャンコンバート処理の後段において行われていたが、本実施形態においては、本来的なスキャンコンバート処理と同時に解像度への適合処理を行うことが可能である。

【0038】

図 1 を用いて説明したように注目表示アドレスの近傍に存在する 4 つのエコーデータが特定され、それらに基づいて重み付け加算により補間データが生成される。表示器の解像度に応じて補間条件が異なるため、上述したように表示器の固有解像度に応じて使用する変換テーブルが切り替えられている。

【0039】

図 5 には他の実施形態に係る超音波診断装置の構成がブロック図として示されている。なお、図 1 に示した構成と同様の構成には同一符号を付し、その説明を省略する。

【0040】

図 5 に示す実施形態においては、制御部 36 によりプローブ種別、表示器仕様 (E D I D) 及び表示条件に従って、必要なタイミングで変換テーブルが計算により生成されており、その計算結果としての変換テーブルがアドレス変換器 30 に与えられている。この実

施形態においては操作パネル４２の入力に基づいて表示条件が判断されている。その表示条件は倍率を含むものであり、すなわちユーザーによるズームの指定に基づいて倍率が判断されている。またユーザーが関心領域や表示エリアを設定した場合には表示サイズの情報も考慮される。

【００４１】

以上のような情報に従って、スキャンコンバート処理後に表示フレームデータをそのまま表示器に出力できるように、すなわち事後的にデータ配列の変更を行う必要がなくなるように、スキャンコンバート処理と同時に表示解像度への適合処理とそれに加えてズーム処理とが実行されている。更に表示部分の切り出し処理が行われるようにしてもよい。

【００４２】

図５に示したスキャンコンバータモジュール２２の作用を図６に基づいて説明する。

【００４３】

(Ａ)には表示器の表示画面１００が示されており、そこにはＢモード画像１０６が表示されている。ここで符号１０８は表示器固有の表示解像度に従うピクセルマトリクスを誇張した形で示している。但し、図面簡略化のためピクセルマトリクスの全体の中で部分のみが示されている。

【００４４】

このようなＢモード画像１０６においてユーザーにより関心領域(ROI)１１０が指定される。それはズーム対象を特定するものである。ズーム処理の結果が(Ｂ)に示されている。表示画像１０２上にはズーム画像１１２が表示されている。ちなみに、同じ表示器に表示されているため、そこにおけるピクセルマトリクス１０８は(Ａ)に示したものと同一である。本実施形態においては、このようなズーム処理がスキャンコンバータモジュールにおいて実行されている。すなわち変換テーブルの内容を操作することにより、スキャンコンバート処理と同時にズーム処理が実行されている。

【００４５】

(Ｃ)には表示画面１０３上に表示された縮小画像１０４とズーム画像１０６とが示されている。縮小画像１０４はＢモード画像１０６を縮小させた画像に相当し、ズーム画像１０６は関心領域１１０内を表した拡大画像である。いずれの画像においてもピクセルマトリクス１０８は(Ａ)に示したものと同一である。

【００４６】

本実施形態においては、受信フレームデータに基づいて、スキャンコンバートプロセスを複数回起動させることにより、それらの画像１０４、１０６が実質的に同時に生成されている。すなわち、画像１０４を生成するための変換テーブルを利用して当該画像１０４が生成され、また画像１０６を利用するための変換テーブルを利用して当該画像１０６が生成されている。１つの表示フレーム期間内において処理が完結する限りにおいて任意数の画像を生成することが可能である。それらの画像をリアルタイムで動画像として表示させることが可能である。いずれにしても、表示器の固有表示解像度、プローブ種別つまり走査方式、それに加えて表示条件が考慮された変換テーブルを生成することにより、それを利用して受信フレームデータから所望の表示フレームデータを生成することが可能である。しかも、本実施形態においては、スキャンコンバータモジュールが実質的にソフトウェアの機能として実現されており、すなわち単一のプログラムを複数回実行させることにより複数のプロセスを並列的に実行させて複数の画像をリアルタイムで生成することが可能である。

【００４７】

シネメモリ２０から読み出される受信フレームデータに対して上記同様の処理を適用することも可能である。シネメモリ２０がスキャンコンバータモジュール２２の前段に設けられているため、すなわち生の受信フレームデータが記憶されているため、そこから読み出された受信フレームデータを任意に加工して画面上に表示することが可能である。

【符号の説明】

【００４８】

10

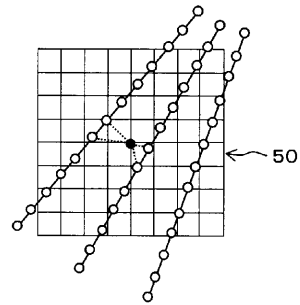
20

30

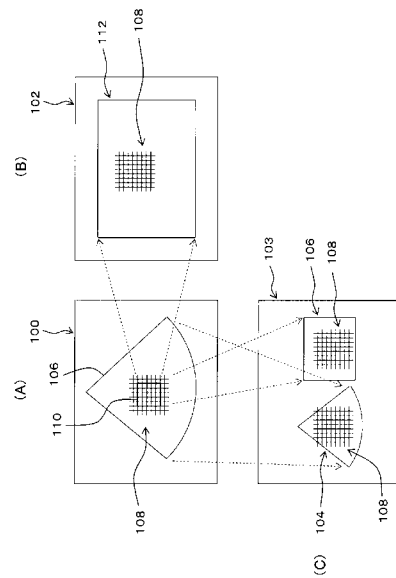
40

50

【圖 4】



【 図 6 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 1 1 - 1 2 3 0 8 4 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 2 8 5 6 2 7 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 1 4 3 1 5 1 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 0 7 9 1 2 2 (J P , A)
特開昭 6 4 - 0 8 6 9 4 7 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 3 1 0 6 2 1 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 2 3 4 7 8 8 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0

在超声波检查器中，扫描转换器模块使用适合于显示设备的特定显示分辨率的转换表从接收的帧数据生成显示帧数据。接收的帧数据存储在第一帧存储器中，显示帧数据存储在第二帧存储器中。控制单元从一组转换表中选择与显示设备的特定显示分辨率对应的转换表。地址转换器使用所选择的转换表生成对应于显示地址的地址集。然后基于由此指定的编码器数据执行插值。

