

(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2013-141545

(P2013-141545A)

(43) 公開日 平成25年7月22日(2013.7.22)

(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 10 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2012-3597(P2012-3597)
(22) 出願日 平成24年1月11日(2012.1.11)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(71) 出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100136504
弁理士 山田 毅彦
(74) 代理人 100160901
弁理士 田中 正平

最終頁に続く

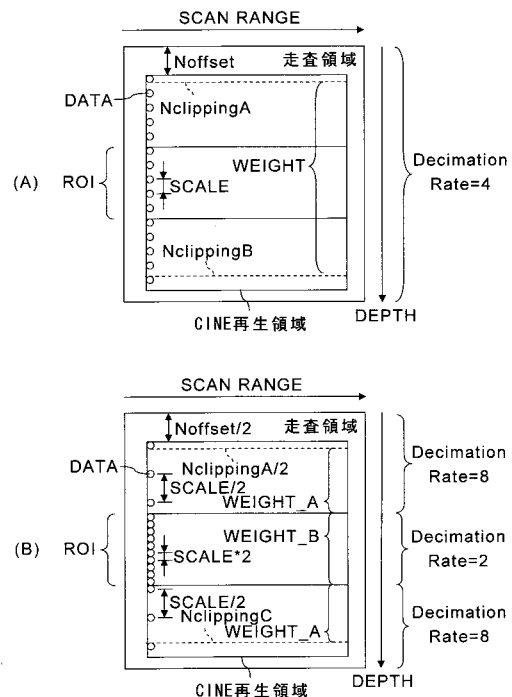
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】より小さいデータサイズの前データから診断に有用なCINE画像データを生成して表示させることが可能な超音波診断装置を提供することである。

【解決手段】実施形態に係る超音波診断装置は、スキャン手段、間引き処理手段、記憶手段及び表示画像生成手段を備える。スキャン手段は、被検体に超音波を送受信することによって走査領域から収集した受信信号に基づいて前記走査領域における超音波画像データを生成する。間引き処理手段は、関心領域以外の前記走査領域内の領域における前記受信信号及び前記超音波画像データの少なくとも一方を、前記関心領域内よりも多く間引く間引き処理を行う。記憶手段は、前記間引き処理後における前記走査領域の前記超音波画像データを記憶する。表示画像生成手段は、前記間引き処理後における前記走査領域内に設定された表示領域の前記超音波画像データに基づいて表示用の超音波画像データを生成する。

【選択図】 図9



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に超音波を送受信することによって走査領域から収集した受信信号に基づいて前記走査領域における超音波画像データを生成するスキャン手段と、

関心領域以外の前記走査領域内の領域における前記受信信号及び前記超音波画像データの少なくとも一方を、前記関心領域内よりも多く間引く間引き処理を行う間引き処理手段と、

前記間引き処理後における前記走査領域の前記超音波画像データを記憶する記憶手段と

、
前記間引き処理後における前記走査領域内に設定された表示領域の前記超音波画像データに基づいて表示用の超音波画像データを生成する表示画像生成手段と、
を備える超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記間引き処理手段は、前記高周波受信信号を距離方向に間引くように構成される請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記間引き処理手段は、前記超音波画像データを時間方向に間引くように構成される請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記表示画像生成手段は、前記関心領域を含む領域或いは前記関心領域と同じ領域に設定された表示領域の前記超音波画像データに基づいて前記表示用の超音波画像データを生成するように構成される請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記表示画像生成手段は、前記間引き処理後における複数の走査領域に対応する複数の超音波画像データに基づいて、前記複数の走査領域の少なくとも各一部を含む領域として設定された表示領域における表示用の超音波パノラマ画像データを生成するように構成される請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記表示画像生成手段は、前記高周波受信信号が距離方向に間引かれた割合に応じて前記表示用の超音波画像データの生成のための表示処理のパラメータを自動設定するように構成される請求項 2 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

被検体に超音波を送受信することによって走査領域から収集した受信信号に基づいて前記走査領域における超音波画像データを生成するスキャン手段と、

前記走査領域内における前記受信信号から関心領域内の受信信号を抽出する間引き処理を行う間引き処理手段と、

前記間引き処理後における前記関心領域の超音波画像データに基づいて表示用の超音波画像データを生成する表示画像生成手段と、
を備える超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表示画像生成手段は、動画として前記表示用の超音波画像データを生成するように構成される請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 9】

前記表示画像生成手段は、前記表示用の超音波画像データをリアルタイム表示させるように構成される請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

超音波診断装置を、

被検体に超音波を送受信することによって走査領域から収集した受信信号に基づいて前記走査領域における超音波画像データを生成するスキャン手段、

関心領域以外の前記走査領域内の領域における前記受信信号及び前記超音波画像データ

50

の少なくとも一方を、前記関心領域内よりも多く間引く間引き処理を行う間引き処理手段及び、
前記間引き処理後における前記走査領域の前記超音波画像データを記憶する記憶手段及び、

前記間引き処理後における前記走査領域内に設定された表示領域の前記超音波画像データに基づいて表示用の超音波画像データを生成する表示画像生成手段、
として機能させる超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置では、被検体の撮像部位の動画データをシネ(CINE)画像データとして収集することができる。また、超音波診断装置には、スキャンを実行しながらCINE画像データをリアルタイムに表示させる撮像モードとしてLIVEモードが設けられている。

【0003】

多くの超音波診断装置には、LIVEモードにおいてCINE画像データを拡大表示(ZOOM)する機能が備えられている。ZOOM機能は、スキャンによって収集された高周波(RF: Radio Frequency)信号の一部を用いて着目する領域内のCINE画像データを生成し、生成したCINE画像データを拡大表示させる機能である。例えば高周波領域としては1~3MHzの帯域の信号が用いられる。

【0004】

そして、LIVEモードにおいて表示させたCINE画像データは、超音波診断装置内の記憶装置に保存し、再生することができる。また、CINE画像データを外部の記憶装置に保存することもできる。

【0005】

一方、CINE画像データの生成のために収集されたRF信号を、超音波診断装置内の記憶装置に保存する技術や外部の記憶装置に出力する技術が提案されている。これにより、RF信号を原データとして、所望のタイミングでCINE画像データを生成して表示させることが可能となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2001-299745号公報

【特許文献2】特開2009-361号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、従来の技術では、LIVEモードにおいてCINE画像データを拡大表示させながらスキャンを行うと、表示させた領域以外の領域におけるCINE画像データが得られないという問題がある。

【0008】

一方、RF信号を超音波診断装置内に保存する技術を用いれば、RF信号の収集対象となった領域におけるCINE画像データを生成することができるものの、保存すべきRF信号のデータサイズが膨大になるという問題がある。このため、RF信号を保存する方法は、実用性の観点から非現実的である。

【0009】

また、CINE画像データを外部の記憶装置に保存すると、外部の記憶装置と超音波診断装置との間においてデータ形式に互換性がないことから、超音波診断装置でCINE画像データ

10

20

30

40

50

を速やかに再生することができない。すなわち、外部の記憶装置に保存されたCINE画像データを超音波診断装置で再生するためには、複雑なデータ変換処理が必要となる。この結果、データ処理に時間を要し、診断のスループットの低下に繋がるという問題がある。

【0010】

そこで、本発明は、より小さいデータサイズの前データから診断に有用なCINE画像データを生成して表示させることが可能な超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の実施形態に係る超音波診断装置は、スキャン手段、間引き処理手段、記憶手段及び表示画像生成手段を備える。スキャン手段は、被検体に超音波を送受信することによって走査領域から収集した受信信号に基づいて前記走査領域における超音波画像データを生成する。間引き処理手段は、関心領域以外の前記走査領域内の領域における前記受信信号及び前記超音波画像データの少なくとも一方を、前記関心領域内よりも多く間引く間引き処理を行う。記憶手段は、前記間引き処理後における前記走査領域の前記超音波画像データを記憶する。表示画像生成手段は、前記間引き処理後における前記走査領域内に設定された表示領域の前記超音波画像データに基づいて表示用の超音波画像データを生成する。

10

また、本発明の実施形態に係る超音波診断装置は、スキャン手段、間引き処理手段及び表示画像生成手段を備える。スキャン手段は、被検体に超音波を送受信することによって走査領域から収集した受信信号に基づいて前記走査領域における超音波画像データを生成する。間引き処理手段は、前記走査領域内における前記受信信号から関心領域内の受信信号を抽出する間引き処理を行う。表示画像生成手段は、前記間引き処理後における前記関心領域の超音波画像データに基づいて表示用の超音波画像データを生成する。

20

また、本発明の実施形態に係る超音波診断装置の制御プログラムは、超音波診断装置を、スキャン手段、間引き処理手段、記憶手段及び表示画像生成手段として機能させる。スキャン手段は、被検体に超音波を送受信することによって走査領域から収集した受信信号に基づいて前記走査領域における超音波画像データを生成する。間引き処理手段は、関心領域以外の前記走査領域内の領域における前記受信信号及び前記超音波画像データの少なくとも一方を、前記関心領域内よりも多く間引く間引き処理を行う。記憶手段は、前記間引き処理後における前記走査領域の前記超音波画像データを記憶する。表示画像生成手段は、前記間引き処理後における前記走査領域内に設定された表示領域の前記超音波画像データに基づいて表示用の超音波画像データを生成する。

30

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す機能ブロック図。

【図2】図1に示すデシメーション処理部においてデシメーション処理として時系列のRF受信IQ信号に掛けられるLPF (Low Pass Filter)の特性を示す概念図。

【図3】図1に示すデシメーション処理部においてDecimationRateを深さに応じて可変設定した例を示す図。

40

【図4】図1に示すRAWデータ間引き部において超音波画像データを間引いた例を示す図。

【図5】図1に示すRAWデータ間引き部において超音波画像データの間引き処理を実施しない例を示す図。

【図6】図1に示すスキャン変換器においてLIVE表示用の表示処理としてCINE画像データに実行されるOffset処理を説明する図。

【図7】図1に示すスキャン変換器における表示処理によってCINE画像データの表示領域を変えた第1の例を示す図。

【図8】図1に示すスキャン変換器における表示処理によってCINE画像データの表示領域を変えた第2の例を示す図。

50

【図9】図1に示すスキャン変換器におけるCINE画像の再生表示処理のためのパラメータ設定の例を示す図。

【図10】図1に示すスキャン変換器における表示処理によって超音波診断画像をパノラマ表示させた例を示す図。

【図11】図1に示す超音波診断装置により超音波画像データを収集してLIVE表示、CINE表示又はパノラマ表示を行う場合の流れを示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0013】

本発明の実施形態に係る超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラムについて添付図面を参照して説明する。

【0014】

図1は本発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す機能ブロック図である。

【0015】

超音波診断装置1は、超音波探触子2、送信回路3、スキャン制御回路4、受信回路5、デシメーション(Decimation)処理部6、エコー・フロー・ドップラ信号処理部7、RAWデータ間引き部8、スキャン変換器9、CINEメモリ10、表示装置11、入力装置12及び装置パラメータ制御部13を有する。

【0016】

超音波探触子2は、複数の超音波振動子を備えている。各超音波振動子は、送信回路3から所定の送信遅延時間を伴って印加された電気信号を超音波送信信号に変換して被検体の内部に送信する機能と、被検体内における超音波信号の反射によって生じた超音波反射エコー信号を受信して電気信号の受信信号に変換する機能とを有する。各超音波振動子から出力される受信信号は、受信回路5に出力される。

【0017】

送信回路3は、超音波探触子2を駆動する回路である。より具体的には、送信回路3は、超音波探触子2に備えられる各超音波振動子に送信信号として電気信号を印加する機能を有する。また、送信回路3が超音波振動子ごとの送信信号に所定の送信遅延時間を付与することにより送信指向性が生じ、送信ビームフォーミングを行うことができる。

【0018】

受信回路5は、超音波探触子2に備えられる各超音波振動子からそれぞれ出力される受信信号を受信し、増幅処理、A/D(Analog to Digital)変換処理及び整相加算処理を含む信号処理を実行することによって受信指向性を有する走査位置からのRF受信IQ信号を生成する機能を有する。すなわち、受信回路5において受信ビームフォーミングを含む信号処理が実行される。尚、IQ信号は、直交成分(Q: Quadrature-phase)信号と、同相成分(I: In-phase)信号とを成分とする信号である。

【0019】

そのために、受信回路5には、プリアンプ、A/D変換器、受信遅延回路及び加算器が備えられる。受信遅延回路は、複数の超音波振動子に対応する複数の受信信号にそれぞれ所定の受信遅延時間を付与する回路である。この受信遅延時間の付与によって複数の受信信号の位相が揃えられる。更に、位相が揃った複数の受信信号が加算器において加算されることによって、RF受信IQ信号が生成される。

【0020】

スキャン制御回路4は、所定のスキャン条件に従って送信回路3及び受信回路5を制御することによってスキャンを実行する回路である。そして、スキャン制御回路4による送信回路3及び受信回路5の制御下において超音波探触子2から各走査方向及び各走査位置に順次超音波が送受信され、被検体の断面におけるRF受信IQ信号を取得することができる。

【0021】

デシメーション処理部6は、受信回路5から出力されるRF受信IQ信号を間引くデシメーション処理を実行する回路である。デシメーション処理が行われる理由は、受信遅延時間

10

20

30

40

50

を十分な精度で設定するために、超音波画像データの生成のためには必ずしも必要ではない距離分解能でRF受信IQ信号が収集されるためである。このデシメーション処理によって、RF受信IQ信号における過剰な距離分解能が低減され、より少ないデータ処理量で超音波画像データを生成することが可能となる。また、生成される超音波画像データのデータサイズを低減させることもできる。

【 0 0 2 2 】

特に、デシメーション処理部 6 は、走査範囲内の特定の方向における位置に応じてDecimationRateを可変設定できるように構成されている。DecimationRateは、時系列のRF受信IQ信号のサンプリングデータを間引く割合である。例えば、DecimationRate=4であれば、1/4にデータ数が間引かれ、RF受信IQ信号のサンプリング間隔は4倍になる。従って走査位置となるサンプリング点間の距離は4倍になりサンプリング周波数及び距離分解能は1/4となる。同様に、DecimationRate=8であれば、1/8にデータ数が間引かれ、RF受信IQ信号のサンプリング間隔は8倍となる。従って走査位置となるサンプリング点間の距離は8倍になりサンプリング周波数及び距離分解能は1/8となる。

10

【 0 0 2 3 】

図 2 は、図 1 に示すデシメーション処理部 6 においてデシメーション処理として時系列のRF受信IQ信号に掛けられるLPF (Low Pass Filter)の特性を示す概念図である。

【 0 0 2 4 】

図 2 において横軸はRF受信IQ信号のサンプリング周波数を示し、縦軸はLPF処理後のRF受信IQ信号の強度を示す。また図 2 において、一点鎖線はDecimationRate=16に対応するLPFの特性を、点線はDecimationRate=8に対応するLPFの特性を、二点鎖線はDecimationRate=4に対応するLPFの特性を、それぞれ示す。

20

【 0 0 2 5 】

図 2 の各線で示されるように、各LPFのカットオフ周波数を超えるサンプリング周波数に対応するRF受信IQ信号の強度がゼロとされる。これにより、RF受信IQ信号が間引かれ、サンプリング周波数が低減される。DecimationRateをn倍にすると、LPFのカットオフ周波数は1/nとなる。従って、DecimationRateを小さく設定する程、サンプリング周波数を高くし、距離分解能を向上させることができる。

【 0 0 2 6 】

図 3 は、図 1 に示すデシメーション処理部 6 においてDecimationRateを深さに応じて可変設定した例を示す図である。

30

【 0 0 2 7 】

超音波探触子 2 がセクタタイプである場合には、図 3 に示すように、走査範囲が扇形となる。すなわち、円周方向がスキャンレンジ方向となり、直径方向が深さ方向となる。そして、深さ方向における特定の範囲をLIVE表示用の関心領域(ROI: region of interest)とすることができる。

【 0 0 2 8 】

図 3 (A) は、走査範囲の深さに応じてDecimationRateを変えない場合の例を示している。図 3 (A) に示す例では、深さに依らず一定のDecimationRate=8に設定されている。従って、ROIの内外においてサンプリング周波数及び距離分解能は同じである。

40

【 0 0 2 9 】

これに対して、図 3 (B) は、ROIのみからRF受信IQ信号を抽出してDecimationRate=4に設定した例を示している。換言すれば、図 3 (B) に示す例では、ROIに対応する深さ方向における特定の範囲のDecimationRateが4に設定され、ROI以外の深さ方向の範囲におけるDecimationRateが無限大に設定されている。すなわち、図 3 (B) に示す例では、深さに応じてDecimationRateを変えない図 3 (A) の場合よりもDecimationRateが小さな値に設定されている。

【 0 0 3 0 】

従って、図 3 (B) に示すようにDecimationRateを設定すれば、図 3 (A) に示すようにDecimationRateを設定した場合と比較して、超音波画像データの生成に用いられるデータ量の

50

増加を抑えつつROIにおけるサンプリング周波数及び距離分解能を向上させることができる。このため、良好な画質でROI内における超音波画像をLIVE表示させることが可能となる。

【0031】

また、図3(C)に示す例では、ROIに対応する深さ方向における特定の範囲のDecimation Rateが4に設定され、ROI以外の深さ方向の範囲におけるDecimationRateが16に設定されている。すなわち、ROIに相当する深さ方向の範囲では、サンプリング間隔が相対的に短く設定され、ROI以外に相当する深さ方向の範囲では、サンプリング間隔が相対的に長く設定されている。

【0032】

従って、図3(C)に示すようにDecimationRateを設定すれば、図3(A)に示すようにDecimationRateを設定した場合と比較して、超音波画像データの生成に用いられるデータ量の増加を抑えつつROIにおけるサンプリング周波数及び距離分解能を向上させることができる。このため、良好な画質でROI内における超音波画像をLIVE表示させることが可能となる。加えて、図3(C)に示す例では、スキャン後において、ROIに限らず走査範囲全体における超音波画像を生成することが可能となる。

【0033】

尚、図3には、超音波探触子2がセクタタイプである場合の例を示したが、超音波探触子2がリニアタイプ又はコンベックタイプである場合においても同様に深さに応じてDecimationRateを可変設定することができる。すなわち、ROIに対応する深さの範囲ではサンプリング周波数が相対的に高くなるように、相対的に小さい任意の値としてDecimationRateを独立に設定することができる。逆に、ROI以外の深さの範囲ではサンプリング周波数が相対的に小さくなるように、相対的に大きい任意の値としてDecimationRateを独立に設定することができる。

【0034】

また、図3には、深さ方向に応じてDecimationRateを可変設定した例を示したが、同様にROIに応じてスキャンレンジ方向にDecimationRateを可変設定するようにしてもよい。更に、3次元(3D: three dimensional)走査を行う場合には、3軸方向についてそれぞれDecimationRateを可変設定することもできる。

【0035】

エコー・フロー・ドップラ信号処理部7は、デシメーション処理後のRF受信IQ信号に対して公知の信号処理を施すことによって超音波画像データを生成する機能を有する。具体的には、超音波形態画像データ用に超音波反射エコーデータとして収集されたRF受信IQ信号に基づいて超音波形態画像データが生成され、超音波ドップラ画像データ用に超音波ドップラデータとして収集されたRF受信IQ信号に基づいて超音波ドップラ画像データが生成される。

【0036】

そのために、エコー・フロー・ドップラ信号処理部7には、超音波形態画像データの生成のための信号処理に必要な機能及び超音波ドップラ画像データの生成のための信号処理に必要な機能が備えられる。具体的には、検波器、対数圧縮器並びに深さ方法、スキャンレンジ方向及びフレーム方向の各デジタルフィルタ等が超音波形態画像データの生成用に備えられる。また、MTI (Moving Target Indication)フィルタ、自己相関器、CORDIC (Coordinate Rotation Digital Computer)、高速フーリエ変換(FFT: Fast Fourier Transformation)処理部並びに深さ方向、スキャンレンジ方向及びフレーム方向の各デジタルフィルタ等が超音波ドップラ画像データの生成用に備えられる。

【0037】

LIVE表示モード及びCINE撮像モードの場合には、超音波形態画像データ用のRF受信IQ信号と、超音波ドップラ画像データ用のRF受信IQ信号とを交互に収集する交互スキャンによって時系列のRF受信IQ信号が収集される。そして、時系列のRF受信IQ信号に基づいて、超音波形態画像データに超音波ドップラ画像データを重畳させた時系列の複数の超音波画像

10

20

30

40

50

データがCINE画像データ用のrawデータ（生データ）として生成される。

【0038】

RAWデータ間引き部8は、必要に応じてエコー・フロー・ドップラ信号処理部7においてCINE画像データ用のrawデータ等として生成されたフレーム毎の超音波画像データの一部を間引いてスキャン変換器9に出力する機能を有する。換言すれば、RAWデータ間引き部8は、必要に応じて超音波画像データの一部のフレームレートを低減させてスキャン変換器9に出力する機能を有する。

【0039】

図4は、図1に示すRAWデータ間引き部8において超音波画像データを間引いた例を示す図である。

10

【0040】

図4において横軸は時間方向及びフレーム方向を示す。また、図4中の各矩形枠は、各時刻における走査領域の超音波画像データを示す。各超音波画像データの縦方向は走査範囲の深さ方向となる走査線軸（Axial）方向であり、横（Lateral）方向はスキャンレンジ方向である。

【0041】

図4に示すように、走査領域の超音波画像データの一部を時刻 t_1 , t_2 , t_3 , ... に応じて間引くことができる。具体的には、ROIに対応する深さ方向の範囲 $R(t_1)$, $R(t_2)$, $R(t_3)$, ... については、超音波画像データを間引かずにフレームレートを維持する一方、ROI以外の領域に対応する深さ方向の範囲 $R'(t_1)$, $R'(t_2)$, $R'(t_3)$, ... については、超音波画像データを間引いてデータサイズを低減させることができる。

20

【0042】

ROI外の間引かれた超音波画像データの部分は、時間的に近い超音波画像データの対応する部分で代用される。すなわち、間引かれずに残ったROI内の超音波画像データの部分と、間引かれた部分と同じ領域の時間的に近い超音波画像データのROI外の部分とが合成される。

【0043】

図4に示す例では、ROI以外の領域に対応する深さ方向の範囲 $R'(t_1)$, $R'(t_2)$, $R'(t_3)$, ... が、連続する4フレームにつき3フレーム分だけ間引かれている。そして、間引かれた領域は、間引かれなかった直前の同じ領域における超音波画像データで補間される。従って、ROI以外の領域のフレームレートが1/4に低減している。尚、図4において点線で示す矩形枠は、補間された超音波画像データの部分を示している。

30

【0044】

このような部分的なフレームレートの低減、つまり部分的なデータの時間方向における間引き処理によって、超音波画像データ全体のフレームレートを維持しつつ、超音波画像データ全体のデータサイズを削減することができる。このため、デシメーション処理部6において設定されるDecimationRateをより小さくし、ROIにおけるサンプリング周波数とともに距離分解能を向上させることができる。例えば、部分的にフレームレートを低減させない場合にデシメーション処理部6において全ての領域に対して設定可能なDecimationRateの値が8であれば、部分的なフレームレートの低減を行うことによって、全ての領域

40

【0045】

この結果、深さ方向の全ての範囲において距離分解能が一定であり、かつ深さ方向の範囲に応じてフレームレート及び時間分解能が異なるCINE画像データが生成される。

【0046】

図5は、図1に示すRAWデータ間引き部8において超音波画像データの間引き処理を実施しない例を示す図である。

【0047】

図5において横軸は時間方向及びフレーム方向を示す。また、図5中の各矩形枠は、各時刻における走査領域の超音波画像データを示す。各超音波画像データの縦方向は走査範

50

囲の深さ方向となる走査線軸 (Axial) 方向であり、横 (Lateral) 方向はスキャンレンジ方向である。

【 0 0 4 8 】

デシメーション処理部 6 における RF 受信 IQ 信号に対するデシメーション処理によって十分に CINE 画像データ用の raw データのデータサイズが低減されている場合には、図 5 に示すように、部分的なデータの時間方向における間引き処理を実行しないようにしてもよい。例えば、デシメーション処理部 6 により ROI に対応する深さ方向の範囲範囲 $R(t1)$, $R(t2)$, $R(t3)$, ... における DecimationRate が相対的に小さい値 DR_l に設定され、ROI 以外の領域に対応する深さ方向の範囲 $R'(t1)$, $R'(t2)$, $R'(t3)$, ... における DecimationRate が相対的に大きい値 DR_h に設定された場合には、既に raw データのデータサイズが低減されている。

10

【 0 0 4 9 】

そこで、図 5 に示すように、ROI 外の走査領域に対する時間方向の間引き処理を省略することができる。この結果、深さ方向の範囲に応じて距離分解能が異なり、かつ深さ方向の全ての範囲においてフレームレート及び時間分解能が一定の CINE 画像データが生成される。

【 0 0 5 0 】

尚、深さ方向の範囲に応じて異なる DecimationRate が設定された場合において、図 4 に示すように深さ方向の範囲に応じた時間方向の間引き処理を行うようにしてもよい。この場合には、深さ方向の範囲に応じて距離分解能が異なり、かつ深さ方向の範囲に応じてフレームレート及び時間分解能も異なる CINE 画像データが生成されることとなる。そして、ROI に対応する深さ方向における特定の範囲の距離分解能及び時間分解能を一層向上させることが可能となる。

20

【 0 0 5 1 】

また、時間方向における間引き処理も、デシメーション処理と同様に、深さ方向のみならずスキャンレンジ方向の一部について行うことができる。更に、3D 走査を行う場合には、3 軸方向の所定の範囲についてそれぞれ時間方向における間引き処理を行うことができる。すなわち、走査領域内の位置ごとに独立して任意のフレームレート及び時間分解能を設定することができる。

【 0 0 5 2 】

スキャン変換器 9 は、RAW データ間引き部 8 から出力される走査方式の超音波画像データに対する座標変換処理によってテレビ方式の超音波画像データを生成する機能、走査方式又はテレビ方式の超音波画像データを CINE メモリ 10 に保存する機能、座標変換処理によって生成した超音波画像データ又は CINE メモリ 10 から読み込んだ超音波画像データに対して表示処理を実行することによって表示用の超音波診断画像データを生成する機能、表示用の超音波診断画像データを表示装置 11 に出力することによって超音波診断画像を表示させる機能を有する。

30

【 0 0 5 3 】

図 6 は、図 1 に示すスキャン変換器 9 において LIVE 表示用の表示処理として CINE 画像データに実行される Offset 処理を説明する図である。

40

【 0 0 5 4 】

LIVE 表示を行う場合には、図 6 に示すように Axial 方向及び Lateral 方向を有する走査領域の時系列の超音波画像データが CINE 画像データとして得られる。また各時刻における超音波画像データには、LIVE 表示の対象となる ROI が設定される。

【 0 0 5 5 】

そこで、走査領域に対応する CINE 画像データに対して Axial 方向及び Lateral 方向における範囲を ROI に合わせて縮小する Offset 処理を実行することによって、LIVE 表示用の CINE 画像データを抽出することができる。換言すれば、ROI 内の CINE 画像データのみを座標変換して LIVE 表示させることができる。

【 0 0 5 6 】

50

より具体的には、図 6 に示すように、Axial 方向の表示領域の両側における各オフセット量 OffsetA1, OffsetA2 がそれぞれ ROI に合わせて設定される。同様に Lateral 方向の表示領域の両側における各オフセット量 OffsetL1, OffsetL2 についてもそれぞれ ROI に合わせて設定される。

【 0 0 5 7 】

このような Offset 処理によって、ROI 内における CINE 画像を拡大して表示装置 1 1 に LIVE 表示させることができる。ROI 内は、デシメーション処理部 6 によって距離分解能が良好となるように DecimationRate が設定されている。加えて、ROI 内は、RAW データ間引き部 8 における時間方向の間引き処理の対象とはなっていない。このため、ROI 内の CINE 画像データを良好な画質及びフレームレートで LIVE 表示させることができる。

10

【 0 0 5 8 】

スキャン変換器 9 において生成された走査領域における CINE 画像データは、CINE メモリ 1 0 に保存することができる。従って、スキャン後の所望のタイミングにおいて CINE 画像データを表示装置 1 1 に表示させることができる。この場合、走査領域における CINE 画像データに基づいて、LIVE 表示させた ROI 内に限らず、走査領域内の所望の領域を表示領域として設定することができる。これにより、ROI 内外の所望の表示領域における CINE 画像を再生することが可能となる。

【 0 0 5 9 】

図 7 は、図 1 に示すスキャン変換器 9 における CINE 画像データの再生領域の第 1 の設定例を示す図である。

20

【 0 0 6 0 】

図 7 において横軸は時間方向及びフレーム方向を示す。また、図 7 (A) の実線又は点線で示された各矩形枠は各時刻における走査領域の超音波画像データを、一点鎖線で示された各矩形枠は CINE 画像データに対して設定された再生領域を、それぞれ示す。各超音波画像データの縦方向は走査範囲の深さ方向となる走査線軸 (Axial) 方向であり、横 (Lateral) 方向はスキャンレンジ方向である。

【 0 0 6 1 】

図 7 (A) は、RAW データ間引き部 8 において時間方向の間引き処理が ROI 外の領域に対して行われた CINE 画像データに対して再生領域を設定した例を示している。点線の矩形枠で示すように、間引き処理が実行された範囲は、直前の同一の範囲における CINE 画像データによって時間的に補間される。従って、いずれのフレームにおいても全ての範囲における CINE 画像データが存在する。

30

【 0 0 6 2 】

このため、図 7 (A) に示すように、再生領域は、時間方向及びフレーム方向の間引き処理によってフレームレートが低下した ROI 内外を問わずフレーム毎に任意に設定することができる。そして、フレームレートの異なる CINE 画像データを合成することによって、再生領域に対応する再生表示用の CINE 画像データを生成することができる。

【 0 0 6 3 】

特に、時間方向の間引き処理と引き換えに DecimationRate の値を小さく設定し、サンプリング周波数及び距離分解能を向上させた場合には、再生表示領域をどこに設定しても良好な画質で CINE 画像を表示させることができる。

40

【 0 0 6 4 】

再生表示領域の設定及び変更は、図 6 に示すように走査領域に対する表示領域の Offset 量の値を任意の値に調整することによって行うことができる。従って、再生表示領域の平行移動のみならず、CINE 画像の拡大表示や縮小表示を行うことも可能である。すなわち、Offset 量を小さくし、再生表示領域を大きくすることによって CINE 画像を縮小表示させることができる。逆に Offset 量を大きくし、再生表示領域を小さくすることによって CINE 画像を拡大表示させることができる。

【 0 0 6 5 】

図 7 (B) は、図 7 (A) のように設定された再生領域の CINE 画像データを表示装置 1 1 に出

50

力させた場合に表示装置 11 に表示されるCINE画像のサイズを示している。

【0066】

図8は、図1に示すスキャン変換器9におけるCINE画像データの再生領域の第2の設定例を示す図である。

【0067】

図8において横軸は時間方向及びフレーム方向を示す。また、図8(A)の実線で示された各矩形枠は各時刻における走査領域の超音波画像データを、一点鎖線で示された各矩形枠はCINE画像データに対して設定された再生領域を、それぞれ示す。各超音波画像データの縦方向は走査範囲の深さ方向となる走査線軸(Axial)方向であり、横(Lateral)方向はスキャンレンジ方向である。

10

【0068】

図8(A)は、RAWデータ間引き部8において時間方向の間引き処理を行わずに生成されたCINE画像データに対して再生領域を設定した例を示している。時間方向の間引き処理を行わずに生成されたCINE画像データに対しても、時間方向の間引き処理がROI外の領域に対して行われたCINE画像データと同様に、ROI内外を問わずフレーム毎に任意の再生領域を設定することができる。また、再生領域の平行移動のみならず、CINE画像の拡大表示や縮小表示を行うことも可能である。

【0069】

図9は、図1に示すスキャン変換器9におけるCINE画像の再生表示処理のためのパラメータ設定の例を示す図である。

20

【0070】

図9において縦方向は深さ方向を示し、横方向はスキャンレンジ方向を示す。図9(A)は、深さ方向にDecimationRateを一定として生成されたCINE画像データに対する深さ方向のパラメータ設定の例を示す。図9(A)に示す例では、DecimationRateが深さに依らず4に設定されている。

【0071】

図9(A)に示すように走査領域内の任意の領域を、CINE画像の再生領域として設定することができる。CINEメモリ10に保存される走査領域のCINE画像データが走査方式であれば、CINE画像の再生領域がテレビ方式のCINE画像データへの座標変換領域となる。

【0072】

再生領域の上端の深さは、走査領域の上端から再生領域の上端までの間におけるデータの数Noffsetをパラメータとして特定することができる。また、再生領域の上端にマージン領域を設けるために表示対象から除外するデータ数NclippingAをパラメータとして設定することができる。同様に再生領域の下端にマージン領域を設けるために表示対象から除外するデータの深さ方向における順番NclippingBを設定することができる。

30

【0073】

そして、再生領域の上端側及び下端側におけるマージン領域内のデータ数を同一に設定すれば、再生領域の下端側の境界の深さを特定することができる。但し、下端側のマージン領域におけるデータ数と上端側のマージン領域におけるデータ数とを異なる値に設定できるようにパラメータを定義してもよい。

40

【0074】

DecimationRateが深さ方向に一定であれば、ROI内外を問わず、データの縮尺Scaleも一定となる。従って、座標変換のために必要となる補間処理は、データの縮尺Scale及び一定の重み係数Weightを用いた複数のデータの重み付け加算によって行うことができる。

【0075】

一方、図9(B)は、ROIのDecimationRateをROI外のDecimationRateよりも小さく設定して生成されたCINE画像データに対する深さ方向のパラメータ設定の例を示す。図9(B)に示す例では、ROIのDecimationRateが2に、ROI以外の走査領域のDecimationRateが8に、それぞれ設定されている。

【0076】

50

図 9 (B) に示すROI外のDecimationRateは 8 であり、図 9 (A) に示すDecimationRateの 2 倍である。従って、図 9 (A) 及び(B)に示す再生領域が互いに同一の領域である場合には、図 9 (B) に示す走査領域の上端から再生領域の上端までの間におけるデータの数は、図 9 (A) に示すデータの数の1/2となる。従って図 9 (A) に示す各パラメータを基準にすると、図 9 (B) に示す走査領域の上端から再生領域の上端までの間におけるデータの数は、Noffset /2となる。

【 0 0 7 7 】

同様に、DecimationRateの値とデータ密度との関係に基づいて、DecimationRateに応じた各パラメータの値を自動的に設定することができる。すなわち、図 9 (B) に示す例では、再生領域の上端側のマージン領域を設定するために表示対象から除外するデータ数は、NclippingA/2となる。一方、図 9 (B) において再生領域の下端側のマージン領域を設定するために表示対象から除外するデータの深さ方向における順番は、図 9 (A) の場合と異なり、DecimationRateに応じたNclippingCとなる。

10

【 0 0 7 8 】

また、図 9 (B) においてROI内のデータの縮尺はScale*2となる一方、ROI外の縮尺はScale/2となる。従って、座標変換のために必要となる補間処理は、ROI外におけるデータの縮尺Scale/2、ROI内におけるデータの縮尺Scale*2、ROI外のデータに対して設定される重み係数Weight_A及びROI内のデータに対して設定される重み係数Weight_Bを用いた複数のデータの重み付け加算によって行うことができる。つまり、データの縮尺に応じた重み係数が設定される。

20

【 0 0 7 9 】

そして、このように設定されたパラメータに基づく座標変換を含む表示処理によって、走査領域内の所望の領域におけるCINE画像を表示装置 1 1 に表示させることが可能となる。尚、図 9 では、深さ方向についての表示処理のためのパラメータ設定について説明したが、スキャンレンジ方向や3Dスキャンの他の方向についても同様な方法でDecimationRateに応じたパラメータ設定を行うことができる。すなわち、表示処理用のパラメータを領域毎に独立して異なる値に設定することができる

【 0 0 8 0 】

更に、スキャン変換器 9 における表示処理によって、超音波診断画像のパノラマ表示が可能である。

30

【 0 0 8 1 】

すなわち、超音波探触子 2 をスキャンレンジ方向に移動又は静止させてスキャンを行うと、超音波探触子 2 の異なる位置又はタイミングに対応する複数の超音波画像データを得ることができる。そこで、異なる位置又はタイミングに対応する超音波画像データをCINEメモリ 1 0 に保存し、異なる位置に対応する超音波画像データを合成することによって広範囲の走査領域に対応する超音波画像データを生成することができる。また、異なるタイミングに対応する超音波画像データを合成することによって、時系列の超音波画像データを並べて表示させることができる。

【 0 0 8 2 】

そして、合成した超音波画像データの所望の領域を選択して座標変換することによって、選択した領域を超音波診断画像としてパノラマ表示させることができる。

40

【 0 0 8 3 】

図 1 0 は、図 1 に示すスキャン変換器 9 における表示処理によって超音波診断画像をパノラマ表示させた例を示す図である。

【 0 0 8 4 】

図 1 0 において、縦方向は、深さ方向となる走査線軸 (Axial) 方向を示し、横(Lateral)方向はスキャンレンジ方向を示す。

【 0 0 8 5 】

図 1 0 に示すように超音波探触子 2 を移動させて収集されたLateral方向の位置L1, L2, L3, ...における複数の超音波画像データを合成することにより、Lateral方向において

50

広範囲の超音波診断画像データを得ることができる。一方、深さ方向についても任意の範囲を表示領域として設定することができる。

【0086】

例えば、LIVE表示用のROIに対応する深さ方向の範囲D1を表示領域として座標変換を含むパノラマ画像用の表示処理を実行することができる。これによりROIに対応する範囲D1のパノラマ画像Ip1を表示装置11に表示させることができる。同様に、深さ方向においてROIを含む各範囲D2, D3に対応する超音波パノラマ画像データをそれぞれ生成し、各パノラマ画像Ip2, Ip3を表示装置11に表示させることができる。

【0087】

但し、Lateral方向の全ての超音波画像データが、深さ方向の所望の範囲におけるパノラマ画像データの生成に十分なデータとして収集されていない場合もある。例えば、特定の超音波画像データに対応する走査領域がパノラマ表示の領域よりも浅い場合やRAWデータ間引き部8における時間方向の間引き処理によってパノラマ表示の領域が間引かれている場合には、部分的に超音波画像データが存在しないことになる。

10

【0088】

そのような場合には、Lateral方向に近い他の超音波画像データを代用するか、或いは超音波画像データ間における補間処理によって、存在しない部分の超音波画像データを得ることができる。従って、理論的には最も深い走査領域の下端を最下限として超音波パノラマ画像用の表示領域を設定することができる。尚、図10において点線の矩形枠は、他の超音波画像データを代用した部分を示している。

20

【0089】

CINEメモリ10は、スキャン変換器9において取得された走査方式又はテレビ方式の超音波画像データを保存する記憶装置である。尚、スキャン変換器9において取得される超音波画像データは、LIVE表示用のROI以外の領域におけるデータも含んでいる。従って、従来、保存対象となっていた超音波画像データに対応する領域よりも広い領域における超音波画像データがCINEメモリ10に保存されることとなる。しかし、デシメーション処理部6における距離方向のデシメーション処理及びRAWデータ間引き部8におけるROI以外の領域に対する時間方向の間引き処理の少なくとも一方によってデータサイズが低減された超音波画像データがCINEメモリ10の保存対象となる。よって、CINEメモリ10に少なくとも要求される容量は、従来と同等な容量に抑えることができる。

30

【0090】

装置パラメータ制御部13は、入力装置12からの指示情報に従って、超音波診断装置1の各構成要素における動作条件を定めるための各種パラメータを設定する機能を有する。すなわち、装置パラメータ制御部13によるパラメータ調整によって超音波診断装置1の各構成要素における動作が制御される。

【0091】

尚、上述した超音波診断装置1の各構成要素は回路を用いて構成することができる。但し、超音波診断装置1のスキャン制御処理を行う構成要素及びA/D変換後のデータ処理を行う構成要素は、コンピュータに超音波診断装置1の制御プログラムを読み込ませて構築することができる。

40

【0092】

そして、超音波探触子2、送信回路3、スキャン制御回路4、受信回路5及びエコー・フロー・ドップラ信号処理部7は、互いに協働することにより、被検体に超音波を送受信することによって走査領域から収集した受信信号に基づいて走査領域における超音波画像データを生成する超音波診断装置1のスキャン手段として機能する。

【0093】

また、デシメーション処理部6及びRAWデータ間引き部8は、ROI以外の走査領域内の領域における受信信号及び超音波画像データの少なくとも一方を、ROI内よりも多く間引く間引き処理を行う間引き処理手段として機能する。具体的には、デシメーション処理部6が受信信号を距離方向に間引く間引き処理手段或いは走査領域内における受信信号からRO

50

I内の受信信号のみを抽出する間引き処理を行う間引き処理手段として機能する。一方、RAWデータ間引き部8が超音波画像データを時間方向に間引く間引き処理手段として機能する。

【0094】

更に、CINEメモリ10は、間引き処理後における走査領域の超音波画像データを記憶する記憶手段或いは間引き処理後におけるROI内の超音波画像データを記憶する記憶手段として機能する。

【0095】

また、スキャン変換器9は、間引き処理後における走査領域内に設定された表示領域の超音波画像データに基づいて表示用の超音波画像データを生成する表示画像生成手段として機能する。尚、表示領域は、ROIを含む領域或いはROIと同じ領域に設定することができる。

10

【0096】

そして、この表示画像生成手段は、間引き処理後における走査領域の超音波シネ画像データに基づいて、ROIにおける表示用の超音波シネ画像データ及び走査領域内に設定された表示領域における表示用の超音波シネ画像データの少なくとも一方を生成する機能、間引き処理後における複数の走査領域に対応する複数の超音波画像データに基づいて、複数の走査領域の少なくとも各一部を含む領域として設定された表示領域における表示用の超音波パノラマ画像データを生成する機能及び受信信号が距離方向に間引かれた割合に応じて表示用の超音波画像データの生成のための表示処理のパラメータを自動設定する機能を有している。また、表示用の超音波シネ画像データは動画又は静止画としてリアルタイム表示又は事後的に表示させることができる。

20

【0097】

但し、同様な機能が超音波診断装置1に備えられれば、図1に示す構成例に限らず、他の構成要素によって超音波診断装置1を構成することができる。すなわち、所望の構成によって上述した機能を超音波診断装置1に設けることができる。

【0098】

次に超音波診断装置1の動作および作用について説明する。

【0099】

図11は、図1に示す超音波診断装置1により超音波画像データを収集してLIVE表示、CINE表示又はパノラマ表示を行う場合の流れを示すフローチャートである。

30

【0100】

まずステップS1において、入力装置12の操作によって指示情報が装置パラメータ制御部13に入力され、走査領域、LIVE表示の対象となるROI、DecimationRate及びRAWデータ間引き処理条件を含むスキャン条件が設定される。

【0101】

より具体的には、CINE表示又はパノラマ表示を行う場合には、DecimationRateを図3(A)又は(C)に示すように固定値又は可変値として走査領域全体について設定することができる。すなわち、必要に応じて図3(C)に示すようにROI内におけるDecimationRateがROI外におけるDecimationRateと比較して相対的に小さい値に設定される。但し、図3(A)に示すようにDecimationRateをROI内外を問わず一定にしてもよい。

40

【0102】

一方、RAWデータ間引き処理を行う場合には、図4に示すようなRAWデータの間引き処理の対象となる領域及び間引き処理後のフレームレートが設定される。尚、DecimationRateが固定値とされる場合には、RAWデータ間引き処理が行われるようにスキャン条件が設定される。

【0103】

すなわち、ROI以外におけるDecimationRateを相対的に大きくする設定及びRAWデータ間引き処理条件を行う設定の少なくとも一方が実施される。これにより、データ処理対象及びデータ保存対象となるデータ量の削減を図ることができる。

50

【0104】

次に、ステップS2において、設定されたスキャン条件に従って、スキャンが実行される。すなわち、超音波信号の送受信及び信号処理によるRF受信IQ信号の収集が行われる。

【0105】

具体的には、装置パラメータ制御部13からスキャン条件がスキャン制御回路4に出力される。そうすると、スキャン制御回路4は、スキャン条件に従って送信回路3及び受信回路5を制御する。

【0106】

このため、送信回路3は、スキャン制御回路4による制御下において超音波探触子2に備えられる各超音波振動子に送信信号として電気信号を印加する。これにより、超音波探触子2の各超音波振動子から被検体の内部に超音波送信信号が送信される。

【0107】

そして、被検体内における超音波信号の反射によって生じた超音波反射エコー信号が各超音波振動子により受信され、受信信号として受信回路5に出力される。受信回路5は、受信信号に対して増幅処理、A/D変換処理及び整相加算処理を含む信号処理を実行する。この結果、走査位置毎のRF受信IQ信号が生成される。

【0108】

次に、ステップS3において、デシメーション処理部6は、受信回路5からRF受信IQ信号を取得して、距離方向のデシメーション処理を実行する。このとき、装置パラメータ制御部13において設定された条件に従って、LIVE表示の対象となるROI内のDecimationRateを十分に小さく設定してデシメーション処理が実行される。尚、デシメーション処理は、図2に示すようにDecimationRateに対応する特性を有するLPFによって行うことができる。

【0109】

次に、ステップS4において、エコー・フロー・ドップラ信号処理部7は、デシメーション処理後のRF受信IQ信号に対して信号処理を施すことによって超音波画像データを生成する。

【0110】

次に、ステップS5において、RAWデータ間引き部8は、必要に応じてエコー・フロー・ドップラ信号処理部7において生成されたフレーム毎の超音波画像データの一部を間引く処理を行う。すなわち、ROI外等のRawデータの一部に対する時間方向における間引き処理が必要に応じて実行される。例えば、図4に示すようにROI内外を問わずDecimationRateが一定の値DRに設定された場合には、データ量削減のために時間方向における間引き処理が実行される。

【0111】

また、ROI内外においてDecimationRateが異なる値に設定された場合においても時間方向における間引き処理を実行することができる。但し、図5に示すように、ROI内においてDecimationRateが十分に小さい値 DR_1 に設定される一方、ROI外においてDecimationRateが十分に大きい値 DR_n に設定された場合には、時間方向における間引き処理を省略してもよい。

【0112】

時間方向における間引き処理の条件は、上述したように装置パラメータ制御部13においてスキャン条件の一部として事前に任意に設定することができる。そして、RAWデータ間引き部8は、装置パラメータ制御部13から与えられる条件に従って、Rawデータの一部に対する時間方向における間引き処理を実行する。そして、間引き処理後における時系列の超音波画像データはCINE画像データとしてスキャン変換器9に出力される。

【0113】

次に、ステップS6において、スキャン変換器9は、RAWデータ間引き部8における間引き処理後の走査領域におけるCINE画像データをCINEメモリ10に保存する。尚、保存対象となるCINE画像データのデータサイズは、デシメーション処理部6における距離方向の

10

20

30

40

50

デシメーション処理及びRAWデータ間引き部 8 における時間方向の間引き処理の少なくとも一方によって低減されている。このため実用的な記憶装置で構成されるCINEメモリ 10 にCINE画像データを保存することができる。

【0114】

一方、ステップ S 7 において、スキャン変換器 9 は、図 6 に示すようにCINE画像データの各フレームを構成する走査領域における超音波画像データからLIVE表示用のROIにおける超音波画像データを抽出する。そして、スキャン変換器 9 は、抽出した時系列の超音波画像データに対して走査方式のデータからテレビ方式のデータに変換するための座標変換処理を順次施す。

【0115】

より具体的には、図 6 に示すように座標変換処理のパラメータである走査領域に対する座標変換領域のオフセット量がROIに合わせて設定される。すなわち、座標変換領域がROIと一致するようにスキャン変換器 9 がオフセット量を自動設定する。この結果、座標変換処理によってROI内のCINE画像データがLIVE表示用に生成される。

【0116】

そして、スキャン変換器 9 は、LIVE表示用のCINE画像データを表示装置 11 に出力する。これにより、ROIのLIVE表示が行われる。尚、ROI内のDecimationRateは小さい値に設定されるため、ROI内の距離分解能は良好となる。加えて、ROI内は、時間方向における間引き処理の対象外とされる。従って、良好な画質及びフレームレートでLIVE表示を行うことができる。

【0117】

更に、LIVE表示後においてCINE画像の再生やCINE画像のパノラマ表示を行うことができる。

【0118】

その場合には、ステップ S 8 において、CINE画像の再生領域やパノラマ表示領域等の表示領域が設定される。すなわち、ユーザは、入力装置 12 を操作し、所望の表示領域の設定情報を装置パラメータ制御部 13 に入力することができる。

【0119】

例えばCINE画像の再生領域として図 7 (A) 又は図 8 (A) の二点鎖線で示す矩形枠で示すような表示領域を設定することができる。また、パノラマ画像の表示領域として図 10 の左側に示すようなAxial方向における表示領域を設定することができる。

【0120】

そうすると、装置パラメータ制御部 13 は、スキャン変換器 9 に表示領域の設定情報を出力する。これにより、CINE画像又はパノラマ画像の表示領域が設定される。

【0121】

次に、ステップ S 9 において、スキャン変換器 9 はCINE画像データの各フレームを構成する走査領域における超音波画像データから表示領域における超音波画像データを抽出する。そして、スキャン変換器 9 は、抽出した時系列の超音波画像データに対して走査方式のデータからテレビ方式のデータに変換するための座標変換処理を順次施す。

【0122】

この際、DecimationRateが部分的に異なる場合には、図 9 (B) に示すように座標変換及び表示処理のための各種パラメータがDecimationRateの値に応じてスキャン変換器 9 により自動調整される。一方、DecimationRateが一定である場合には、図 9 (A) に示すように、所定のパラメータを用いて座標変換及び表示処理が実行される。この結果、表示領域内のCINE画像データが再生表示用に生成される。

【0123】

そして、スキャン変換器 9 が表示領域におけるテレビ方式のCINE画像データを表示装置 11 に順次出力することによって、図 7 (B) 又は図 8 (B) に示すようなCINE画像を表示装置 11 に再生表示させることができる。

【0124】

10

20

30

40

50

また、CINE画像データのパンorama表示を行う場合には、スキャン変換器9が表示領域に含まれる時系列のCINE画像データを合成する。この際、図10に示すように、表示領域内において不足する画像データを、時間的又は距離的に近い画像データで代用することができる。これにより、より少ないデータ量でパンorama表示に必要な画像データを作成することができる。

【0125】

そして、スキャン変換器9が表示領域におけるテレビ方式のCINE画像データの合成画像データを表示装置11に出力することによって、図10に示すようなパンorama画像を表示装置11に表示させることができる。

【0126】

尚、上述の例では、CINE画像の再生及びパンorama画像の表示の一方又は双方を行う場合について説明したが、LIVE表示のみを行うようにしてもよい。その場合には、図3(B)に示すようにLIVE表示用のROIについてのみDecimationRateを設定し、ROI内におけるCINE画像データのみをスキャン変換器9における表示処理の対象とすることができる。但し、ROI内におけるCINE画像データをCINEメモリ10に保存すれば、ROIの範囲内において表示領域を設定してCINE画像を再生することができる。

【0127】

つまり以上のような超音波診断装置1は、走査領域内の範囲毎に距離方向及び時間方向におけるデータの間引き量を設定できるようにする一方、走査領域における間引き処理後の超音波画像データを保存できるようにしたものである。すなわち、超音波診断装置1では、LIVE表示の対象となるROIを含む走査領域全体におけるCINE画像データを保存することができる。

【0128】

このため、超音波診断装置1によれば、必要な記憶容量の増加を抑制しつつLIVE表示におけるフレームレート及び距離分解能の少なくとも一方を向上させることができる。つまり、表示対象となる超音波画像データのサンプリングレートを向上させることができる。特に、距離分解能の向上によって、距離方向におけるボケを低減させることができる。逆に、記憶容量を増加させることによって超音波画像の画質を向上させることができる。従って、記憶容量と画質とをトレードオフの関係とし、診断目的に応じて適切に決定することができる。

【0129】

また、従来は、LIVE表示を行うと、スキャン後において表示させたCINE画像以外の画像を再生することができなかった。これは、従来、超音波画像データの生成のためにLIVE表示用のROI内におけるデータのみを抽出して用いていたためである。

【0130】

これに対して、超音波診断装置1によれば、スキャン変換器9における座標変換のパラメータとして表示領域が特定される。このため、スキャン変換器9における簡易なパラメータ設定処理によって、LIVE表示後において、LIVE表示させたROI以外の領域を表示領域としてCINE再生又はパンorama表示させることができる。特に、従来提案されているようなRF信号を保存する方法に比べて圧倒的に少ない容量で、所望の領域におけるCINE再生及びパンorama表示を行うことが可能である。

【0131】

そして、このような種々の特徴を有する超音波診断装置1の運用によって診断のスループットを向上させることができる。

【0132】

以上、特定の実施形態について記載したが、記載された実施形態は一例に過ぎず、発明の範囲を限定するものではない。ここに記載された新規な方法及び装置は、様々な他の様式で具現化することができる。また、ここに記載された方法及び装置の様式において、発明の要旨から逸脱しない範囲で、種々の省略、置換及び変更を行うことができる。添付された請求の範囲及びその均等物は、発明の範囲及び要旨に包含されているものとして、そ

10

20

30

40

50

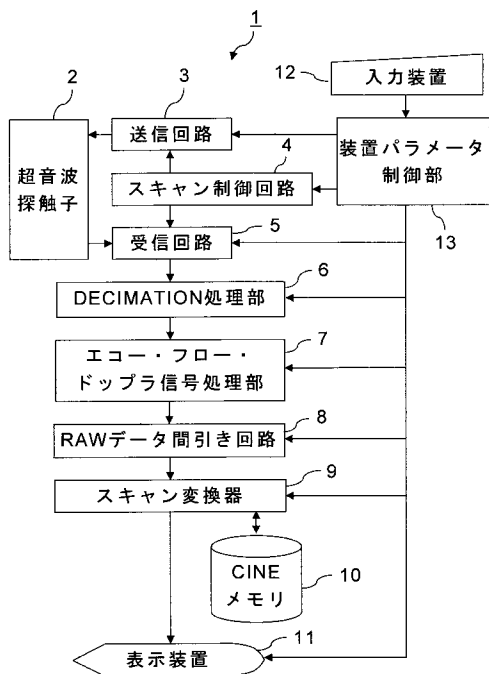
のような種々の様式及び変形例を含んでいる。

【符号の説明】

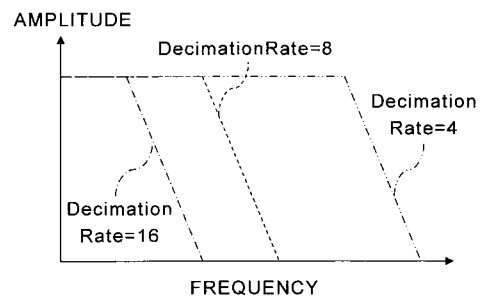
【0133】

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波探触子
- 3 送信回路
- 4 スキャン制御回路
- 5 受信回路
- 6 デシメーション(Decimation)処理部
- 7 エコー・フロー・ドップラ信号処理部
- 8 RAWデータ間引き部
- 9 スキャン変換器
- 10 CINEメモリ
- 11 表示装置
- 12 入力装置
- 13 装置パラメータ制御部

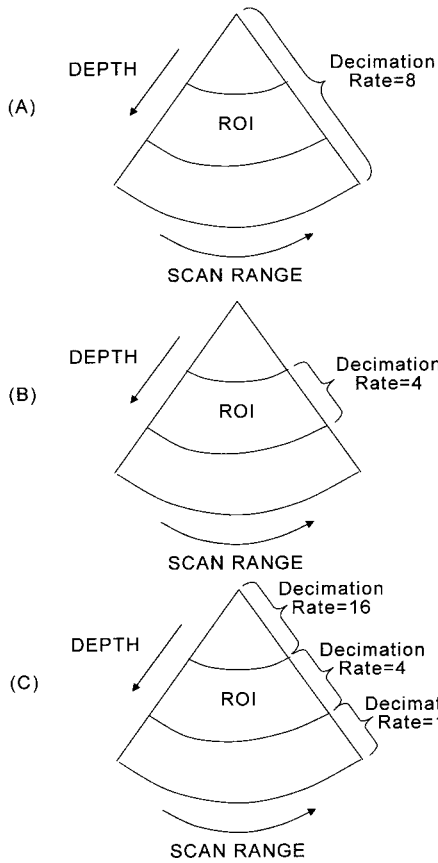
【図1】



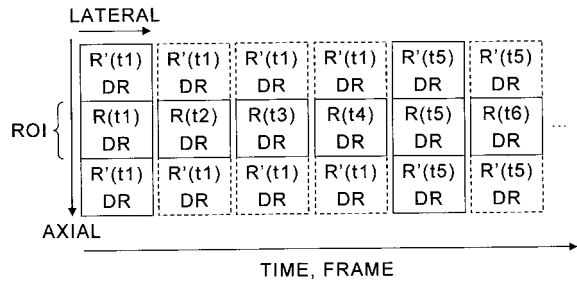
【図2】



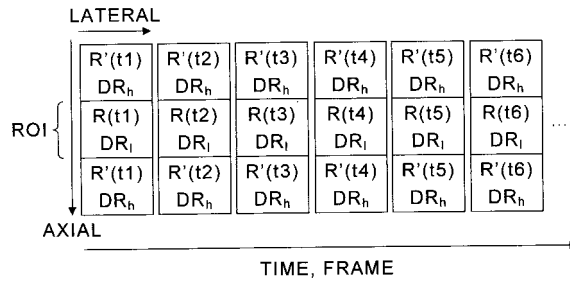
【 図 3 】



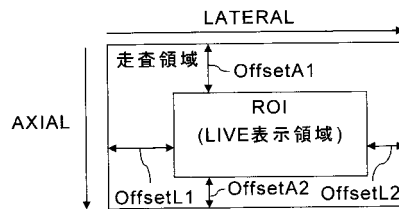
【 図 4 】



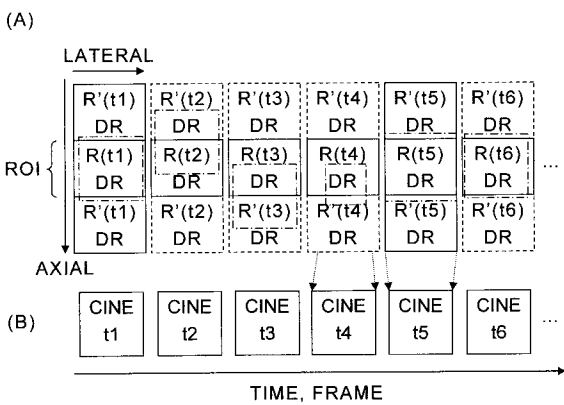
【 図 5 】



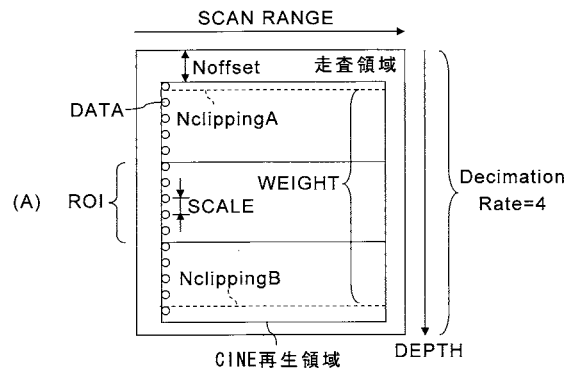
【 図 6 】



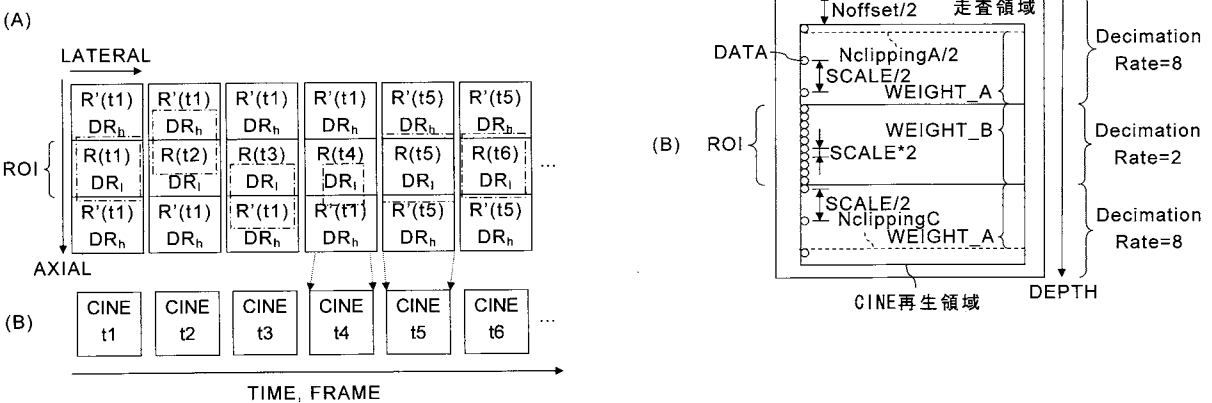
【 図 7 】



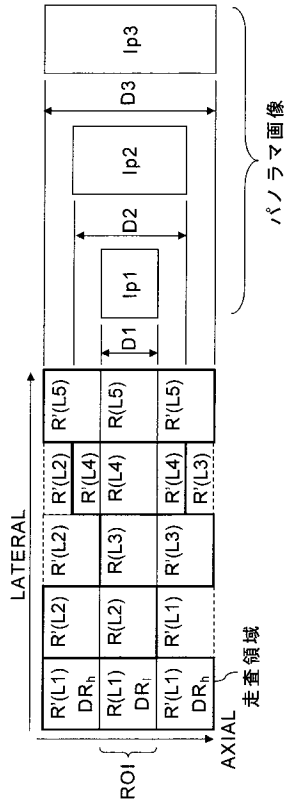
【 図 9 】



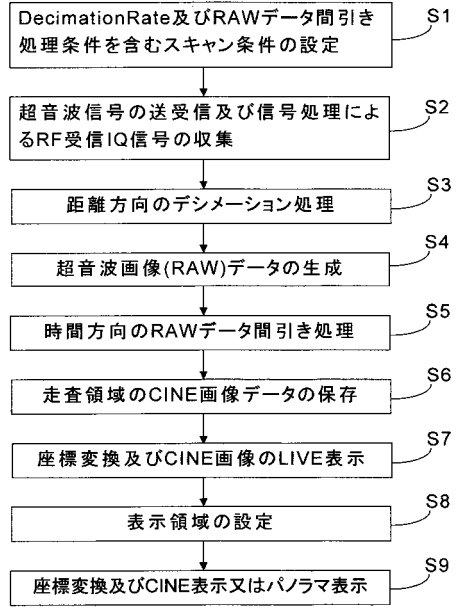
【 図 8 】



【図 1 0】



【図 1 1】



フロントページの続き

(72)発明者 永井 岳年

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

Fターム(参考) 4C601 JB24 JC16 JC22 JC37 KK10 LL03 LL38

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 用于超声诊断设备的超声诊断设备和控制程序 | | |
| 公开(公告)号 | JP2013141545A | 公开(公告)日 | 2013-07-22 |
| 申请号 | JP2012003597 | 申请日 | 2012-01-11 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司 | | |
| [标]发明人 | 永井岳年 | | |
| 发明人 | 永井 岳年 | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 | | |
| FI分类号 | A61B8/00 | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/JB24 4C601/JC16 4C601/JC22 4C601/JC37 4C601/KK10 4C601/LL03 4C601/LL38 | | |
| 代理人(译) | 田中正平 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供能够生成和显示有助于诊断的CINE图像数据的超声诊断设备，数据尺寸较小的原始数据。解决方案：实施例的超声波诊断设备包括扫描装置，抽取处理装置，存储装置和显示图像生成装置。扫描装置通过将超声波发送到对象并从对象接收，基于从扫描范围收集的接收信号，在扫描范围内生成超声图像数据。抽取处理装置执行抽取处理，用于抽取扫描范围内的接收信号或感兴趣区域外的超声图像数据中的至少一个与感兴趣区域内的接收信号。存储装置在抽取处理之后将超声图像数据存储于扫描范围内。显示图像生成装置基于在抽取处理之后的扫描范围内设置的显示区域中的超声图像数据，生成用于显示的超声图像数据。

