

(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2011-24758

(P2011-24758A)

(43) 公開日 平成23年2月10日(2011.2.10)

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

F1
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2009-173010(P2009-173010)
(22) 出願日 平成21年7月24日(2009.7.24)

(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 110000866
特許業務法人三澤特許事務所
(72) 発明者 大島 文雄
栃木県大田原市下石上1385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 BB03 EE09 JC03 JC17

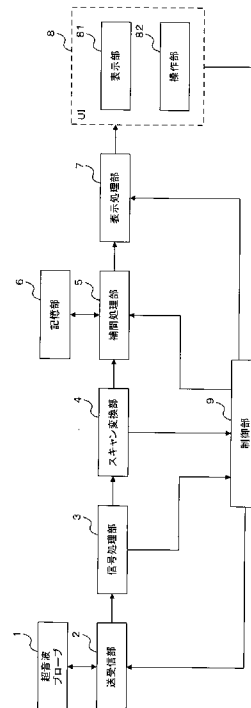
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、医用画像処理装置、及び医用画像処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】超音波画像の各位置における画像の取得時間がほぼ一致する超音波画像データを生成することが可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】送受信部2は、被検体に超音波を送受信して被検体を超音波で走査することで、時系列に沿った複数のボリュームデータを取得する。補間処理部5は、複数のボリュームデータにおいて、それぞれ対応する位置のデータに対して位置に応じた重み付けを行い、重み付けがされた複数のボリュームデータのそれぞれ対応する位置のデータを加算することで新たなボリュームデータを生成する。表示処理部7は、補間処理部5によって生成された新たなボリュームデータに基づく画像を表示部81に表示させる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に超音波を送受信して前記被検体を超音波で走査することで、時系列に沿った複数の超音波画像データを取得する画像取得手段と、

前記複数の超音波画像データにおいて、それぞれ対応する画素位置のデータに対して画素位置に応じた重み付けを行い、前記重み付けがされた前記複数の超音波画像データのそれぞれ対応する画素位置のデータを加算することで新たな超音波画像データを生成する補間処理手段と、

前記補間処理手段によって生成された前記新たな超音波画像データに基づく超音波画像を表示手段に表示させる表示処理手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記補間処理手段は、操作者によって指定された所望の時間を受けて、前記複数の超音波画像データのそれぞれにおいて、前記所望の時間に近い時間に前記画像取得手段によって取得された画素位置のデータほど重い重み付けを行い、前記所望の時間から遠い時間に前記画像取得手段によって取得された画素位置のデータほど軽い重み付けを行い、前記重み付けがされた前記複数の超音波画像データのそれぞれ対応する画素位置のデータを加算することで前記新たな超音波画像データを生成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記補間処理手段は、操作者によって指定された所望の時間を受けて、前記複数の超音波画像データのそれぞれにおいて、前記所望の時間に近い時間に前記画像取得手段によって超音波が送受信された走査線に含まれる画素位置のデータほど重い重み付けを行い、前記所望の時間から遠い時間に前記画像取得手段によって超音波が送受信された走査線に含まれる画素位置のデータほど軽い重み付けを行い、前記重み付けがされた前記複数の超音波画像データのそれぞれ対応する画素位置のデータを加算することで前記新たな超音波画像データを生成す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 4】

前記画像取得手段は 3 次元の撮影領域を超音波で走査することで、前記時系列に沿った複数の超音波画像データとして時系列に沿った複数のボリュームデータを取得し、

30

前記補間処理手段は、前記複数のボリュームデータを対象にして前記重み付けと前記加算とを行うことで、前記新たな超音波画像データとして新たなボリュームデータを生成し、

前記表示処理手段は、前記補間処理手段によって生成された前記新たなボリュームデータに基づく画像を前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

被検体に超音波を送受信して前記被検体を超音波で走査することで取得された時系列に沿った複数の超音波画像データを受けて、前記複数の超音波画像データにおいて、それぞれ対応する画素位置のデータに対して画素位置に応じた重み付けを行い、前記重み付けがされた前記複数の超音波画像データのそれぞれ対応する画素位置のデータを加算することで新たな超音波画像データを生成する補間処理手段と、

40

前記補間処理手段によって生成された前記新たな超音波画像データに基づく超音波画像を表示手段に表示させる表示処理手段と、

を有することを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項 6】

コンピュータに、

被検体に超音波を送受信して前記被検体を超音波で走査することで取得された時系列に沿った複数の超音波画像データを受けて、前記複数の超音波画像データにおいて、それぞれ対応する画素位置のデータに対して画素位置に応じた重み付けを行い、前記重み付けが

50

された前記複数の超音波画像データのそれぞれ対応する画素位置のデータを加算することで新たな超音波画像データを生成する補間処理機能と、

前記補間処理機能によって生成された前記新たな超音波画像データに基づく超音波画像を表示装置に表示させる表示処理機能と、

を実行させることを特徴とする医用画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、被検体に超音波を送信し、被検体からの反射波に基づいて被検体内を表す超音波画像を生成する超音波診断装置、医用画像処理装置、及び医用画像処理プログラムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、2次元のスキャン断面を超音波で走査することで、そのスキャン断面における組織を表す超音波画像データを生成する。また、超音波診断装置は、被検体内の3次元の撮影領域を超音波で走査することで、その3次元の撮影領域における組織を表すボリュームデータを取得することが可能である（例えば特許文献1）。例えば、複数の超音波振動子が2次元的に配置された2次元アレイプローブを用いることで、3次元の撮影領域を超音波で電子的に走査（電子スキャン）してボリュームデータを取得することが可能である。また、所定方向（走査方向）に1列に配置された複数の超音波振動子を、走査方向に直交する方向（揺動方向）に機械的に揺動させることが可能な1次元アレイプローブを用いることで、3次元の撮影領域を超音波で走査してボリュームデータを取得することが可能である。

20

【0003】

3次元の撮影領域を超音波で走査してボリュームデータを取得するためには、その走査に数十～数百（msec）の時間を要するのが一般的である。2次元アレイプローブを用いた電子スキャン、及び1次元アレイプローブを用いた機械的なスキャンのいずれの方式によっても、3次元の撮影領域を超音波で走査するためには数十～数百（msec）の時間を要する。

【先行技術文献】

30

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2009-89736号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

以上のように、3次元の撮影領域を超音波で走査して1つのボリュームデータを取得するためには数十～数百（msec）の時間を要する。そのため、1つのボリュームデータにおいてスキャンの開始位置とスキャンの終了位置との間で、超音波が送受信された時間の差が生じてしまう。すなわち、3次元の撮影領域において、スキャンの開始位置に超音波を送受信した時点と、スキャンの終了位置に超音波を送受信した時点との間で、数十～数百（msec）の時間差が生じてしまう。このように、1ボリュームデータには、取得された時間が異なるデータが含まれることになる。

40

【0006】

従来においては、取得された時間が異なるデータを含むボリュームデータに基づいて、被検体内の組織を立体的に表す3次元画像データなどの超音波画像データを生成して表示していた。そのため、1つの超音波画像には、取得された時間が異なる画像が混在していることになる。従って、表示された超音波画像は、時間が揃った画像を表していないことになる。以上のように超音波診断装置においては、位置によって超音波が送受信される時間が異なるため、1つの超音波画像データであっても、位置によって超音波が送受信され

50

た時間の差が原理的に生じてしまう。

【 0 0 0 7 】

この発明は上記の問題を解決するものであり、超音波画像の各位置における画像の取得時間がほぼ一致する超音波画像データを生成することが可能な超音波診断装置、医用画像処理装置、及び医用画像処理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】

【 0 0 0 8 】

請求項 1 に記載の発明は、被検体に超音波を送受信して前記被検体を超音波で走査することで、時系列に沿った複数の超音波画像データを取得する画像取得手段と、前記複数の超音波画像データにおいて、それぞれ対応する画素位置のデータに対して画素位置に応じた重み付けを行い、前記重み付けがされた前記複数の超音波画像データのそれぞれ対応する画素位置のデータを加算することで新たな超音波画像データを生成する補間処理手段と、前記補間処理手段によって生成された前記新たな超音波画像データに基づく超音波画像を表示手段に表示させる表示処理手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

10

また、請求項 5 に記載の発明は、被検体に超音波を送受信して前記被検体を超音波で走査することで取得された時系列に沿った複数の超音波画像データを受けて、前記複数の超音波画像データにおいて、それぞれ対応する画素位置のデータに対して画素位置に応じた重み付けを行い、前記重み付けがされた前記複数の超音波画像データのそれぞれ対応する画素位置のデータを加算することで新たな超音波画像データを生成する補間処理手段と、前記補間処理手段によって生成された前記新たな超音波画像データに基づく超音波画像を表示手段に表示させる表示処理手段と、を有することを特徴とする医用画像処理装置である。

20

また、請求項 6 に記載の発明は、コンピュータに、被検体に超音波を送受信して前記被検体を超音波で走査することで取得された時系列に沿った複数の超音波画像データを受けて、前記複数の超音波画像データにおいて、それぞれ対応する画素位置のデータに対して画素位置に応じた重み付けを行い、前記重み付けがされた前記複数の超音波画像データのそれぞれ対応する画素位置のデータを加算することで新たな超音波画像データを生成する補間処理機能と、前記補間処理機能によって生成された前記新たな超音波画像データに基づく超音波画像を表示装置に表示させる表示処理機能と、を実行させることを特徴とする医用画像処理プログラムである。

30

【発明の効果】

【 0 0 0 9 】

この発明によると、時系列に沿った複数の超音波画像データ（取得された時間が異なる複数の超音波画像データ）において、それぞれ対応する位置のデータに対して位置に応じた重み付けを行い、重み付けがされた複数の超音波画像データのそれぞれ対応する位置のデータを加算することで、各位置のデータの取得時間がほぼ一致する超音波画像データを生成することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 0 】

40

【図 1】この発明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 2】この発明の実施形態に係る補間処理部を示すブロック図である。

【図 3】この発明の実施形態に係る補間処理部を示すブロック図である。

【図 4】ボリュームデータを模式的に示す図である。

【図 5】ボリュームデータを模式的に示す図である。

【図 6】補間処理を説明するための模式図である。

【図 7】変形例 1 に係る補間処理を説明するための模式図である。

【図 8】変形例 2 に係る補間処理を説明するための模式図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 1 】

50

この発明の実施形態に係る超音波診断装置について図1から図4を参照して説明する。図1は、この発明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2及び図3は、この発明の実施形態に係る補間処理部を示すブロック図である。図4は、ボリュームデータを模式的に示す図である。

【0012】

この発明の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ1、送受信部2、信号処理部3、スキャン変換部4、補間処理部5、記憶部6、表示処理部7、ユーザインターフェース(UI)8、及び制御部9を備えている。

【0013】

(超音波プローブ1)

超音波プローブ1には、複数の超音波振動子が2次元的に配置された2次元アレイプローブが用いられる。超音波プローブ1は被検体に対して超音波を送信し、被検体からの反射波をエコー信号として受信する。また、所定方向(走査方向)に1列に配置された複数の超音波振動子を、走査方向に直交する方向(揺動方向)に揺動させる1次元アレイプローブを用いても良い。

【0014】

(送受信部2)

送受信部2は送信部と受信部とを備えている。送受信部2は超音波プローブ1に電気信号を供給して超音波を発生させ、超音波プローブ1が受信したエコー信号を受信する。

【0015】

送信部は制御部9の制御の下、超音波プローブ1に電気信号を供給して所定の焦点にビームフォーム(送信ビームフォーム)した超音波を送信させる。送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路を備えている。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を定めるクロック信号を発生する。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する。パルサ回路は各超音波振動子に対応した個別チャンネルの数分のパルサを備え、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスを発生し、超音波プローブ1の各超音波振動子に供給する。

【0016】

受信部は超音波プローブ1が受信したエコー信号を受信し、そのエコー信号に対して遅延処理を行うことでアナログの受信信号を整相された(受信ビームフォームされた)デジタルの受信データに変換する。つまり、受信部は、対象とする反射体から各超音波振動子までの距離に応じてそれぞれ時間的に異なって受信されたエコー信号を、その位相(時間)を揃えて加算し、焦点の合った1本の受信データ(1走査線上の画像用信号)を生成する。

【0017】

受信部は、図示しないプリアンプ回路、A/D変換回路、受信遅延回路、及び加算回路を備えている。プリアンプ回路は、超音波プローブ1の各超音波振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A/D変換回路は、増幅されたエコー信号をA/D変換する。受信遅延回路は、A/D変換後のエコー信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算回路は、遅延時間が与えられたエコー信号を加算する。その加算により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。なお、この送受信部2によって加算処理された信号を「RFデータ」と称する場合がある。

【0018】

(3次元の撮影領域、ボリュームデータ)

制御部9は送受信部2による超音波の送受信を制御することで、3次元の撮影領域を送受信部2に走査させる。この実施形態では、送受信部2は被検体内の3次元の撮影領域を超音波で走査することで、取得された時間が異なる複数のボリュームデータ(時系列に沿った複数のボリュームデータ)を取得する。例えば図4に示すように、送受信部2は制御部9の制御の下、Z方向(深さ方向)に超音波を送受信しつつ、X方向(主走査方向)に沿って超音波を走査し、更に、X方向(主走査方向)に直交するY方向(副走査方向)に

10

20

30

40

50

沿って超音波を走査することで3次元の撮影領域を走査する。送受信部2は、この走査によって3次元の撮影領域におけるボリュームデータ V_p を取得する。そして、送受信部2は同じ3次元の撮影領域を超音波で繰り返して走査することで、時系列に沿った複数のボリュームデータを取得する。具体的には、送受信部2は3次元の撮影領域を超音波で繰り返して走査することで、ボリュームデータ V_p 、ボリュームデータ V_{p+1} 、ボリュームデータ V_{p+2} 、・・・を次々と取得する。ボリュームデータ V_{p+1} は、時系列に沿ってボリュームデータ V_p の次に取得されたボリュームデータである。ボリュームデータ V_{p+2} は、時系列に沿ってボリュームデータ V_{p+1} の次に取得されたボリュームデータである。このように、送受信部2は同じ3次元の撮影領域を超音波で繰り返して走査することで、ボリュームデータを次々と取得する。

10

【0019】

例えば送受信部2は制御部9の制御の下、主走査方向(X方向)に沿って、走査線A、走査線B、走査線C、・・・、走査線G、走査線Hの順番で各走査線に対して超音波を送受信する。さらに、送受信部2は制御部9の制御の下、副走査方向(Y方向)に移って、主走査方向(X方向)に沿って、走査線I、走査線J、走査線K、・・・、走査線O、走査線Pの順番で各走査線に対して超音波を送受信する。このように、送受信部2は制御部9の制御の下、深さ方向(Z方向)に超音波を送受信しつつ、主走査方向(X方向)に沿って超音波を走査し、更に、副走査方向(Y方向)に沿って超音波を走査することで、3次元の撮影領域におけるボリュームデータ V_p を取得する。そして、送受信部2は制御部9の制御の下、3次元の撮影領域を超音波で繰り返して走査することで、時系列に沿った複数のボリュームデータを取得する。すなわち、送受信部2は、走査線A、走査線B、走査線C、・・・の順番で繰り返して各走査線に対して超音波を送受信することで、3次元の撮影領域を超音波で繰り返して走査する。

20

【0020】

図示しない記憶部には、3次元の撮影領域を示す情報、その撮影領域に含まれる走査線の数、走査線密度、及び、各走査線に対する超音波の送受信の順番(送受信シーケンス)などのスキャン条件が予め記憶されている。例えば操作者が操作部82を用いてスキャン条件を入力すると、そのスキャン条件を示す情報はユーザインターフェース(UI)8から制御部9に出力されて、図示しない記憶部に記憶される。制御部9は、図示しない記憶部に記憶されているスキャン条件に従って送受信部2による超音波の送受信を制御する。これにより、送受信部2は送受信シーケンスに従った順番で各走査線に超音波を送受信する。上述したように、送受信部2は送受信シーケンスに従って、走査線A、走査線B、走査線C、・・・の順番で繰り返して各走査線に対して超音波を送受信することで、時系列に沿った複数のボリュームデータを取得する。なお、超音波プローブ1と送受信部2とによって、この発明の「画像取得手段」の1例を構成する。

30

【0021】

(信号処理部3)

信号処理部3はBモード処理部を備えている。Bモード処理部はエコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号からBモード超音波ラスタデータを生成する。具体的には、Bモード処理部は、送受信部2から送られる受信信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。また、信号処理部3はCFM処理部を備えていても良い。CFM処理部は血流情報の映像化を行い、カラー超音波ラスタデータを生成する。血流情報には、速度、分布、パワーなどの情報があり、血流情報は2値化情報として得られる。また、信号処理部3はドブラ処理部を備えていても良い。ドブラ処理部は送受信部2から送られる受信信号を位相検波することによりドブラ偏移周波数成分を取り出し、FFT処理を施すことで血流速度を表すドブラ周波数分布を生成する。送受信部2から出力された受信信号は、いずれかの処理部にて処理が施される。

40

【0022】

(スキャン変換部4)

50

スキャン変換部4はDSC(Digital Scan Converter:デジタルスキャンコンバータ)を備え、走査線の信号列で表される信号処理後の超音波ラスタデータを、直交座標系で表される画像データに変換する(スキャンコンバージョン処理)。例えばスキャン変換部4は、Bモード処理部によって信号処理が施されたBモード超音波ラスタデータにスキャンコンバージョン処理を施すことで、直交座標系で表されるボリュームデータを生成する。

【0023】

(補間処理部5)

補間処理部5は、取得された時間が異なる複数のボリュームデータ(時系列に沿った複数のボリュームデータ)をスキャン変換部4から受けて、取得された時間が異なる各ボリュームデータの各ボクセルのデータに補間処理を施すことで、各ボクセルのデータの取得時間がほぼ一致するボリュームデータを再構成する。具体的には、補間処理部5は、各ボリュームデータの各ボクセルのデータごとに、データの取得時間に応じて重み付け係数を変えて、その重み付け係数を用いて各ボクセルのデータに重み付けを行うことで、各ボクセルのデータの取得時間がほぼ一致するボリュームデータを再構成する。換言すると、補間処理部5は、各ボリュームデータにおいて、それぞれ対応する位置(本発明の「画素位置」に相当する)のボクセルのデータに対して位置(ボクセル)に応じた重み付けを行い、その重み付けがされた各ボリュームデータのそれぞれ対応する位置のボクセルのデータを加算することで、各ボクセルのデータの取得時間がほぼ一致するボリュームデータを生成する。なお、補間処理部5が、この発明の「補間処理手段」の1例に相当する。

10

20

【0024】

補間処理部5及び記憶部6の1例を図2に示す。補間処理部5は、ライト制御部51、リード制御部52、係数テーブル53、及び演算部54を備えている。また、記憶部6は、第1デュアルポートメモリ61と第2デュアルポートメモリ62とを備えている。

【0025】

ライト制御部51は時系列に沿った複数のボリュームデータをスキャン変換部4から受けて、制御部9の制御の下、第1デュアルポートメモリ61と第2デュアルポートメモリ62とにボリュームデータを交互に書き込む。リード制御部52は制御部9の制御の下、一方のデュアルポートメモリにボリュームデータが書き込まれると同時に、他方のデュアルポートメモリにおいて、一方のデュアルポートメモリの書き込み位置に対応する位置に記憶されているデータを読み出して演算部54に出力する。具体的には、リード制御部52は、第2デュアルポートメモリ62にボリュームデータが書き込まれると同時に、第1デュアルポートメモリ61において、第2デュアルポートメモリ62の書き込み位置に対応する位置に記憶されているデータを読み出して演算部54に出力する。このように、ライト制御部51による書き込み処理とリード制御部52による読み出し処理とによって、第1デュアルポートメモリ61と第2デュアルポートメモリ62とに、ボリュームデータを交互に書き込み、その書き込み開始と同時にボリュームデータの読み出しを実行する。

30

【0026】

なお、記憶部6はデュアルポートメモリ以外のSRAMやSDRAMによって構成しても良い。また、ボリュームデータの書き込み処理と読み込み処理とが間に合わない場合には、バッファ用に3つ目のメモリを設けても良い。補間処理部5及び記憶部6の別の例を図3に示す。補間処理部5Aは、ライト制御部51A、リード制御部52A、係数テーブル53、及び演算部54を備えている。また、記憶部6Aは、第1メモリ63と、第2メモリ64と、第3メモリ65とを備えている。第1メモリ63、第2メモリ64、及び第3メモリ65は、1例としてSRAMで構成されている。この場合、ライト制御部51Aは、第1メモリ63、第2メモリ64、及び第3メモリ65にボリュームデータを順番に書き込む。リード制御部52Aは、書き込みが終了したメモリからボリュームデータを読み出して演算部54に出力する。

40

【0027】

1例として、ライト制御部51Aは、第1メモリ63、第2メモリ64、及び第3メモ

50

リ 6 5 に順番にボリュームデータを書き込む。リード制御部 5 2 A は、第 1 メモリ 6 3 及び第 2 メモリ 6 4 へのボリュームデータの書き込みが終了すると、第 1 メモリ 6 3 及び第 2 メモリ 6 4 からボリュームデータをそれぞれ読み出して演算部 5 4 に出力する。次に、ライト制御部 5 1 A が順番に従って第 1 メモリ 6 3 にボリュームデータを書き込むと、リード制御部 5 2 A は、第 2 メモリ 6 4 及び第 3 メモリ 6 5 からボリュームデータをそれぞれ読み出して演算部 5 4 に出力する。次に、ライト制御部 5 1 A が順番に従って第 2 メモリ 6 4 にボリュームデータを書き込むと、リード制御部 5 2 A は、第 3 メモリ 6 5 及び第 1 メモリ 6 3 からボリュームデータをそれぞれ読み出して演算部 5 4 に出力する。このように、ライト制御部 5 1 A とリード制御部 5 2 A とによって、ボリュームデータの読み込み処理と書き込み処理とを繰り返して実行する。

10

【 0 0 2 8 】

(演算部 5 4)

演算部 5 4 は、取得された時間が異なる複数のボリュームデータ（時系列に沿った複数のボリュームデータ）を受けて、各ボリュームデータの各ボクセルのデータごとに、データの取得時間に応じて重み付け係数を変えて、その重み付け係数を用いて各ボクセルのデータに重み付けを行うことで、各ボクセルのデータの取得時間がほぼ一致するボリュームデータを再構成する。換言すると、演算部 5 4 は、各ボリュームデータにおいて、それぞれ対応する位置のボクセルのデータに対して位置（ボクセル）に応じた重み付けを行い、その重み付けがされた各ボリュームデータのそれぞれ対応する位置のボクセルのデータを加算することで、各ボクセルのデータの取得時間がほぼ一致するボリュームデータを生成する。すなわち、演算部 5 4 は、各ボクセルのデータの取得時間がほぼ揃うボリュームデータを再構成する。

20

【 0 0 2 9 】

1 つのボリュームデータにおいても、位置、すなわち走査線によって超音波が送受信されるタイミングが異なる。上述したように送受信部 2 は、走査線 A、走査線 B、走査線 C、・・・の順番で各走査線に対して超音波を送受信することで 3 次元の撮影領域を走査しているため、走査線 A、走査線 B、走査線 C、・・・によって超音波が送受信されるタイミングが異なる。そのため、走査線によってデータが取得される時間が異なることになる。従って、データの取得時間に応じて重み付け係数を変えるということは、位置（走査線）に応じて重み付け係数を変えるということになる。各位置（各走査線）に対する重み付け係数は、係数テーブル 5 3 に予め記憶されている。なお、係数テーブル 5 3 は、ROM、RAM、又は HDD などの記憶装置によって構成されている。

30

【 0 0 3 0 】

1 例として、取得された時間が異なる 2 つのボリュームデータ V_p とボリュームデータ V_{p+1} とに基づいて、各ボクセルのデータの取得時間がほぼ揃うボリュームデータ V_n を再構成する場合について説明する。ボリュームデータ V_{p+1} は、ボリュームデータ V_p の次に取得されたボリュームデータである。

【 0 0 3 1 】

走査線とボクセルとの関係を図 4 及び図 5 を参照して説明する。図 5 はボリュームデータを模式的に示す図である。図 5 (a) は、Z 方向（深さ方向）から見たボリュームデータを模式的に示す図であり、図 5 (b) は、Y 方向（副走査方向）から見たボリュームデータを模式的に示す図である。

40

【 0 0 3 2 】

図 4 及び図 5 (a) に示すように、送受信部 2 は深さ方向（Z 方向）に超音波を送受信しつつ、主走査方向（X 方向）に沿って走査線 A、走査線 B、走査線 C、・・・、走査線 G、走査線 H の順番で各走査線に対して超音波を送受信する。さらに、送受信部 2 は、副走査方向（Y 方向）に移って、主走査方向（X 方向）に沿って走査線 I、走査線 J、走査線 K、・・・、走査線 O、走査線 P の順番で各走査線に対して超音波を送受信する。この実施形態では説明のため、ボリュームデータを構成する各ボクセルに便宜的に番号を付す。例えば図 5 (b) に示すように、超音波が送信される時間順に対応して、各ボクセルに

50

便宜的に番号を付す。1番目のボクセルを原点として、走査線Aには、1番目のボクセルから深さ方向（Z方向）に向かって8番目のボクセルまでが含まれている。また、走査線Aの隣の走査線Bには、9番目のボクセルからZ方向（深さ方向）に向かって16番目のボクセルまでが含まれている。さらに、走査線Bの隣の走査線Cには、17番目のボクセルからZ方向（深さ方向）に向かって24番目のボクセルまでが含まれている。

【0033】

演算部54は、ポリウムデータ V_p と、ポリウムデータ V_p の次に取得されたポリウムデータ V_{p+1} とを用いて、各ボクセルのデータの取得時間がほぼ揃うポリウムデータ V_n を再構成する。1例として、各ボクセルのデータの取得時間が、ポリウムデータ V_p が取得された時間とポリウムデータ V_{p+1} が取得された時間との間の中間時間 T_m となるようなポリウムデータ V_n を再構成する場合について図6を参照して説明する。図6は、補間処理を説明するための模式図である。また、操作者は操作部82を用いることで、中間時間 T_m （=時間T）を示す時間情報を入力することができる。補間処理部5の演算部54は操作部82から入力された時間情報を受けて、中間時間 T_m におけるポリウムデータ V_n を再構成する。なお、中間時間 T_m が、この発明の「所望の時間」の1例に相当する。

10

【0034】

例えば、3次元の撮影領域を1回走査するために要する時間を時間Tとする。すなわち、1つのポリウムデータを取得するためには時間Tを要することになる。また、図4から図6に示す最初の走査線Aに超音波が送受信されて1番目のボクセルのデータが取得された時間と、最後の走査線に超音波が送受信されて最後のボクセルのデータが取得された時間とでは、時間Tの時間差があることになる。さらに、ポリウムデータ V_p とポリウムデータ V_{p+1} とを取得するためには、 $2 \times$ 時間T = 2Tの時間を要することになる。従って、ポリウムデータ V_p が取得された時間とポリウムデータ V_{p+1} が取得された時間との間の中間時間 T_m は、 $2T / 2 =$ 時間Tと等しくなる。従って、演算部54は、各ボクセルのデータの取得時間が、ほぼ時間T（=中間時間 T_m ）となるポリウムデータ V_n を再構成することになる。

20

【0035】

演算部54は、中間時間 T_m （=時間T）に近い時間に送受信された走査線に含まれるボクセルのデータほど、大きい重み付け係数を用いて重み付け処理を行い、中間時間 T_m （=時間T）から遠い時間に送受信された走査線に含まれるボクセルのデータほど、小さい重み付け係数を用いて重み付け処理を行う。換言すると、演算部54は、中間時間 T_m に近い時間に取得されたボクセルのデータほど、大きい重み付け係数を用いて重み付け処理を行い、中間時間 T_m から遠い時間に取得されたボクセルに含まれるデータほど、小さい重み付け係数を用いて重み付け処理を行う。

30

【0036】

具体的には、演算部54は以下の式(1)に従って重み付け処理を行うことで、各ボクセルのデータの取得時間が、ほぼ中間時間 T_m （=時間T）となるポリウムデータ V_n を再構成する。

式(1)・・・

$$V_n(x, y, z) = V_p(x, y, z) \times n / A + V_{p+1}(x, y, z) \times (A - n) / A$$

ここで、

xは、主走査方向（X方向）における座標（位置）である。

yは、副走査方向（Y方向）における座標（位置）である。

zは、深さ方向（Z方向）における座標（位置）である。

pは、ポリウムデータの番号である。

$V_p(x, y, z)$ は、ポリウムデータ V_p において、(x, y, z)の位置にあるボクセルのデータ（ボクセル値）である。

$V_{p+1}(x, y, z)$ は、ポリウムデータ V_{p+1} において、(x, y, z)の位

40

50

置にあるボクセルのデータ（ボクセル値）である。

$V_n(x, y, z)$ は、ボリュームデータ V_n において、 (x, y, z) の位置にあるボクセルのデータ（ボクセル値）である。

定数 A は、 $x(\max) \times y(\max) \times z(\max)$ で表される定数であり、1つのボリュームデータに含まれるボクセルの総数を表している。

$n = 1, 2, 3, \dots, A$

1番目のボクセルを原点として、超音波が送信された時間順に従ってボクセルごとに n の値を変える。この実施形態では、超音波が送信された時間が遅いボクセルほど、 n の値を大きくする（ n をインクリメントする）。換言すると、ボクセルの位置によって n の値を変えて、超音波が送信された時間が遅いボクセルの位置ほど、 n の値を大きくする（ n をインクリメントする）。

係数 (n/A) は、ボリュームデータ V_p に対する重み付け係数である。

係数 $((A-n)/A)$ は、ボリュームデータ V_{p+1} に対する重み付け係数である。

係数 (n/A) 、及び係数 $((A-n)/A)$ は、係数テーブル 53 に予め記憶されている。

【0037】

以上の式(1)に示すように、演算部 54 は、各ボリュームデータ (V_p と V_{p+1}) において、それぞれ対応する位置のボクセルのデータに対して位置（ボクセル）に応じた重み付けを行って加算することで、各ボクセルのデータの取得時間がほぼ一致するボリュームデータ V_n を生成する。

【0038】

例えば演算部 54 は、図 5 (b) に示す走査線 A に含まれる 1 番目のボクセルについては、 $n = 1$ として $V_n(1, 1, 1)$ を求め、走査線 A に含まれる 2 番目のボクセルについては、 $n = 2$ として $V_n(1, 1, 2)$ を求め、走査線 A に含まれる 3 番目のボクセルについては、 $n = 3$ として $V_n(1, 1, 3)$ を求める。以降、演算部 54 は、超音波が送信された時間が遅いボクセルほど、 n の値を大きくして各ボクセルのデータ $V_n(x, y, z)$ を求める。

【0039】

具体例について説明する。1例として、 $x = 10$ 、 $y = 10$ 、 $z = 10$ 、すなわち、 $10 \times 10 \times 10 (= 1000)$ 個のボクセル、 $10 \times 10 (= 100)$ 本の走査線によって、ボリュームデータ V_p 及びボリュームデータ V_{p+1} が構成されている場合について説明する。

【0040】

演算部 54 は、図 4 から図 6 に示す走査線 A に含まれる 1 番目のボクセルについては、 $n = 1$ として、中間時間 T_m におけるデータ $V_n(1, 1, 1)$ を以下の式で求める。

$$V_n(1, 1, 1) = V_p(1, 1, 1) \times 1 / 1000 + V_{p+1}(1, 1, 1) \times (1000 - 1) / 1000$$

このように、1番目のボクセルのデータ $V_n(1, 1, 1)$ については、中間時間 T_m (= 時間 T) から最も遠い時間に取得されたボクセルのデータ $V_p(1, 1, 1)$ に対する重みを最も軽くし、中間時間 T_m (= 時間 T) に最も近い時間に取得されたボクセルのデータ $V_{p+1}(1, 1, 1)$ に対する重みを最も重くして重み付け加算を行う。これにより、1番目のボクセルのデータ $V_n(1, 1, 1)$ は、ほぼ中間時間 T_m (= 時間 T) に取得されたデータ（ボクセル値）を表すことになる。

【0041】

また、演算部 54 は、走査線 A に含まれる 2 番目のボクセルについては、 $n = 2$ として、中間時間 T_m におけるデータ $V_n(1, 1, 2)$ を以下の式で求める。

$$V_n(1, 1, 2) = V_p(1, 1, 2) \times 2 / 1000 + V_{p+1}(1, 1, 2) \times (1000 - 2) / 1000$$

10

20

30

40

50

このように、2番目のボクセルのデータ $V_n(1, 1, 2)$ については、演算部54は、ボリュームデータ V_p のデータの重みを1番目のボクセルのデータよりも重くし、ボリュームデータ V_{p+1} のデータの重みを1番目のボクセルのデータよりも軽くして重み付け加算を行う。これにより、2番目のボクセルのデータ $V_n(1, 1, 2)$ は、ほぼ中間時間 $T_m (= 時間 T)$ に取得されたデータ(ボクセル値)を表すことになる。

【0042】

また、演算部54は、走査線Aに含まれる3番目のボクセルについては、 $n = 3$ として、中間時間 T_m におけるデータ $V_n(1, 1, 3)$ を以下の式で求める。

$$V_n(1, 1, 3) = \frac{V_p(1, 1, 3) \times 3 / 1000 + V_{p+1}(1, 1, 3) \times (1000 - 3)}{1000} \quad 10$$

このように、3番目のボクセルのデータ $V_n(1, 1, 3)$ については、演算部54は、ボリュームデータ V_p のデータの重みを2番目のボクセルのデータよりも更に重くし、ボリュームデータ V_{p+1} のデータの重みを2番目のボクセルのデータよりも更に軽くして重み付け加算を行う。これにより、3番目のボクセルのデータ $V_n(1, 1, 3)$ は、ほぼ中間時間 $T_m (= 時間 T)$ に取得されたデータ(ボクセル値)を表すことになる。

【0043】

4番目以降のボクセルについても、演算部54は、超音波が送信された時間順(ボクセルの位置)に従ってボクセルごとに n の値を変えて、データ $V_n(x, y, z)$ を求める。このように、演算部54は、各ボクセルのデータの取得時間に応じて重み付け係数を変えて、その重み付け係数を用いてボリュームデータ V_p とボリュームデータ V_{p+1} とを重み付け加算することで、各ボクセルのデータの取得時間がほぼ中間時間 $T_m (= 時間 T)$ となるようなボリュームデータ V_n を再構成する。 20

【0044】

以上のように、取得された時間が異なる複数のボリュームデータに対して、ボクセルごとに重み付け係数を変えて重み付け加算することで、各ボクセルのデータの取得時間がほぼ一致するボリュームデータを再構成することが可能となる。

【0045】

上述した例では、ボクセルごとに重み付け係数を変えているが、走査線ごとに重み付け係数を変えても良い。同じ走査線に含まれるボクセルのデータは、ほぼ同時に取得されていると考えられる。そのため、走査線ごとに重み付けを行っても、各ボクセルのデータの取得時間がほぼ一致するボリュームデータを再構成することが可能である。 30

【0046】

具体的には、演算部54は以下の式(2)に従って重み付け処理を行うことで、各ボクセルのデータの取得時間が、ほぼ中間時間 $T_m (= 時間 T)$ となるボリュームデータ V_n を再構成する。

式(2)・・・

$$V_n(x, y, z) = \frac{V_p(x, y, z) \times n' / B + V_{p+1}(x, y, z) \times (B - n') / B}{B} \quad 40$$

ここで、

定数 B は、 $x(\max) \times y(\max)$ で表される定数であり、1つのボリュームデータに含まれる走査線の総数を表している。

$$n' = 1, 2, 3, \dots, B$$

1番目に超音波が送受信された走査線を原点として、超音波が送受信された時間順に従って走査線ごとに n' の値を変える。この実施形態では、超音波が送受信された時間が遅い走査線ほど、 n' の値を大きくする(n' をインクリメントする)。換言すると、走査線の位置によって n' の値を変えて、超音波が送信された時間が遅い走査線の位置ほど、 n' の値を大きくする(n' をインクリメントする)。また、同じ走査線に含まれるボクセルについては、同じ n' の値を用いる。

係数(n' / B)は、ボリュームデータ V_p に対する重み付け係数である。 50

係数 $((B - n') / B)$ は、ボリュームデータ V_{p+1} に対する重み付け係数である。

係数 (n' / B) 、及び係数 $((B - n') / B)$ は、係数テーブル 53 に予め記憶されている。

【0047】

例えば演算部 54 は、図 5 (a) 及び図 5 (b) に示す走査線 A に含まれるボクセル (1 番目のボクセルから 8 番目のボクセル) については、 $n' = 1$ として $V_n(1, 1, 1)$ から $V_n(1, 1, 8)$ を求める。また、演算部 54 は、走査線 B に含まれるボクセル (9 番目のボクセルから 16 番目のボクセル) については、 $n' = 2$ として $V_n(2, 1, 1)$ から $V_n(2, 1, 8)$ を求める。また、演算部 54 は、走査線 C に含まれるボクセル (17 番目のボクセルから 24 番目のボクセル) については、 $n' = 3$ として $V_n(3, 1, 1)$ から $V_n(3, 1, 8)$ を求める。以降、演算部 54 は、超音波が送受信された時間が遅い走査線ほど、 n' の値を大きくして各ボクセルのデータ $V_n(x, y, z)$ を求める。

【0048】

具体例について説明する。1 例として、 $x = 10$ 、 $y = 10$ 、 $z = 10$ 、すなわち、 $10 \times 10 \times 10 (= 1000)$ 個のボクセル、 $10 \times 10 (= 100)$ 本の走査線によって、ボリュームデータ V_p 及びボリュームデータ V_{p+1} が構成されている場合について説明する。

【0049】

演算部 54 は、図 4 から図 6 に示す走査線 A に含まれる 1 番目のボクセルについては、1 番目の走査線 A に含まれるため $n' = 1$ として、中間時間 T_m におけるデータ $V_n(1, 1, 1)$ を以下の式で求める。

$$V_n(1, 1, 1) = V_p(1, 1, 1) \times 1 / 100 + V_{p+1}(1, 1, 1) \times (100 - 1) / 100$$

このように、1 番目の走査線 A に含まれるボクセルのデータ $V_n(1, 1, 1)$ については、中間時間 $T_m (= 時間 T)$ から最も遠い時間に超音波が送受信されたボリュームデータ V_p の走査線 A に含まれるボクセルのデータ $V_p(1, 1, 1)$ に対する重み付けを最も軽くし、中間時間 $T_m (= 時間 T)$ に最も近い時間に超音波が送受信されたボリュームデータ V_{p+1} の走査線 A に含まれるボクセルのデータ $V_{p+1}(1, 1, 1)$ に対する重み付けを最も重くして重み付け加算を行う。これにより、1 番目のボクセルのデータ $V_n(1, 1, 1)$ は、ほぼ中間時間 $T_m (= 時間 T)$ に取得されたデータ (ボクセル値) を表すことになる。

【0050】

また、演算部 54 は、走査線 A に含まれる 2 番目のボクセルについても、1 番目の走査線 A に含まれるため $n' = 1$ として、中間時間 T_m におけるデータ $V_n(1, 1, 2)$ を以下の式で求める。

$$V_n(1, 1, 2) = V_p(1, 1, 2) \times 1 / 100 + V_{p+1}(1, 1, 2) \times (100 - 1) / 100$$

これにより、2 番目のボクセルのデータ $V_n(1, 1, 2)$ は、ほぼ中間時間 $T_m (= 時間 T)$ に取得されたデータ (ボクセル値) を表すことになる。

【0051】

さらに、演算部 54 は、走査線 A に含まれる 3 番目のボクセルについても、1 番目の走査線 A に含まれるため $n' = 1$ として、中間時間 T_m におけるデータ $V_n(1, 1, 3)$ を以下の式で求める。

$$V_n(1, 1, 3) = V_p(1, 1, 3) \times 1 / 100 + V_{p+1}(1, 1, 3) \times (100 - 1) / 100$$

10

20

30

40

50

これにより、3番目のボクセルのデータ $V_n(1, 1, 3)$ は、ほぼ中間時間 $T_m (=$ 時間 $T)$ に取得されたデータ(ボクセル値)を表すことになる。

【0052】

演算部54は、走査線Aに含まれる4番目から8番目のボクセルについても、1番目の走査線Aに含まれるため $n' = 1$ としてデータ $V_n(x, y, z)$ を求める。このように、演算部54は、1番目の走査線Aに含まれるボクセルについては、中間時間 $T_m (=$ 時間 $T)$ から最も遠い時間に超音波が送受信されたボリュームデータ V_p の走査線Aに含まれるボクセルのデータに対する重み付けを最も軽くし、中間時間 $T_m (=$ 時間 $T)$ に最も近い時間に超音波が送受信されたボリュームデータ V_{p+1} の走査線Aに含まれるボクセルのデータに対する重み付けを最も重くして重み付け加算を行う。これにより、走査線A
10
に含まれるボクセルのデータは、ほぼ中間時間 $T_m (=$ 時間 $T)$ に取得されたデータ(ボクセル値)を表すことになる。

【0053】

そして、演算部54は、走査線Aの次に超音波が送受信された走査線Bに含まれる9番目のボクセルについては、2番目の走査線Bに含まれるため $n' = 2$ として、中間時間 T_m におけるデータ $V_n(2, 1, 1)$ を以下の式で求める。

$$V_n(2, 1, 1) = V_p(2, 1, 1) \times 2 / 100 + V_{p+1}(2, 1, 1) \times (100 - 2) / 100$$

このように、2番目の走査線Bに含まれる9番目のボクセルのデータ $V_n(2, 1, 1)$
20
については、演算部54は、ボリュームデータ V_p のデータの重みを1番目の走査線Aに含まれるボクセルのデータよりも重くし、ボリュームデータ V_{p+1} のデータの重みを1番目の走査線Aに含まれるボクセルのデータよりも軽くして重み付け処理を行う。これにより、2番目の走査線Bに含まれるボクセルのデータは、ほぼ中間時間 $T_m (=$ 時間 $T)$ に取得されたデータ(ボクセル値)を表すことになる。

【0054】

演算部54は、走査線Bに含まれる10番目から16番目のボクセルについても、2番目の走査線Bに含まれるため $n' = 2$ としてデータ $V_n(x, y, z)$ を求める。

【0055】

そして、演算部54は、走査線Bの次に超音波が送受信された走査線Cに含まれる17
30
番目のボクセルについては、3番目の走査線Cに含まれるため $n' = 3$ として、中間時間 T_m におけるデータ $V_n(3, 1, 1)$ を以下の式で求める。

$$V_n(3, 1, 1) = V_p(3, 1, 1) \times 3 / 100 + V_{p+1}(3, 1, 1) \times (100 - 3) / 100$$

このように、3番目の走査線Cに含まれる17番目のボクセルのデータ $V_n(3, 1, 1)$
40
については、演算部54は、ボリュームデータ V_p のデータの重みを2番目の走査線Bに含まれるボクセルのデータよりも重くし、ボリュームデータ V_{p+1} のデータの重みを2番目の走査線Bに含まれるボクセルのデータよりも軽くして重み付け処理を行う。これにより、3番目の走査線Cに含まれるボクセルのデータは、ほぼ中間時間 $T_m (=$ 時間 $T)$ に取得されたデータ(ボクセル値)を表すことになる。

【0056】

演算部54は、走査線Cに含まれる18番目から24番目のボクセルについても、3番目の走査線Cに含まれるため $n' = 3$ としてデータ $V_n(x, y, z)$ を求める。

【0057】

4番目以降の走査線に含まれるボクセルについても、演算部54は、超音波が送受信された時間順(走査線の位置)に従って走査線ごとに n' の値を変えて、データ $V_n(x, y, z)$ を求める。すなわち、演算部54は、超音波が送受信された時間が遅い走査線ほど、 n' の値を大きくしてデータ $V_n(x, y, z)$ を求める。このように、演算部54
50
は、各走査線に超音波が送受信された時間に応じて重み付け係数を変えて、その重み付け

係数を用いてボリュームデータ V_p とボリュームデータ V_{p+1} とを重み付け加算することで、各ボクセルのデータの取得時間がほぼ中間時間 T_m (= 時間 T) となるボリュームデータ V_n を再構成する。

【0058】

以上のように、取得された時間が異なる複数のボリュームデータに対して、走査線ごとに重み付け係数を変えて重み付け加算することで、各ボクセルのデータの取得時間がほぼ一致するボリュームデータを再構成することが可能となる。

【0059】

演算部 54 は、再構成されたボリュームデータ V_n を表示処理部 7 に出力する。補間処理部 5 は、時系列に沿った複数のボリュームデータを受けて次々と補間処理を行うことで、時系列に沿った複数のボリュームデータを再構成する。具体的には補間処理部 5 は、ボリュームデータ V_p とボリュームデータ V_{p+1} とに基づいてボリュームデータ V_n を再構成し、次に、ボリュームデータ V_{p+1} と、ボリュームデータ V_{p+1} の次に取得されたボリュームデータ V_{p+2} とに基づいて、ボリュームデータ V_{n+1} を再構成する。以降、補間処理部 5 は、送受信部 2 による超音波の送受信によってボリュームデータが取得されるたびに、重み付け加算による補間処理を行うことで、各ボクセルのデータの取得時間がほぼ一致するボリュームデータを次々と再構成する。

10

【0060】

(表示処理部 7)

表示処理部 7 はボリュームデータにボリュームレンダリングを施すことで、被検体内の組織の形状を立体的に表わす 3 次元画像データを生成する。また、表示処理部 7 はボリュームデータに MPR 処理 (Multi Planar Reconstruction) を施すことで、任意の断面における組織の形状を 2 次元的に表わす MPR 画像データを生成しても良い。そして、表示処理部 7 は、3 次元画像データや MPR 画像データなどの超音波画像データに基づく超音波画像を表示部 81 に表示させる。

20

【0061】

この実施形態では、表示処理部 7 は再構成されたボリュームデータ V_n を補間処理部 5 から受けて、そのボリュームデータ V_n にボリュームレンダリングや MPR 処理などの画像処理を施すことで、3 次元画像データや MPR 画像データなどの超音波画像データを生成する。そして、表示処理部 7 は、再構成された 3 次元画像などの超音波画像を表示部 81 に表示させる。なお、表示処理部 7 が、この発明の「表示処理手段」の 1 例に相当する。

30

【0062】

(ユーザインターフェース (UI) 8)

ユーザインターフェース (UI) 8 は表示部 81 と操作部 82 とを備えている。表示部 81 は CRT や液晶ディスプレイなどのモニタで構成されており、画面上に 3 次元画像や MPR 画像などの超音波画像を表示する。操作部 82 は、ジョイスティックやトラックボールなどのポインティングデバイス、スイッチ、各種ボタン、キーボード又は TCS (Touch Command Screen) などで構成されている。操作者は操作部 82 を用いることで、スキャン条件や、ボリュームデータを再構成する所望の時間を入力することができる。

40

【0063】

(制御部 9)

制御部 9 は超音波診断装置の各部に接続され、超音波診断装置の各部の動作を制御する。例えば制御部 9 は、送受信部 2 による超音波の送受信を制御し、また、信号処理部 3 やスキャン変換部 4 からボリュームデータを受けて、そのボリュームデータを補間処理部 5 に出力する。

【0064】

なお、表示処理部 7 及び制御部 9 は、CPU、GPU、又は ASIC などの図示しない処理装置と、ROM、RAM などの図示しない記憶装置とによって構成されていても良い

50

。記憶装置には、表示処理部 7 の機能を実行するための表示処理プログラムと、制御部 9 の機能を実行するための制御プログラムとが記憶されている。CPU などの処理装置が、記憶装置に記憶されている各プログラムを実行することで、各部の機能を実行する。

【0065】

なお、制御部 9 が補間処理部 5 による補間処理（重み付け処理）を行っても良い。この場合、補間処理部 5 の機能を実行するための補間処理プログラムを図示しない記憶装置に記憶させておく。補間処理プログラムには、ライト制御部 5 1 の機能を実行するためのライト制御プログラム、リード制御部 5 2 の機能を実行するためのリード制御プログラム、及び演算部 5 4 の機能を実行するための演算プログラムが含まれている。CPU などの処理装置が、記憶装置に記憶されている補間処理プログラムを実行することで、取得された時間が異なる複数のボリュームデータに対して重み付け加算することで、各ボクセルのデータの取得時間がほぼ一致するボリュームデータ V_n を再構成する。なお、補間処理プログラムと表示処理プログラムとによって、この発明の「医用画像処理プログラム」の 1 例を構成する。

10

【0066】

以上のように、取得された時間が異なる複数のボリュームデータに対して、ボクセルごと又は走査線ごとに重み付け係数を変えて重み付け加算することで、各ボクセルのデータの取得時間がほぼ一致するボリュームデータを再構成することが可能となる。そのことにより、3次元画像やMPR画像などの超音波画像の各位置において、画像の取得時間がほぼ一致する超音波画像を表示することが可能となる。このように超音波画像の各位置において画像の取得時間がほぼ一致しているため、より正確な画像診断を行うことが可能となる。特に、腹部について造影剤を用いた検査においては、動きが比較的少ない臓器に対して、造影剤の浸潤の度合いの状況をより正確に判断することが可能となる。

20

【0067】

[変形例 1]

次に、変形例 1 について図 7 を参照して説明する。図 7 は、変形例 1 に係る補間処理を説明するための模式図である。上述した例では、各ボクセルのデータの取得時間が、ボリュームデータ V_p が取得された時間とボリュームデータ V_{p+1} が取得された時間との間の中間時間 T_m となるようなボリュームデータ V_n を再構成する場合について説明した。変形例 1 では、補間処理部 5 は、各ボクセルのデータの取得時間が、ボリュームデータ V_{p-1} が取得された時間、ボリュームデータ V_p が取得された時間、及びボリュームデータ V_{p+1} が取得された時間の間の任意の時間となるボリュームデータ V_n を再構成する。なお、ボリュームデータ V_{p-1} は、ボリュームデータ V_p より 1 つ前に取得されたボリュームデータである。この場合、補間処理部 5 は、各ボリュームデータに対する重み付け係数の配分を変えることで、任意の時間におけるボリュームデータ V_n を再構成する。操作者は操作部 8 2 を用いることで、ボリュームデータ V_n を再構成する任意の時間を示す時間情報を入力することができる。補間処理部 5 の演算部 5 4 は操作部 8 2 から入力された時間情報を受けて、操作者によって指定された任意の時間におけるボリュームデータ V_n を再構成する。

30

【0068】

具体的には、補間処理部 5 の演算部 5 4 は以下の式 (3) に従って重み付け処理を行うことで、各ボクセルのデータの取得時間が、指定された任意の時間となるボリュームデータ V_n を再構成する。1 例として、3次元の撮影領域を 1 回走査することで 1 つのボリュームデータを取得するための時間 T を (時間 a + 時間 b) とし、時間 a におけるボリュームデータ V_n を再構成する場合について説明する。

40

式 (3) . . .

(1) $n = (a / (a + b)) \times A$ の場合

$$V_n(x, y, z) =$$

$$V_p(x, y, z) \times \{ (b / (a + b)) \times A + n \} / A +$$

$$V_{p+1}(x, y, z) \times \{ A - (b / (a + b)) \times A - n \} / A$$

50

(2) $n > (a / (a + b)) \times A$ の場合

$$V_n(x, y, z) = V_{p-1}(x, y, z) \times \{n - (a / (a + b)) \times A\} / A + V_p(x, y, z) \times \{A + (a / (a + b)) \times A - n\} / A$$

ここで、定数 A は、 $x(\max) \times y(\max) \times z(\max)$ で表わされる定数であり、1つのボリュームデータに含まれるボクセルの総数を表している。

$n = 1, 2, 3, \dots, A$

1番目のボクセルを原点として、超音波が送信される時間順に従ってボクセルごとに n の値を変える。この変形例1では、超音波が送信された時間が遅いボクセルほど、 n の値を大きくする (n をインクリメントする)。換言すると、ボクセルの位置によって n の値を変えて、超音波が送信された時間が遅いボクセルの位置ほど、 n の値を大きくする (n をインクリメントする)。

10

【0069】

操作者は操作部82を用いることで、時間 a と時間 b とを示す時間情報を入力することができる。補間処理部5の演算部54は操作部82から入力された時間情報を受けて、上記式(3)に従ってボリュームデータ V_n を再構成する。

【0070】

以上のように、重み付け係数の配分を変えて重み付け処理を行うことで、任意の時間におけるボリュームデータであって、各ボクセルのデータの取得時間がほぼ一致するボリュームデータを再構成することが可能となる。

20

【0071】

[変形例2]

次に、変形例2について図8を参照して説明する。図8は、変形例2に係る補間処理を説明するための模式図である。上述した実施形態及び変形例1では、3次元の撮影領域を表すボリュームデータを対象にして補間処理を行う場合について説明した。この発明に係る補間処理は、3次元のボリュームデータのみならず、2次元の画像データにも適用することができる。変形例2では、補間処理部5は、2次元のスキャン面を超音波で走査することで取得された断層像データを対象にして補間処理を行う。

30

【0072】

例えば図8に示すように、送受信部2は制御部9の制御の下、深さ方向に超音波を送受信しつつ、走査方向に沿って超音波を走査することで2次元のスキャン面を走査する。送受信部2は、この走査によって2次元のスキャン断面における断層像データ S_p を取得する。そして、送受信部2は同じ2次元のスキャン断面を超音波で繰り返して走査することで、時系列に沿った複数の断層像データを取得する。具体的には、送受信部2は2次元のスキャン断面を超音波で繰り返して走査することで、断層像データ S_p 、断層像データ S_{p+1} 、断層像データ S_{p+2} 、 \dots を次々と取得する。断層像データ S_{p+1} は、時系列に沿って断層像データ S_p の次に取得された断層像データである。断層像 S_{p+2} は、時系列に沿って断層像データ S_{p+1} の次に取得された断層像データである。

40

【0073】

例えば送受信部2は制御部9の制御の下、走査線 A_1 、走査線 A_2 、走査線 A_3 、 \dots 、走査線 A_n の順番で各走査線に対して超音波を送受信することで、2次元のスキャン断面における断層像データ S_p 、断層像データ S_{p+1} 、 \dots を次々と取得する。

【0074】

図示しない記憶部には、2次元のスキャン断面を示す情報、そのスキャン断面に含まれる走査線の数、走査線密度、及び、各走査線に対する超音波の送受信の順番(送受信シーケンス)などのスキャン条件が予め記憶されている。例えば操作者は操作部82を用いてスキャン条件を入力すると、そのスキャン条件を示す情報はユーザインターフェース(UI)8から制御部9に出力されて、図示しない記憶部に記憶される。制御部9は、図示し

50

ない記憶部に記憶されているスキャン条件に従って送受信部 2 による超音波の送受信を制御する。これにより、送受信部 2 は送受信シーケンスに従って、走査線 A 1、走査線 A 2、走査線 A 3、・・・の順番で繰り返して各走査線に対して超音波を送受信することで、時系列に沿った複数の断層像データを取得する。

【 0 0 7 5 】

上述した実施形態と同様に、補間処理部 5 は、取得された時間が異なる複数の断層像データ（時系列に沿った複数の断層像データ）をスキャン変換部 4 から受けて、取得された時間が異なる各断層像データの各ピクセルのデータに補間処理を施すことで、各ピクセルのデータの取得時間がほぼ一致する断層像データを再構成する。具体的には、補間処理部 5 は、各断層像データの各ピクセルのデータごとに、データの取得時間に応じて重み付け係数を変えて、その重み付け係数を用いて各ピクセルのデータに重み付けを行うことで、各ピクセルのデータの取得時間がほぼ一致する断層像データを再構成する。

10

【 0 0 7 6 】

上述した実施形態と同様に、補間処理部 5 の演算部 5 4 は、断層像データ S_p と、断層像データ S_p の次に取得された断層像データ S_{p+1} とを用いて、各ピクセルのデータの取得時間が揃うように断層像データ S_n を再構成する。

【 0 0 7 7 】

例えば、演算部 5 4 は上述した式 (1) に従ってピクセルごとに重み付け係数を変えて重み付け処理を行うことで、各ピクセルのデータの取得時間が、断層像データ S_p の取得時間と断層像データ S_{p+1} の取得時間との間のほぼ中間時間となる断層像データ S_n を再構成する。

20

【 0 0 7 8 】

また、演算部 5 4 は上述した式 (2) に従って走査線ごとに重み付け係数を変えて重み付け処理を行うことで、各走査線に含まれるピクセルのデータの取得時間が、ほぼ中間時間となる断層像データ S_n を再構成しても良い。

【 0 0 7 9 】

さらに、演算部 5 4 は変形例 1 に係る式 (3) に従って重み付け処理を行うことで、任意の時間における断層像データ S_n であって、各ピクセルのデータの取得時間がほぼ一致する断層像データを再構成しても良い。

【 0 0 8 0 】

表示処理部 7 は再構成された断層像データ S_n を補間処理部 5 から受けて、その断層像データ S_n に基づく断層像を表示部 8 1 に表示させる。

30

【 0 0 8 1 】

以上のように、取得された時間が異なる複数の断層像データに対して、ピクセルごと又は走査線ごとに重み付け係数を変えて重み付け加算することで、各ピクセルのデータの取得時間がほぼ一致する断層像データを再構成することが可能となる。そのことにより、断層像の各位置において、画像の取得時間がほぼ一致する断層像を表示することが可能となる。その結果、より正確な画像診断を行うことが可能となる。

【 0 0 8 2 】

[医用画像処理装置]

40

また、補間処理部 5（補間処理部 5 A）、記憶部 6、表示処理部 7、及びユーザインタフェース（UI）8 によって医用画像処理装置を構成しても良い。この医用画像処理装置によって、上述した補間処理部 5 に係る処理を実行しても、上述した実施形態及び変形例に係る超音波診断装置と同様に、各ボクセル又は各ピクセルのデータの取得時間がほぼ一致するボリュームデータ又は断層像データを再構成することが可能となる。医用画像処理装置は、超音波診断装置によって取得された時系列に沿った複数のボリュームデータ又は複数の断層像データを受けて、複数のボリュームデータ又は複数の断層像データを図示しない記憶部に記憶させる。そして、補間処理部 5 は、図示しない記憶部に記憶されている複数のボリュームデータ又は複数の断層像データを用い、上述した式 (1) から式 (3) のいずれかの式に従って、各ボクセル又は各ピクセルのデータの取得時間がほぼ一致す

50

るボリュームデータ又は断層像データを再構成する。

【符号の説明】

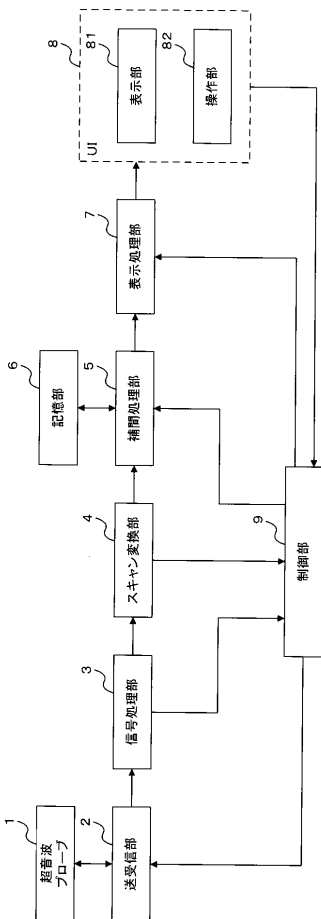
【0083】

- 1 超音波プローブ
- 2 送受信部
- 3 信号処理部
- 4 スキャン変換部
- 5、5 A 補間処理部
- 6、6 A 記憶部
- 7 表示処理部
- 8 ユーザーインターフェース (U I)
- 9 制御部
- 5 1、5 1 A ライト制御部
- 5 2、5 2 A リード制御部
- 5 3 係数テーブル
- 5 4 演算部
- 6 1 第 1 デュアルポートメモリ
- 6 2 第 2 デュアルポートメモリ
- 6 3 第 1 メモリ
- 6 4 第 2 メモリ
- 6 5 第 3 メモリ
- 8 1 表示部
- 8 2 操作部

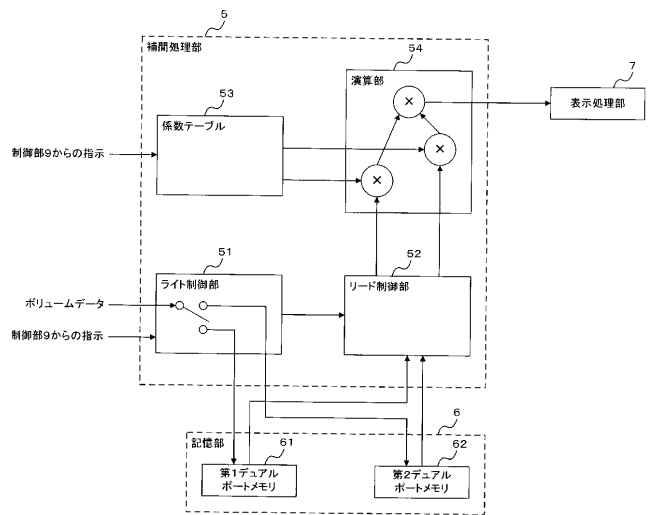
10

20

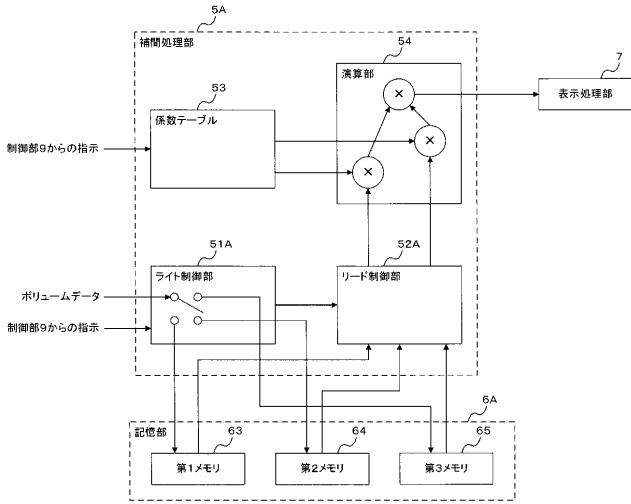
【図 1】



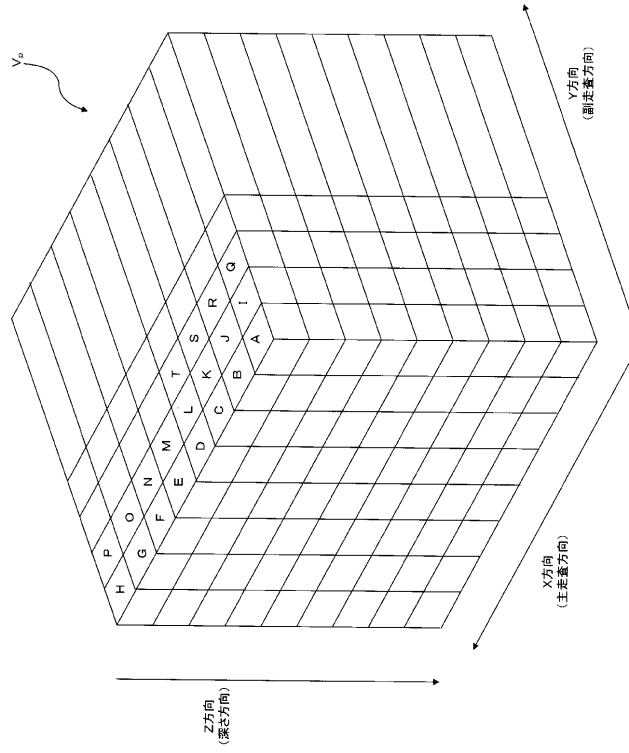
【図 2】



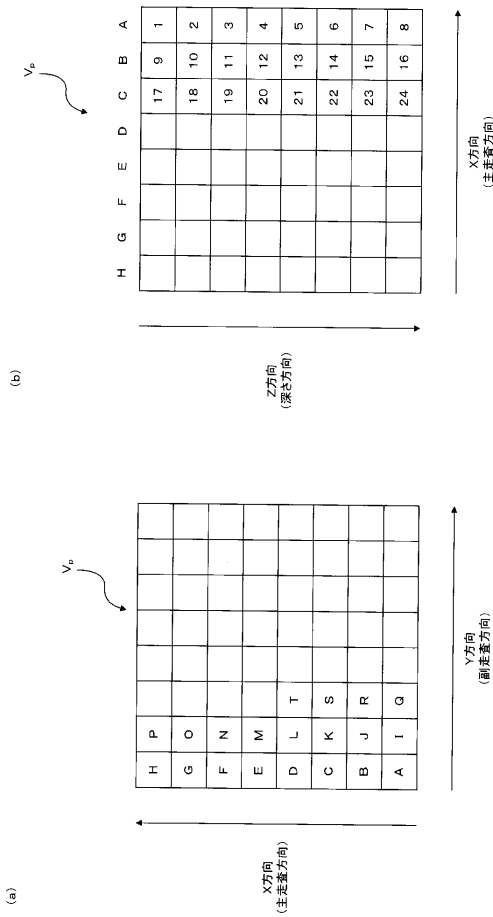
【図3】



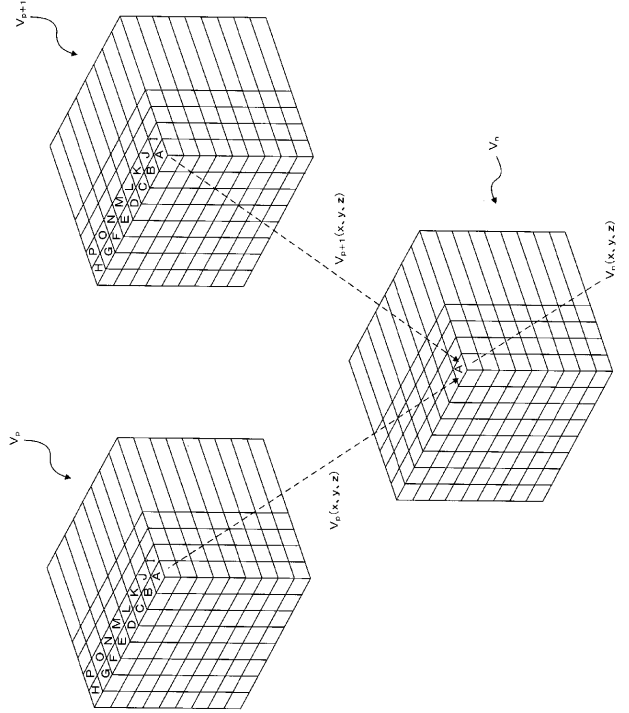
【図4】



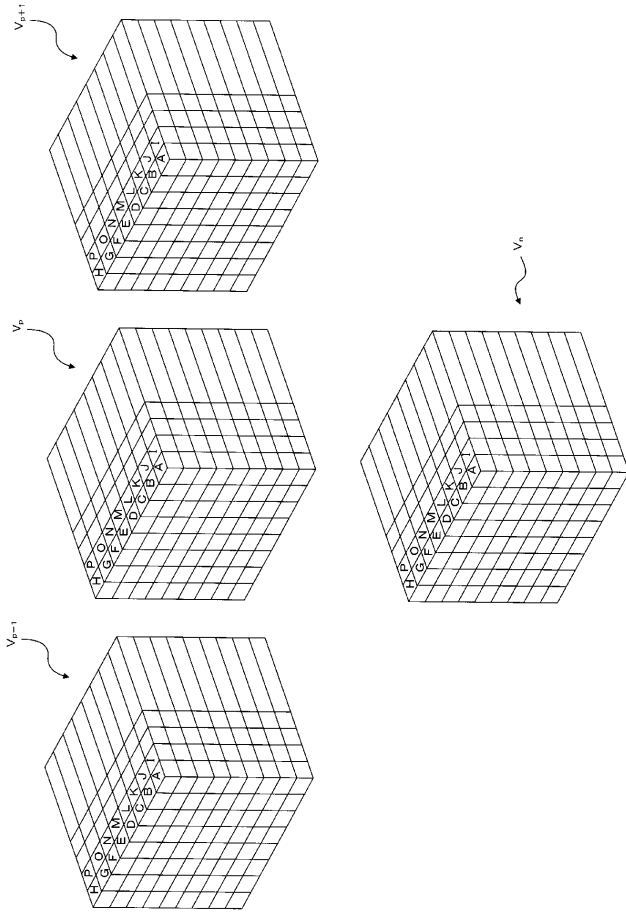
【図5】



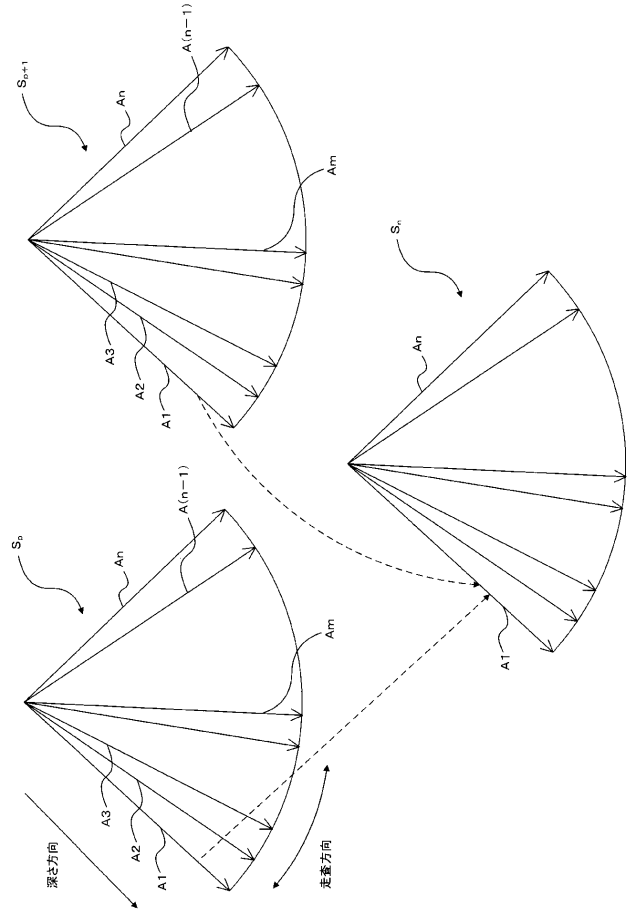
【図6】



【 図 7 】



【 図 8 】



专利名称(译)	超声波诊断装置，医学图像处理装置，医学图像处理程序		
公开(公告)号	JP2011024758A	公开(公告)日	2011-02-10
申请号	JP2009173010	申请日	2009-07-24
[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	大島文雄		
发明人	大島 文雄		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/JC03 4C601/JC17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够产生超声图像数据的超声诊断设备，其中超声图像的各个位置处的图像的获取时间基本上彼此一致。 解决方案：收发器2通过将超声波发送到对象并利用超声波扫描对象来沿时间序列获取多个个体数据。内插处理单元5根据关于多个个体数据中的相应位置的数据的位置执行加权，并将加权的多个个体数据的相应位置的数据添加到新的体积数据。显示处理单元7使显示单元81基于由内插处理单元5生成的新体数据显示图像。 点域1

