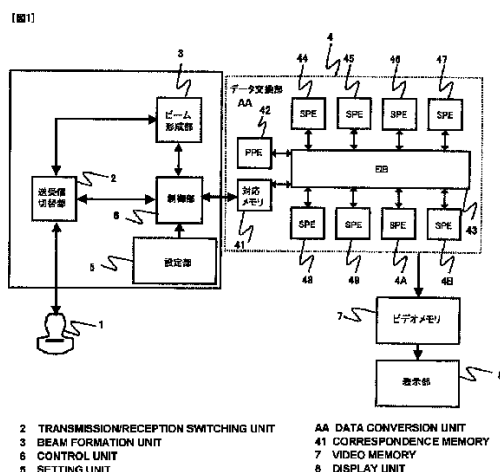




【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に超音波ビームを送信すると共に、被検体からの反射エコー信号を受信する超音波探触子と、

前記超音波探触子に超音波ビームを送信させるための信号を前記超音波探触子に供給するビーム形成部と、

前記反射エコー信号をデジタル化してエコーデータを得、該エコーデータから超音波画像データへ変換するデータ変換部と、を備えた超音波診断装置であって、

前記超音波画像データの計測モードデータを前記エコーデータに設定する設定部と、

前記計測モードデータと前記エコーデータとを付帯してデータセットを生成し、前記データセットを前記データ変換部にデータ転送すると共に、前記データセット中の計測モードデータを前記データ変換部に解析させ、その解析された計測モードデータにより前記データセット中のエコーデータから超音波画像データへ変換するように前記データ変換部を制御する制御部と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記制御部は、前記エコーデータを複数に分割した分割データと前記計測モードデータとを含むパケットデータを前記データセットとして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 3】

前記制御部は、前記パケットデータに前記エコーデータを得た計測時間情報をさらに付加し、

20

前記データ変換部は、前記計測時間情報を用いて前記パケットデータから前記エコーデータへ復元することを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記データ変換部は、複数のプロセッサ部から構成され、

前記制御部は、前記計測モードの超音波画像データを演算するために前記プロセッサ部の少なくとも一つに割り当て、前記エコーデータから超音波画像データへ変換するように、前記割り当てられたプロセッサ部を制御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 5】

30

前記制御部は、前記割り当てられたプロセッサ部を複数段用いて前記計測モードの超音波画像データを演算する場合、前記複数段のプロセッサ部をパイプライン処理するように、前記割り当てられたプロセッサ部を制御することを特徴とする請求項4に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記制御部は、前記複数のプロセッサ部に対して複数の計測モードを進行させる場合、前記複数の計測モードを行わせるための任意のプロセッサ部へ個々の計測モードのデータセットを分配するために、前記任意のプロセッサ部と異なるプロセッサ部を割り当て、前記任意のプロセッサ部と異なるプロセッサ部及び前記任意のプロセッサ部を制御することを特徴とする請求項4に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

前記制御部は、前記複数のプロセッサ部に対して複数の計測モードを進行させる場合、前記複数の計測モードを行わせるための任意のプロセッサ部に個々の計測モードのデータセットを識別させることを特徴とする請求項4に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記制御部は、前記複数の計測モードのうちの画像がフレーム単位で遷移するフレーム計測モードと、前記複数の計測モードのうちの画像がライン単位で遷移するサーベイ計測モードと調停するように制御することを特徴とする請求項7に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記制御部は、前記データセットにデータ転送又は計測時におけるエラーデータをさら

50

に付加し、前記データセット中のエラーデータを前記データ変換部に解析させ、その解析されたエラーデータにより前記データセット中のエコーデータから超音波画像データへの変換を停止するように、前記データ変換部を制御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10】

超音波探触子が被検体に超音波ビームを送信すると共に、被検体からの反射エコー信号を受信し、ビーム形成部が前記超音波探触子に超音波ビームを送信させるための信号を前記超音波探触子に供給し、データ変換部が前記反射エコー信号をデジタル化してエコーデータを得、該エコーデータから超音波画像データへ変換する、超音波診断装置のデータ処理方法であって、

10

設定部が前記超音波画像データの計測モードデータを前記エコーデータに設定し、制御部が前記計測モードデータと前記エコーデータとを付帯してデータセットを生成し、

前記データセットを前記データ変換部にデータ転送すると共に、前記データセット中の計測モードデータを前記データ変換部に解析させ、その解析された計測モードデータにより前記データセット中のエコーデータから超音波画像データへ変換するように前記データ変換部を制御することを特徴とする超音波診断装置のデータ処理方法。

【請求項11】

前記制御部が、前記エコーデータを複数に分割した分割データと前記計測モードデータとを含むパケットデータを前記データセットとして生成することを特徴とする請求項8に記載の超音波診断装置のデータ処理方法。

20

【請求項12】

前記制御部が、前記パケットデータに前記エコーデータを得た計測時間情報をさらに付加し、

前記データ変換部が、前記計測時間情報を用いて前記パケットデータから前記エコーデータへ復元することを特徴とする請求項11に記載の超音波診断装置のデータ処理方法。

【請求項13】

前記データ変換部が、複数のプロセッサ部から構成され、

前記制御部が、前記計測モードの超音波画像データを演算するために前記プロセッサ部の少なくとも一つに割り当て、

30

前記エコーデータから超音波画像データへ変換するように、前記割り当てられたプロセッサ部を制御することを特徴とする請求項10に記載の超音波診断装置のデータ処理方法。

【請求項14】

前記制御部が、前記データセットにデータ転送又は計測時におけるエラーデータをさらに付加し、前記データセット中のエラーデータを前記データ変換部に解析させ、その解析されたエラーデータにより前記データセット中のエコーデータから超音波画像データへの変換を停止するように、前記データ変換部を制御することを特徴とする請求項11に記載の超音波診断装置のデータ処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0001】

本発明は、超音波診断装置とそのデータ処理方法に係り、特に、反射エコー信号から超音波画像へ変換する画像演算部の技術に関する。

【背景技術】

【0002】

従来の超音波診断装置は、被検体の断層像(Bモード像)を計測する機能を有している。

また、超音波診断装置は、例えば心臓の断層像を計測しているとすれば、その心臓の壁の時間変化画像(Mモード像)を計測する機能も有している。これらの複数の計測モードを並列して計測するためには、デジタルスキャンコンバータ(DSC)と呼ばれるデータ変換部

50

が複数設けられている(例えば、特許文献1)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特許第3612358号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、超音波診断装置においては、一方で装置の小型化に寄与するデータ変換部の回路規模の縮小、他方で装置の高機能化に寄与するデータ変換部のデータ演算処理の高速化、といった互いがトレードオフとなる技術課題が依然として存在している。

10

【0005】

そこで、本発明の目的は、1つのデータ変換部であってもデータ演算処理の高速化が可能な超音波診断装置とそのデータ処理方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

前記課題を解決するために、本発明は以下のように構成される。

本発明の超音波診断装置は、被検体に超音波ビームを送信すると共に、被検体からの反射エコー信号を受信する超音波探触子と、前記超音波探触子に超音波ビームを送信させるための信号を前記超音波探触子に供給するビーム形成部と、前記反射エコー信号をデジタル化してエコーデータを得、該エコーデータから超音波画像データへ変換するデータ変換部と、を備えた超音波診断装置であって、前記超音波画像データの計測モードデータを前記エコーデータに設定する設定部と、前記計測モードデータと前記エコーデータとを付帯してデータセットを生成し、前記データセットを前記データ変換部にデータ転送すると共に、前記データセット中の計測モードデータを前記データ変換部に解析させ、その解析された計測モードデータにより前記データセット中のエコーデータから超音波画像データへ変換するように前記データ変換部を制御する制御部と、を備える。

20

【0007】

また、本発明の超音波診断装置のデータ処理方法は、超音波探触子が被検体に超音波ビームを送信すると共に、被検体からの反射エコー信号を受信し、ビーム形成部が前記超音波探触子に超音波ビームを送信させるための信号を前記超音波探触子に供給し、データ変換部が前記反射エコー信号をデジタル化してエコーデータを得、該エコーデータから超音波画像データへ変換し、設定部が前記超音波画像データの計測モードデータを前記エコーデータに設定し、制御部が前記計測モードデータと前記エコーデータとを付帯してデータセットを生成し、前記データセットを前記データ変換部にデータ転送すると共に、前記データセット中の計測モードデータを前記データ変換部に解析させ、その解析された計測モードデータにより前記データセット中のエコーデータから超音波画像データへ変換するように前記データ変換部を制御する。

30

【0008】

これらの構成は、1つのデータ変換部であってもデータ演算処理の高速化を可能とする。

40

【発明の効果】

【0009】

以上、本発明によれば、1つのデータ変換部であってもデータ演算処理の高速化が可能な超音波診断装置とそのデータ処理方法を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明を適用した超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図2A】共有データとRFデータのデータセット生成の構成とデータフローを示す図。

【図2B】共有データとRFデータのデータセット生成の構成とデータフローを示す図。

50

【図 3】原データからパケットデータを生成するまでの構成とデータフローを示す図。

【図 4】パケットデータから原データを復元するまでの構成とデータフローを示す図。

【図 5】図1の超音波診断装置の構成にBモード像を処理させる例を示すブロック図。

【図 6】図1の超音波診断装置の構成にBモード像を処理させる例を示すブロック図。

【図 7】図5のBM1、BM2のデータ処理の実行サイクルを示すタイムチャート。Bモード像生成までの具体的な処理をパイプライン方式で行うために、図5のBM1、BM2に処理を割り当てた処理フロー図。

【図 8】図1の超音波診断装置の構成に、DEMUX処理、Bモード、Dモード計測を処理させる例を示すブロック図。

【図 9】Bモード像とDモード計測の画像化までの具体的な処理をパイプライン方式で行うために、図8のDEM、BM1、BM2、DM1、DM2に処理を割り当てた処理フロー図。

【図 10】図8のDEM、BM1、BM2、DM1、DM2のデータ処理の実行サイクルを示すタイムチャート。

【図 11】図1の超音波診断装置の構成に、Bモード(DEMUX処理を含む)、Dモード計測(DEMUX処理を含む)を処理させる例を示すブロック図。

【図 12】Bモード像とDモード計測の画像化までの具体的な処理をパイプライン方式で行うために、図11のBM1、BM2、DM1、DM2に処理を割り当てた処理フロー図。

【図 13】図11のBM1、BM2、DM1、DM2のデータ処理の実行サイクルを示すタイムチャート。

【図 14】Bモード像の画像化までの具体的な処理のパイプラインを中断する処理フロー図。

【図 15】図14のBM1のデータ処理の実行サイクルを示すタイムチャート。

【発明を実施するための形態】

【0011】

本発明を適用してなる超音波診断装置について図を用いて説明する。

【0012】

図1は本発明を適用した超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

図1に示すように、本発明の超音波診断装置は、被検体に超音波ビームを送信すると共に、被検体からの反射エコー信号を受信する超音波探触子1と、超音波探触子1の送信/受信を切り替える送受信切替部2と、超音波探触子1に超音波ビームを送信させるための信号を超音波探触子1に供給するビーム形成部(DBF: Digital Beam Former)3と、前記反射エコー信号をデジタル化してエコーデータを得、該エコーデータから超音波画像データへ変換するデータ変換部(DSC: Digital Scan Converter)4と、前記超音波画像データの計測モードデータを前記エコーデータに設定する設定部5と、前記計測モードデータと前記エコーデータとに対してデータセットを生成し、前記データセットを前記データ変換部4にデータ転送すると共に、前記データセット中の計測モードデータを前記データ変換部4に解析させ、その解析された計測モードデータにより前記データセット中のエコーデータから超音波画像データへ変換するように前記データ変換部4を制御する制御部(Controller)6と、を備えている。

【0013】

超音波探触子1は、振動子素子が超音波探触子の長軸方向に1~mチャンネル分配列される。ここでは、長軸方向にm個に切断されて1~mチャンネル分配列されているので、長軸方向の各振動子素子(1~mチャンネル)に与える遅延時間を変えることにより、長軸方向に送波や受波のビームフォーカスが可能になっている。また、長軸方向の各振動子素子に与える超音波送信信号の振幅を変えることにより送波重み付けがされ、長軸方向の各振動子素子からの超音波受信信号の増幅度又は減衰度を変えることにより受波重み付けがされるようになっている。さらに、短軸方向のそれぞれの振動子素子をオン、オフすることにより、口径制御ができるようになっている。ここで、短軸方向にもk個に切断されて1~kチャンネル分配列されている場合、短軸方向の各振動子素子(1~kチャンネル)に与える遅延時間を変えることにより、短軸方向にも送波や受波のビームフォーカスが可能になってい

10

20

30

40

50

る。

【0014】

また、短軸方向の各振動子素子に与える超音波送信信号の振幅を変えることにより送波重み付けがされ、短軸方向の各振動子素子からの超音波受信信号の増幅度又は減衰度を変えることにより受波重み付けがされるようになっている。さらに、短軸方向のそれぞれの振動子素子をオン、オフすることにより、口径制御ができるようになっている。

【0015】

なお、この超音波探触子1は、圧電素子により振動子が形成されるものがある。また、超音波探触子1は、cMUT(Capacitive Micro machined Ultrasonic Transducer)と呼ばれる半導体により振動子が形成されるものがある。

10

【0016】

送受信切替部2は、超音波探触子1に送信信号を供給すると共に受信した反射エコー信号を処理するインターフェースの役割を果たしている。また、送受信切替部2には、前記打ち出された超音波ビームに基づく被検体内からの反射エコー信号を受信し生体情報を収集する受波回路の機能も有る。

【0017】

ビーム形成部3は、超音波探触子1を制御し超音波ビームの打ち出しをさせる送波回路である。

【0018】

データ変換部4は、送受信切替部2で処理した反射エコー信号を超音波断層像に変換するもので、順次入力される反射エコー信号に基づいて超音波画像を形成する。超音波画像には、Aモード像、Bモード像、カラーフローマッピング(C)モード像、ドブラ(D)モード像、弾性(エラスト)(E)モード像、主に被検体の体表に沿って連続して配置されるBモード像を再構成して得られる3次元超音波画像がある。

20

【0019】

設定部5は、操作者が操作卓上のキーボードやトラックボールを用いて所望の計測モード、患者情報、撮像位置などの各種パラメータを入力するものである。

制御部6は、設定部5によって入力された各種パラメータに基づき送受信切替部2、ビーム形成部3、データ変換部4をそれぞれ機能させるように制御する制御用コンピュータシステムである。

30

【0020】

ビデオメモリ7は、データ変換部4によって形成された超音波画像と、患者情報やボディマーク情報などの文字やグラフィック情報、設定部5のグラフィック情報を合成して記憶するものである。前出の制御部6は、どのような表示フォーマットで表示するかを選択制御する表示制御部の機能も有している。

【0021】

表示部8は、ビデオメモリ7に記憶された超音波画像を表示するもので、例えばCRTモニターあるいは液晶モニターからなる。表示部8は超音波画像が表示されて操作者によって診断可能な画像が表示されればよいのであって、アナログ出力、デジタル出力の何れの表示技術を本発明の実施に含むものとする。

40

【0022】

さらに、データ変換部4は、内部メモリ41、プロセッサ制御部(PPE: PowerPC Processor Element)42、内部データ転送バス(EIB: Element Interconnect Bus)43、プロセッサ(SPE: Synergistic Processor Element)44~4Bと、を具備している。

【0023】

内部メモリ41は、制御部6から転送されるデータを受けて記憶するものである。

プロセッサ制御部42は、内部データ転送バス43を介して接続されるプロセッサ44~4Bを制御するものである。その制御の具体例は、内部メモリ41に記憶されるデータやパラメータを解析し、プロセッサ44~4Bに処理プログラムを割り当てて、内部メモリ41に記憶されるデータから超音波画像を得る。データ変換部4は、例えばCELLなどアーキテクチャが標

50

準化されたプロセッサを採用してなる。CELLとは、日本でのCell Broadband Engine(登録商標)の略記で、株式会社ソニー・コンピュータエンタテインメント等によって開発されたマイクロプロセッサである。

【0024】

また、プロセッサの数は図1において例として8個としているが、プロセッサの処理能力によって任意に設定できるため、任意の自然数の個数であってもよい。

【0025】

(第1の実施形態) 共有データ(CD)と処理対象データ(RD)のデータセット・転送

第1の実施形態について図2A、図2Bを用いて説明する。第1の実施形態では、共有データ(CD)と処理対象データ(RD)とのデータセットとこのデータセットによるデータ処理の手法を開示する。データセットとは、共有データ(CD)と処理対象データ(RD)の各データを組み合わせたデータを作成することを意味する。

10

【0026】

図2A、図2Bは共有データとRFデータのデータセット生成の構成とデータフローを示す図である。

まず、第1の実施形態の構成について図2Aを用いて説明する。

制御部6は、内部メモリ61を有している。

【0027】

内部メモリ61は、設定部5から設定された計測モード(Aモード、Bモード、Cモード、Dモード、Eモード、3次元など)データを含む共有データ(CD)を記憶する。共有データ(CD)は一例として1バイトの記憶領域を有している。

20

【0028】

一方、内部メモリ61には、計測された処理対象データ(RD)を記憶する。処理対象データ(RD)は一例として1024バイトの記憶領域を有している。

【0029】

制御部6は、内部メモリ61中の共有データ(CD)の記憶領域と処理対象データ(RD)の記憶領域のアドレスを連続して記憶させる機能を有している。本実施形態では、この機能を「データセット」とするという。制御部6は、データセットされた共有データ(CD)及び処理対象データ(RD)の記憶領域に記憶されるデータをデータ変換部4(DSC)のメモリ41へ転送する機能も有している。

30

【0030】

第1の実施形態の動作について図2Bを用いて説明する。

制御部6は、内部メモリ61中の共有データ(CD)の記憶領域と処理対象データ(RD)の記憶領域のアドレスを連続させてデータセットを行う。

制御部6は、データセットされた共有データ(CD)及び処理対象データ(RD)の記憶領域に記憶されるデータをデータ変換部4のメモリ41へ転送する。

【0031】

第1の実施形態によれば、制御部6により、共有データ(CD)と処理対象データ(RD)とに対してデータセットを生成し、前記データセットをデータ変換部4のメモリ41にデータ転送すると共に、前記データセット中の計測モードデータを前記データ変換部4に解析させ、その解析された計測モードデータにより前記データセット中のエコーデータから超音波画像データへ変換するように前記データ変換部4を制御するので、1つのデータ変換部であってもデータ演算処理の高速化ができる。また、第1の実施形態特有の効果は、データ転送バスによって処理対象データと処理パラメータと一緒にプロセッサに届くので、従来のように処理パラメータに相当する信号と処理対象データの到着が非同期であるときの待機処理を不要にできる。

40

【0032】

(第2の実施形態) パケット分割・復元

第2の実施形態について図3、図4を用いて説明する。第2の実施形態では、例えばBモードとDモードなどの複数の計測モードが交互に計測される場合、それぞれの計測モードで

50

のフレームレートの低下を防止する例を開示する。

【 0 0 3 3 】

図3は、原データからパケットデータを生成するまでの構成とデータフローを示す図、図4は、パケットデータから原データを復元するまでの構成とデータフローを示す図である。

【 0 0 3 4 】

第1の実施形態のように、処理対象データ(RD)(別名「原データ」とも言う)が1024バイトのまま転送されたのでは、制御部(CONT)6とデータ変換部(DSC)4を接続するデータ転送バスが、転送終了まで次の計測モードデータが送れない状態になる場合が想定される。例えばBモードとDモードが交互に計測される場合などの計測の待機状態が予想される。この状態を回避するため、計測データを分割して通信するパケット通信技術を利用する。

10

【 0 0 3 5 】

パケットデータ作成には、まず共有データ(CD)を第1の実施形態での計測モードに、計測時間を示すタイムコード、パケット番号、パケット総数の各データを付加すること、次に処理対象データ(RD)のデータ分割を行うことが必要になる。共有データ(CD)は上記各データを付加し予備データを含めると例えば48バイト程度になる。

【 0 0 3 6 】

超音波診断装置の仕様は、順次計測される超音波信号の走査処理がリアルタイムで処理されることが要求される。この要求から分割の数は決定される。

【 0 0 3 7 】

20

さらに、超音波探触子のチャンネル数の増加、計測モード数が複数個のデータ処理が並列に実行される状況、超音波の送受信繰り返し周波数の8kHzから20kHz程度への高周波化、などの高機能化が検討される。例えば第1の実施形態の1(共有データ(CD)) + 1024(処理対象データ(RD)) = 1025バイトの20倍程度的高速通信が要求されることが予想される。

【 0 0 3 8 】

従って、 $1025 \text{ バイト} \div 20 = 51.2 \text{ バイト}$

$$51.2 - 48 = 3.2 \text{ バイト}$$

よって、転送可能なバイト数は3.2バイトを下回る2バイトずつ、つまり $2 + 48 = 50$ バイトをパケットデータのサイズとし、処理対象データ(RD)の分割数は512とすればよい。

制御部6には内部メモリ61を有していることは、第1の実施形態と同じであるからその説明は省略する。

30

【 0 0 3 9 】

内部メモリ61は、計測モードデータを含む共有データ(CD)を記憶する。共有データ(CD)は一例として48バイトの記憶領域を有している。

【 0 0 4 0 】

一方、内部メモリ61には、計測された原データを512分割したデータ(RD001 ~ RD512)を記憶する。分割データは2バイトの記憶領域を有している。

【 0 0 4 1 】

制御部6は、内部メモリ61中のCDの記憶領域と原データからの分割データ(RD001 ~ RD512)の記憶領域についてデータセットし、パケットデータを生成する機能を有している。制御部6は、生成されたパケットデータをデータ変換部4(DSC)のメモリ41へ転送する機能も有している。パケットデータは、例えば、タイムコード：制御部6に内蔵されるタイマからの計測時間、計測モード；Bモード、パケット番号：1 ~ 513、パケット総数：513として、512個記憶される。512個のパケットデータは、CD(48バイト)とRD001(2バイト)のデータセット、共有データ(CD)(48バイト)とRD002(2バイト)のデータセット、・・・CD(48バイト)とRD512(2バイト)のデータセットである。また、パケットデータの終了をデータ変換部4に通信するために最後のパケットデータにデータ終了コード(EOD)が設定されている。

40

【 0 0 4 2 】

データ変換部4のプロセッサ制御部42は、制御部6から513個のパケットデータ転送を受け、パケットデータを内部メモリ41に記憶する。プロセッサ制御部42は、共有データ(CD)

50

とEODを解析して原データを復元する。その解析例は、共有データ(CD)のタイムコードと計測モードを解析することにより、同時刻に得られた同じ計測モード(ここではBモード)のパケットデータから原データを復元する。さらに、プロセッサ制御部42は、前記原データをプロセッサ44~4Bに処理プログラムを割り当てて、内部メモリ41に記憶されるデータからBモード像を得る。

【0043】

第2の実施形態の動作について図3、図4を用いて説明する。

制御部6は、内部メモリ61中の共有データ(CD)の記憶領域と処理対象データ(RD)の分割データの記憶領域のアドレスを連続させてデータセットを行い、513個のパケットデータを生成する。

10

制御部6は、生成された513個のパケットデータをデータ変換部4のメモリ41へ転送する。

【0044】

プロセッサ制御部42は、513個のパケットデータ中のタイムコードと計測モードを解析することにより、同時刻に得られた同じ計測モード(ここではBモード)のパケットデータから原データを復元する。さらに、プロセッサ制御部42は、前記原データをプロセッサ44~4Bに処理プログラムを割り当てて、内部メモリ41に記憶されるデータからBモード像を得る。

【0045】

第2の実施形態によれば、制御部6により、パケットデータを生成し、前記パケットデータをデータ変換部4のメモリ41にデータ転送すると共に、前記パケットデータ中の計測モードデータを前記データ変換部4に解析させ、その解析された計測モードデータにより前記パケットデータを復元したエコーデータから超音波画像データへ変換するように前記データ変換部4を制御するので、1つのデータ変換部であってもデータ演算処理の高速化ができる。また、第2の実施形態特有の効果は、複数の計測モードや超音波の送受信繰り返し周波数の高周波化を含む高速化・高機能化の要求を対応することが可能となる。

20

【0046】

(第3の実施形態)Bモード像の計算・パイプライン処理

第3の実施形態について図5、図6、図7を用いて説明する。第3の実施形態では、例えばBモード像の画像化までの一例を開示する。

30

【0047】

図5は、図1の超音波診断装置の構成にBモード像を処理させる例を示すブロック図である。ここでは、Bモード像の画像処理を高速に行うため、データ処理するプロセッサは、プロセッサ44とプロセッサ45の2つに割り当てることとする。プロセッサ44、45には、それぞれBM1、BM2として割り当てている。

【0048】

図6は、Bモード像生成までの具体的な処理をパイプライン方式で行うために、図5のBM1、BM2に処理を割り当てた処理フロー図、図7は、図5のBM1、BM2のデータ処理の実行サイクルを示すタイムチャートである。

【0049】

40

Bモード像生成までに必要な処理は、対数圧縮処理、パースタンス処理、エンハンス処理、走査変換処理、ガンマ補正処理、データ転送処理からおおよそなる。

【0050】

対数圧縮処理は、例えば2の20乗もある超音波受信信号のダイナミックレンジを比較的小さい回路上のダイナミックレンジ、実質的にはモニタのダイナミックレンジに圧縮する。パースタンス処理は、対数圧縮処理後の画素に対してモニタ上の同じ位置に表示されるデータ同士を加算平均する。エンハンス処理は、パースタンス処理後の画素に対して画素間の境界が鮮明になるようにエッジ強調する。走査変換処理は、エンハンス処理後の画素を超音波ビームの走査から表示モニタの走査へ座標変換する。ガンマ補正処理は、走査変換処理後の画素に対し、画素の定義域と値域を決めるガンマ曲線で表示階調を補正す

50

る。データ転送処理は、ガンマ補正処理後の画像(Bモード像)をビデオメモリ7に送り出す。

【 0 0 5 1 】

これらの処理は、対数圧縮処理、パースタンス処理、エンハンス処理からなる超音波走査処理と、走査変換処理、ガンマ補正処理、データ転送処理からなるTV走査処理に分けることができる。つまり、BM1には超音波走査処理を割り当て、BM2にはTV走査処理を割り当てる。これによって、逐次更新するBモード像のデータガンマ補正処理に対してパイプライン方式を採用することができる。

【 0 0 5 2 】

次に、図7を用いてデータ処理の動作を説明する。

10

まず、プロセッサ44(BM1)は最初の処理対象データ(RD)であるRF1について超音波走査処理を行う。

【 0 0 5 3 】

次に、プロセッサ45(BM2)はRF1についてTV走査処理を行い、RF1に対するBモード像データ(BMD1)をビデオメモリ7へ出力する。同じパイプライン演算の実行サイクルで、プロセッサ44(BM1)はRF1の次のデータであるRF2について超音波走査処理を行う。

【 0 0 5 4 】

さらに次に、ビデオメモリ7はBMD1をディスプレイ8に表示する。同じパイプライン演算の実行サイクルで、プロセッサ45(BM2)はRF2についてTV走査処理を行い、RF2に対するBモード像データ(BMD2)をビデオメモリ7へ出力する。また同じパイプライン演算の実行サイ

20

クルで、プロセッサ44(BM1)はRF2の次のデータであるRF3について超音波走査処理を行う。

【 0 0 5 5 】

さらにまた次に、ビデオメモリ7はBMD2をディスプレイ8に表示する。同じパイプライン演算の実行サイクルで、プロセッサ45(BM2)はRF3についてTV走査処理を行い、RF3に対するBモード像データ(BMD3)をビデオメモリ7へ出力する。また同じパイプライン演算の実行サイクルで、プロセッサ44(BM1)はRF3の次のデータであるRF4について超音波走査処理を行う。

【 0 0 5 6 】

以降、このような3段で構成されるパイプライン方式の演算は、 RF_n (n は自然数)に対するBモード像データ(BMD n)がディスプレイ7に表示するまで繰り返される。

30

【 0 0 5 7 】

第3の実施形態では、データ変換部4は、複数のプロセッサ部44~4Bから構成され、制御部6は、前記計測モードの超音波画像データの演算に前記プロセッサ部44~4Bの少なくとも一つを割り当て、前記エコーデータから超音波画像データへ変換するように、前記割り当てられたプロセッサ部を制御することができる。

【 0 0 5 8 】

また、制御部6は、前記割り当てられたプロセッサ部を複数用いて前記計測モードの超音波画像データを演算する場合、前記複数段のプロセッサ部をパイプライン処理するように、前記割り当てられたプロセッサ部を制御することができる。

40

【 0 0 5 9 】

よって、第3の実施形態は、以上説明した構成を有しているので、1つのデータ変換部であってもデータ演算処理の高速化ができる。また、第3の実施形態特有の効果は、並列データ処理又はパイプライン処理により、高速化・高機能化の要求を対応することが可能となる。

【 0 0 6 0 】

(第4の実施形態)デマルチプレクサ(DEMUX)処理に専用プロセッサを有する場合

第4の実施形態について図8、図9、図10を用いて説明する。第4の実施形態では、Bモード像とDモード計測が交互に計測される場合で、それぞれの各モードのデータを仕分けるDEMUX処理を1つのプロセッサに割り当て、またBモード像とDモード計測にそれぞれ2つずつ

50

プロセッサに割り当てて、Bモード像とDモード計測の画像化までの一例を開示する。

【0061】

図8は、図1の超音波診断装置の構成に、DEMUX処理、Bモード、Dモード計測を処理させる例を示すブロック図である。ここでは、DEMUX処理にプロセッサ44を割り当て、Bモード像をデータ処理するプロセッサは、プロセッサ45とプロセッサ46の2つに割り当て、Dモード計測をデータ処理するプロセッサは、プロセッサ47とプロセッサ48の2つに割り当てることとする。プロセッサ44～48には、それぞれDEM、BM1、BM2、DM1、DM2として割り当てている。

【0062】

図9は、Bモード像とDモード計測の画像化までの具体的な処理をパイプライン方式で行うために、図8のDEM、BM1、BM2、DM1、DM2に処理を割り当てた処理フロー図、図10は、図8のDEM、BM1、BM2、DM1、DM2のデータ処理の実行サイクルを示すタイムチャートである。

【0063】

DEMUX処理は、処理対象データがどの計測モードであるかを判定し、その判定に基づいて前記処理対象データをBモード用プロセッサとDモード用プロセッサに振り分ける。

【0064】

第4の実施形態では、プロセッサ44(DEM)は、この計測モードによる前記処理対象の振り分けを行っている。プロセッサ44(DEM)は、第1の実施形態にあってはデータセット、第2の実施形態にあってはパケットデータ中の計測モードから読み出し、その読み出された計測モードデータに基づき前記処理対象データをBモードであればプロセッサ45(BM1)に、Dモードであればプロセッサ47(DM1)に、振り分ける。

【0065】

Bモード像生成までに必要な処理については、第3の実施形態で説明した部分の説明を省略し、相違する部分のみ説明する。TV走査処理には、ガンマ補正処理とデータ転送処理の間に挿入される処理として後に説明するDモードの計測結果とBモード像を合成する合成処理が追加される。また、データ転送処理は、合成処理後の画像(Bモード像とDモード計測の合成画像)をビデオメモリ7に送り出すこととなる。

【0066】

Dモード計測までに必要な処理は、サンプルゲート(SG)設定処理、リサンプル処理、高速フーリエ変換(FFT)処理、加算平均処理、対数圧縮処理、記憶処理、走査変換処理、ガンマ補正処理からおおよそなる。

【0067】

SG設定処理は、被検体の超音波Bモード像上で所望の血流速診断部位にSGを設定する。リサンプル処理は、後段のフーリエ変換で演算するサンプル点を補間して求める。FFT処理は、リサンプル処理によって補間されたサンプル点について周波数分析を行い、心筋などの運動速度の遅い反射体からの比較的低周波のクラッタ成分を除去し、比較的高周波の血流成分を抽出する。加算平均処理は、FFT処理によって抽出した血流成分について所謂、サンプル点毎の相関値を得る。対数圧縮処理は、加算平均処理結果のダイナミックレンジを実質的にはモニタのダイナミックレンジに圧縮する。記憶処理は、対数圧縮処理した結果を内部メモリ41に記憶する。走査変換処理は、内部メモリ41に記憶された画素を超音波ビームの走査から表示モニタの走査へ座標変換する。ガンマ補正処理は、走査変換処理後の画素に対し、画素の定義域と値域を決めるガンマ曲線で表示階調を補正し、前記合成処理に出力する。

【0068】

これらのDモード計測処理は、SG設定処理、リサンプル処理、高速フーリエ変換(FFT)処理、加算平均処理、対数圧縮処理からなる超音波走査処理と、ガンマ補正処理からなるTV走査処理に分けることができる。つまり、DM1には超音波走査処理を割り当て、DM2にはTV走査処理を割り当てる。これによって、逐次更新するDモード計測のデータ処理に対してパイプライン方式を採用することができる。

【0069】

10

20

30

40

50

次に、図10を用いてデータ処理の動作を説明する。

まず、プロセッサ44(DEM)は最初の処理対象データ(RD)であるRF1についてデータ振り分け処理を行う。この場合、制御部6のクロック(CONT CLK)にBモードとDモードのデータ処理が並列して進行するため、RF1にはDモードの計測データRFD1とBモードの計測データRFB1が含まれる。このことは、RF2、・・・、RFn(nは自然数)についてもDモードの計測データRFD2、・・・、RFDnとBモードの計測データRFB2、・・・、RFBnが含まれる。プロセッサ44(DEM)は、RFD1をプロセッサ47(DM1)に、RFB1をプロセッサ45(BM1)にそれぞれ振り分ける。

【0070】

次に、プロセッサ45(BM1)はRFB1について超音波走査処理(Bモード)を行う。同じパイプライン演算の実行サイクルで、プロセッサ47(DM1)はRFD1について超音波走査処理(Dモード)を行う。また同じパイプライン演算の実行サイクルで、プロセッサ44(DEM)は、RFD2をプロセッサ47(DM1)に、RFB2をプロセッサ45(BM1)にそれぞれ振り分ける。

【0071】

さらに次に、プロセッサ48(DM2)はRFD1についてTV走査処理(Dモード)を行い、RFD1に対するDモード計測データ(DMD1)を生成する。プロセッサ46(BM2)はRFB1についてTV走査処理(Bモード)を行い、RFB1に対するBモード像データ(BMD1)を生成し、前記Dモード計測データ(DMD1)と合成する。同じパイプライン演算の実行サイクルで、プロセッサ46(BM2)はRFB2について超音波走査処理(Bモード)を行う。同じパイプライン演算の実行サイクルで、プロセッサ48(DM2)はRFD2について超音波走査処理(Dモード)を行う。また同じパイプライン演算の実行サイクルで、プロセッサ44(DEM)は、RFD3をプロセッサ47(DM1)に、RFB3をプロセッサ45(BM1)にそれぞれ振り分ける。

【0072】

さらにまた次に、プロセッサ48(DM2)はRFD2についてTV走査処理(Dモード)を行い、RFD2に対するDモード計測データ(DMD2)を生成する。プロセッサ46(BM2)はRFB1についてTV走査処理を行い、RFB2に対するBモード像データ(BMD2)を生成し、前記Dモード計測データ(DMD2)と合成する。プロセッサ45(BM1)はRFB2について超音波走査処理(Bモード)を行う。同じパイプライン演算の実行サイクルで、プロセッサ47(DM3)はRFD2について超音波走査処理(Dモード)を行う。また同じパイプライン演算の実行サイクルで、プロセッサ44(DEM)は、RFD4をプロセッサ47(DM1)に、RFB4をプロセッサ45(BM1)にそれぞれ振り分ける。

【0073】

さらにまた次の次に、5段で構成されるパイプライン処理を、RFn(nは自然数)に対するBモード像データ(BMDn)がディスプレイ7に表示するまで繰り返す。

【0074】

第4の実施形態では、データ変換部4は、複数のプロセッサ部44～4Bから構成され、制御部6は、前記計測モードの超音波画像データを演算するために前記プロセッサ部44～4Bの少なくとも一つに割り当て、前記エコーデータから超音波画像データへ変換するように、前記割り当てられたプロセッサ部を制御することができる。

【0075】

また、制御部6は、前記割り当てられたプロセッサ部を複数段用いて前記計測モードの超音波画像データを演算する場合、前記複数段のプロセッサ部をパイプライン処理するように、前記割り当てられたプロセッサ部を制御することができる。

【0076】

よって、第4の実施形態は、前記制御部6が、前記複数のプロセッサ部(44～4B)に対して複数の計測モードを進行させる場合、前記複数の計測モードを行わせるための任意のプロセッサ部へ個々の計測モードのデータセットを分配するために、前記任意のプロセッサ部と異なるプロセッサ部44を割り当て、前記任意のプロセッサ部と異なるプロセッサ部44及び前記任意のプロセッサ部を制御するので、1つのデータ変換部であってもデータ演算処理の高速化ができる。また、第4の実施形態特有の効果は、内部メモリ41へのアクセス効率が向上できることが可能となる。

10

20

30

40

50

(第5の実施形態)デマルチプレクサ(DEMUX)処理にプロセッサに分散する場合

第5の実施形態について図11、図12、図13を用いて説明する。第5の実施形態では、Bモード像とDモード計測が交互に計測される場合で、それぞれの各モードのデータを仕分けるDEMUX処理と並列してBモード像とDモード計測にそれぞれ2つずつプロセッサに割り当て、各プロセッサがBモード像とDモード計測を画像化するまでの一例を開示する。

【0077】

図11は、図1の超音波診断装置の構成に、Bモード(DEMUX処理を含む)、Dモード計測(DEMUX処理を含む)を処理させる例を示すブロック図である。ここでは、Bモード像にDEMUXする処理とBモード像をデータ処理するプロセッサは、プロセッサ44とプロセッサ45の2つに割り当て、Dモード像にDEMUXする処理とDモード計測をデータ処理するプロセッサは、プロセッサ46とプロセッサ47の2つに割り当てることとする。割り当てられたプロセッサ44～47には、それぞれBM1、BM2、DM1、DM2として示されている。

10

【0078】

図12は、Bモード像とDモード計測の画像化までの具体的な処理をパイプライン方式で行うために、図11のBM1、BM2、DM1、DM2に処理を割り当てた処理フロー図、図13は、図11のBM1、BM2、DM1、DM2のデータ処理の実行サイクルを示すタイムチャートである。

【0079】

D-DEMUX処理は、処理対象データがDモードであるかを判定し、その判定に基づいて前記処理対象データをプロセッサ46に取り込む。B-DEMUX処理は、処理対象データがBモードであるかを判定し、その判定に基づいて前記処理対象データをプロセッサ44に取り込む。

20

【0080】

第5の実施形態では、プロセッサ44(BM1)は、この計測モードによる前記処理対象の取り込みを行っている。プロセッサ44(BM1)は、第1の実施形態にあってはデータセット、第2の実施形態にあってはパケットデータ中の計測モードから読み出し、その読み出された計測モードデータに基づき前記処理対象データをBモードであればプロセッサ45(BM1)に取り込む。プロセッサ46(DM1)は、この計測モードによる前記処理対象の取り込みを行っている。プロセッサ46(DM1)は、第1の実施形態にあってはデータセット、第2の実施形態にあってはパケットデータ中の計測モードから読み出し、その読み出された計測モードデータに基づき前記処理対象データをDモードであればプロセッサ46(DM1)に取り込む。

【0081】

30

Bモード像生成までに必要な処理、Dモード計測までに必要な処理については、第4の実施形態で説明した部分の説明を省略する。

【0082】

Bモード像生成までに必要な処理は、B-DEMUX処理、対数圧縮処理、パーシスタンス処理、エンハンス処理、走査変換処理、ガンマ補正処理、データ転送処理からおおよそなる。B-DEMUX処理は、計測モードがBモードのみの処理データを識別し、プロセッサ44に読み込む。

【0083】

Dモード計測処理は、D-DEMUX処理、SG設定処理、リサンプル処理、高速フーリエ変換(FFT)処理、加算平均処理、対数圧縮処理、ガンマ補正処理からおおよそなる。B-DEMUX処理は、計測モードがDモードのみの処理データを識別し、プロセッサ46に読み込む。

40

【0084】

次に、図13を用いてデータ処理の動作を説明する。

まず、プロセッサ44(BM1)は最初の処理対象データ(RD)であるRF1についてデータ取り込み処理を行い、RFB1について超音波走査処理(Bモード)を行う。同じパイプライン演算の実行サイクルで、プロセッサ46(DM1)はRFD1について超音波走査処理(Dモード)を行う。

【0085】

次に、プロセッサ46(DM2)はRFD1についてTV走査処理(Dモード)を行い、RFD1に対するDモード計測データ(DMD1)を生成する。プロセッサ44(BM2)はRFB1についてTV走査処理を行い、RFB1に対するBモード像データ(BMD1)を生成し、前記Dモード計測データ(DMD1)と合成

50

する。プロセッサ44(BM1)はRFB2について超音波走査処理(Bモード)を行う。同じパイプライン演算の実行サイクルで、プロセッサ46(DM2)はRFD2について超音波走査処理(Dモード)を行う。

【0086】

さらに次に、プロセッサ47(DM2)はRFD2についてTV走査処理(Dモード)を行い、RFD2に対するDモード計測データ(DMD2)を生成する。プロセッサ45(BM2)はRFB1についてTV走査処理を行い、RFB2に対するBモード像データ(BMD2)を生成し、前記Dモード計測データ(DMD2)と合成する。プロセッサ44(BM1)はRFB2について超音波走査処理(Bモード)を行う。同じパイプライン演算の実行サイクルで、プロセッサ47(DM3)はRFD2について超音波走査処理(Dモード)を行う。また同じパイプライン演算の実行サイクルで、プロセッサ44(BM1)は、RFB2をプロセッサ45(BM1)にそれぞれ振り分ける。

10

【0087】

さらにまた次の次に、4段で構成されるパイプライン処理を、RFBn(nは自然数)に対するBモード像データ(BMDn)がディスプレイ7に表示するまで繰り返す。

【0088】

第5の実施形態では、データ変換部4が、複数のプロセッサ部44~4Bから構成され、制御部6は、前記計測モードの超音波画像データを演算するために前記プロセッサ部44~4Bの少なくとも一つに割り当て、前記エコーデータから超音波画像データへ変換するように、前記割り当てられたプロセッサ部を制御することができる。

【0089】

20

また、制御部6は、前記割り当てられたプロセッサ部を複数段用いて前記計測モードの超音波画像データを演算する場合、前記複数段のプロセッサ部をパイプライン処理するように、前記割り当てられたプロセッサ部を制御することができる。

【0090】

よって、第5の実施形態は、前記制御部6は、前記複数のプロセッサ部44~4Bに対して複数の計測モードのデータ処理を並列して進行させる場合、前記複数の計測モードを行わせるための任意のプロセッサ部に個々の計測モードのデータセットを識別させることができる。

【0091】

また、前記制御部6は、前記複数の計測モードのうちの画像がフレーム単位で遷移するフレーム計測モードと、前記複数の計測モードのうちの画像がライン単位で遷移するサーベイ計測モードと調停するように制御することができる。

30

【0092】

このように第5の実施形態では、1つのデータ変換部であってもデータ演算処理の高速化ができる。また、第5の実施形態特有の効果は、プロセッサの分割処理に組み込みことが容易となる。

【0093】

(第6の実施形態)エラー検出時の処理進行の停止

第6の実施形態について図14、図15を用いて説明する。第6の実施形態では、Bモード像が計測される場合で、エラーが検出された場合以降の処理の実行を停止する一例を開示する。

40

【0094】

図14は、Bモード像の画像化までの具体的な処理のパイプラインを中断する処理フロー図、図15は、図14のBM1のデータ処理の実行サイクルを示すタイムチャートである。

【0095】

第6の実施形態では、プロセッサ44(BM1)は、共有データでエラーを見つける、つまり、プロセッサ44(BM1)は、第1の実施形態にあってはデータセット、第2の実施形態にあってはパケットデータ中のエラーデータを読み出し、その読み出されたエラーデータに基づき以降に接続されるプロセッサ、ビデオメモリ、ディスプレイの動作を停止し、NOP(何もしない)プログラムを実行する。

50

【 0 0 9 6 】

第6の実施形態では、制御部6が、前記データセットにデータ転送又は計測時におけるエラーデータをさらに付加し、前記データセット中のエラーデータを前記データ変換部4に解析させ、その解析されたエラーデータにより前記データセット中のエコーデータから超音波画像データへの変換を停止するように、前記データ変換部4を制御することができる。

【 0 0 9 7 】

よって、第6の実施形態特有の効果は、エラー情報を検出したときは無効なデータのデータ演算を停止できる。

【 0 0 9 8 】

また、添付図面を参照して、本発明に係る超音波診断装置等の好適な実施形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。当業者であれば、本願で開示した技術的思想の範疇内において、各種の変更例又は修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

【 0 0 9 9 】

また、本実施形態では、制御部6が、プロセッサの内部にいる例で説明したが、この例に限らず、プロセッサの外部に設けてもよい。

【 符号の説明 】

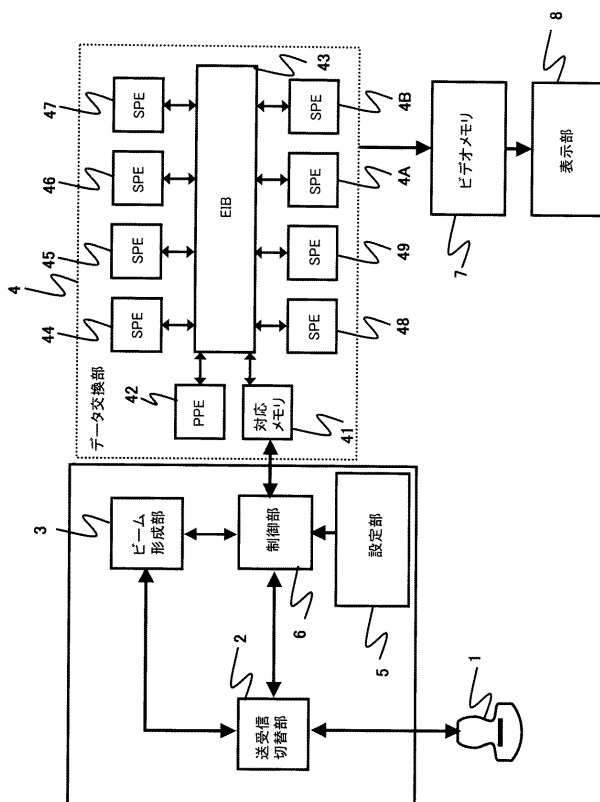
【 0 1 0 0 】

1 超音波探触子、3 ビーム形成部、4 データ変換部、5 設定部、6 制御部。

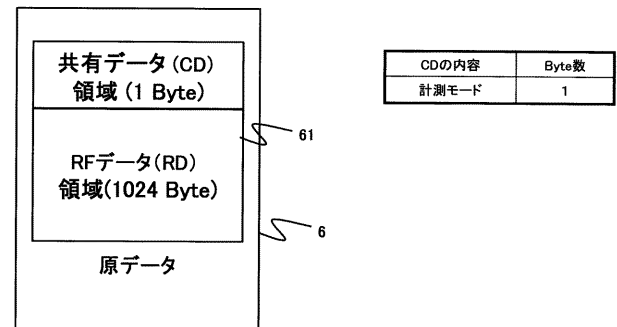
10

20

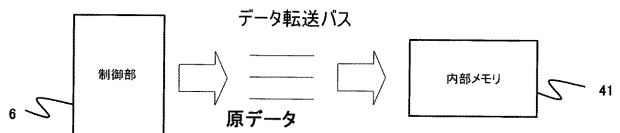
【 図 1 】



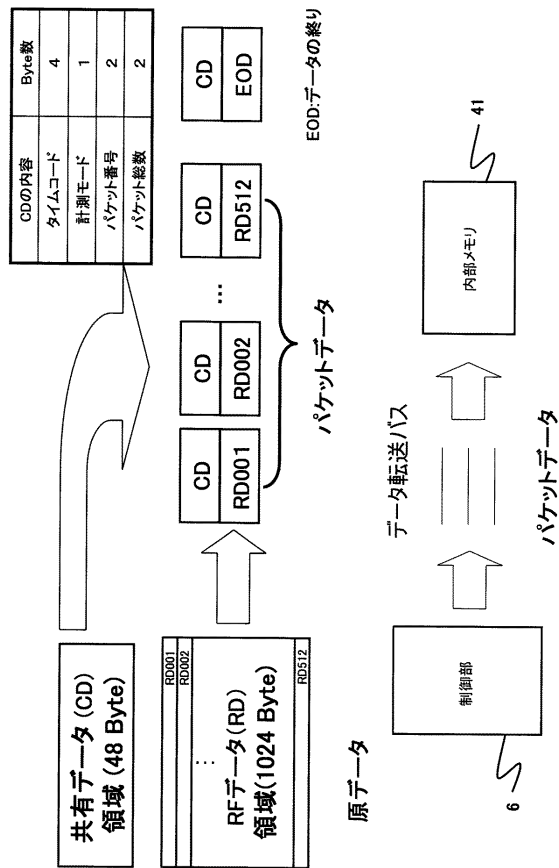
【 図 2 A 】



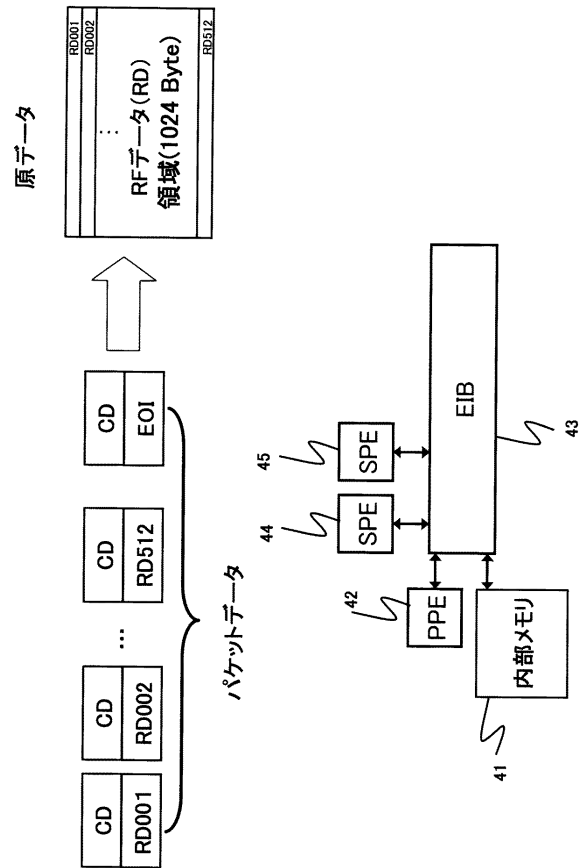
【 図 2 B 】



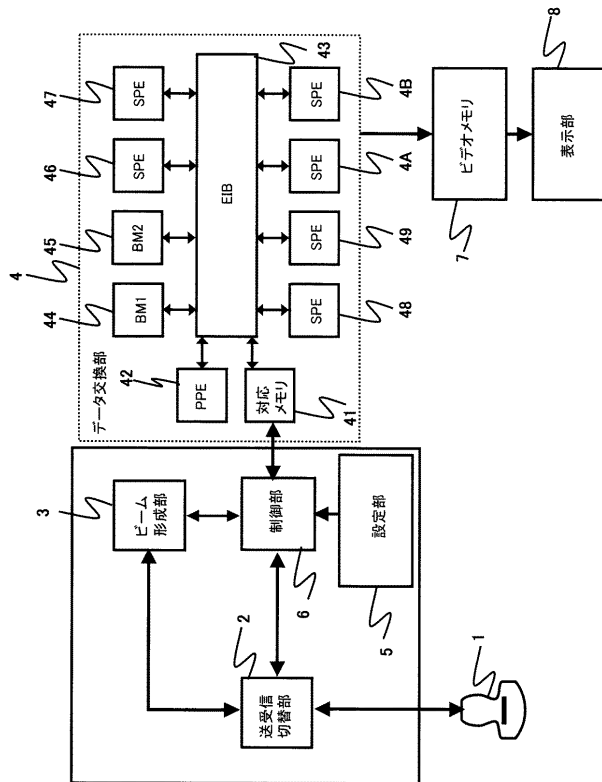
【図 3】



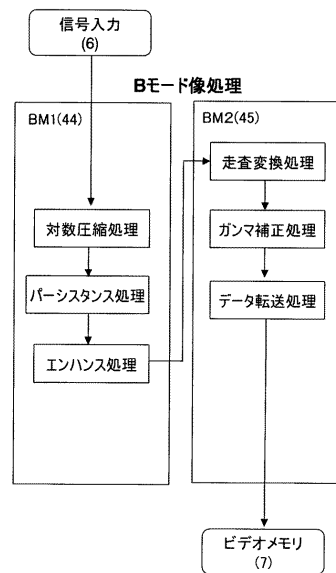
【図 4】



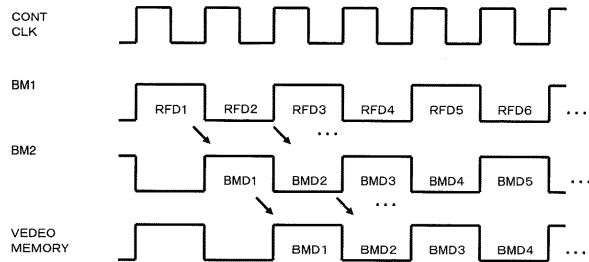
【図 5】



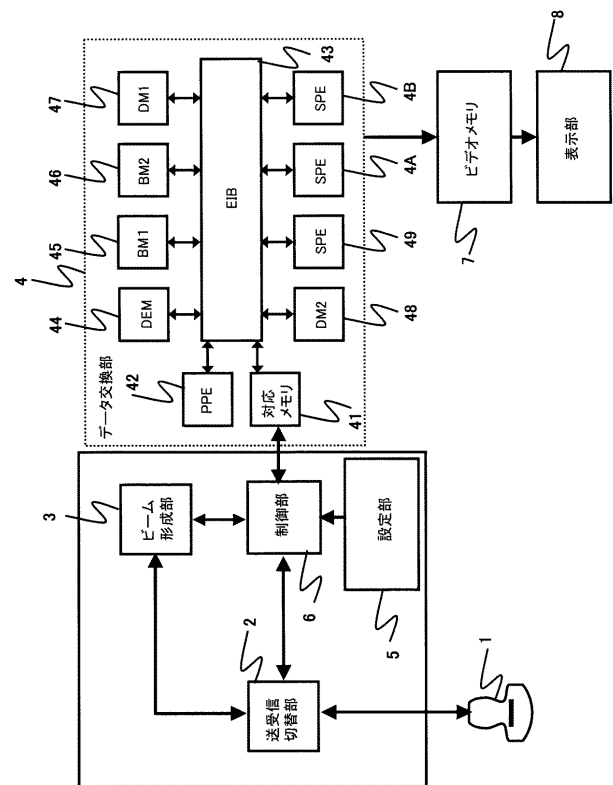
【図 6】



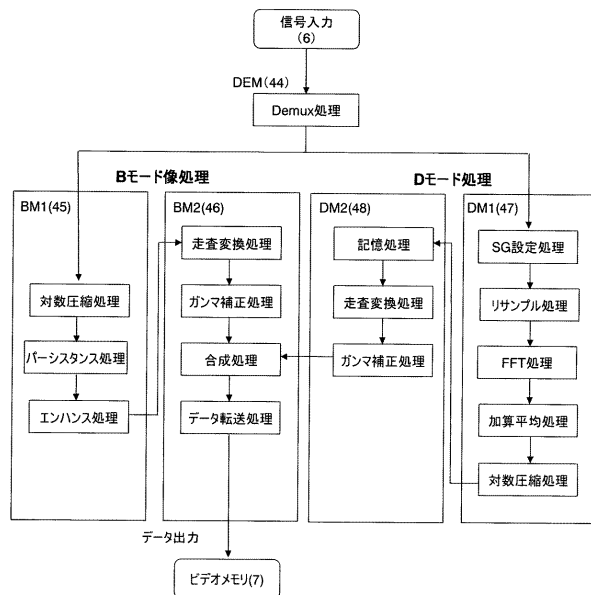
【図 7】



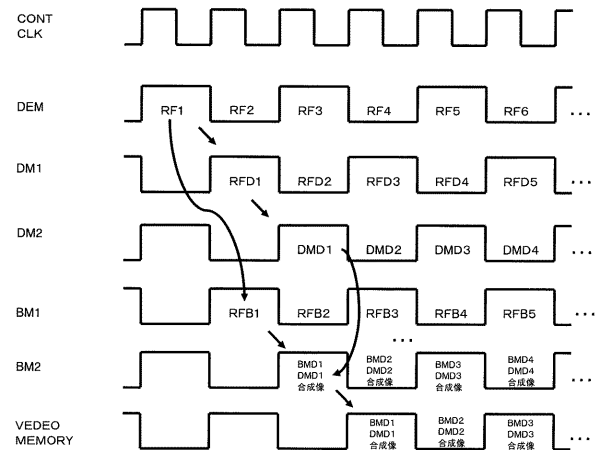
【図 8】



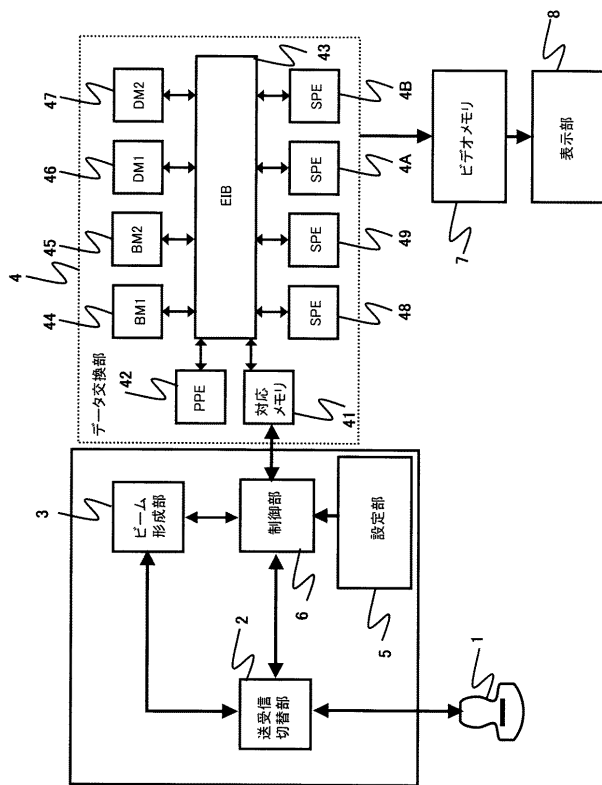
【図 9】



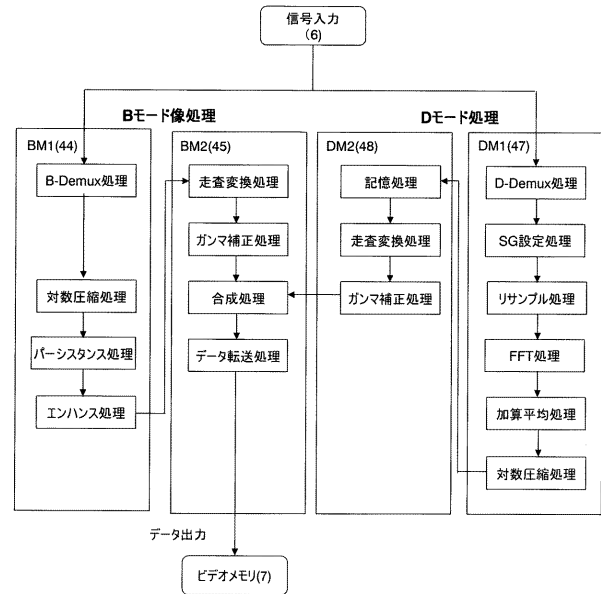
【図 10】



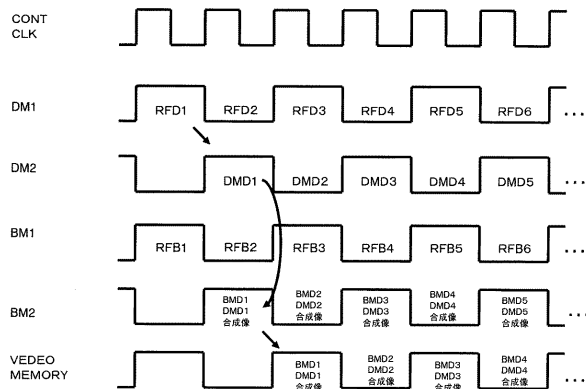
【図 1 1】



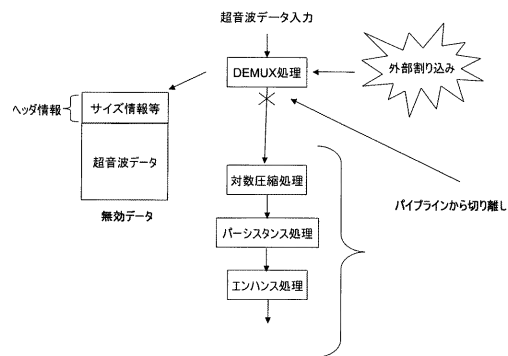
【図 1 2】



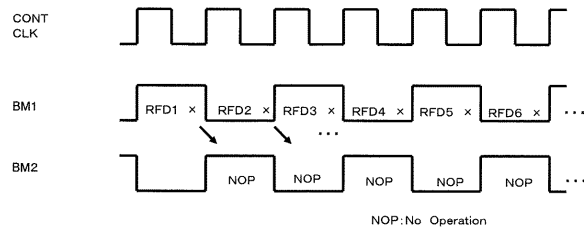
【図 1 3】



【図 1 4】



【 図 15 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/064576

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2009
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2009	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2009

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2004-41273 A (Aloka Co., Ltd.), 12 February, 2004 (12.02.04), Par. Nos. [0018] to [0021], [0025] to [0029]; Figs. 1 to 3 (Family: none)	1-4, 6-8, 10-13 9, 14
X	JP 2004-351083 A (Aloka Co., Ltd.), 16 December, 2004 (16.12.04), Par. Nos. [0025] to [0031], [0035], [0040], [0048] to [0050]; Figs. 1, 3, 7, 8 (Family: none)	1, 2, 4, 5, 10, 11 9, 14
Y	JP 2006-136711 A (General Electric Co.), 01 June, 2006 (01.06.06), Par. No. [0053]; Fig. 4 & US 2006/0092930 A1 & DE 102005051353 A	9, 14

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
30 September, 2009 (30.09.09)Date of mailing of the international search report
13 October, 2009 (13.10.09)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/064576

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 11-164831 A (Aloka Co., Ltd.), 22 June, 1999 (22.06.99), Par. Nos. [0012], [0013], [0016] to [0019]; Figs. 1, 2 (Family: none)	1

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2009/064576	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2009年 日本国実用新案登録公報 1996-2009年 日本国登録実用新案公報 1994-2009年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X	JP 2004-41273 A（アロカ株式会社） 2004.02.12	1-4, 6-8, 10-13	
Y	段落 18-21, 25-29、図 1-3 （ファミリーなし）	9, 14	
X	JP 2004-351083 A（アロカ株式会社） 2004.12.16	1, 2, 4, 5, 10, 11	
Y	段落 25-31, 35, 40, 48-50、図 1, 3, 7, 8 （ファミリーなし）	9, 14	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 30.09.2009		国際調査報告の発送日 13.10.2009	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 右高 孝幸 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9808

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 9 / 0 6 4 5 7 6
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2006-136711 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ) 2006.06.01 段落 53、図 4 & US 2006/0092930 A1 & DE 102005051353 A	9, 14
X	JP 11-164831 A (アロカ株式会社) 1999.06.22 段落 12, 13, 16-19、図 1, 2 (ファミリーなし)	1

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM), EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,SE,SI,S K,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BR, BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,I S,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PE ,PG,PH,PL,PT,RO,RS,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JPWO2010029838A5	公开(公告)日	2012-07-05
申请号	JP2010528697	申请日	2009-08-20
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	藤井信彦		
发明人	藤井 信彦		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/52 A61B8/5207 A61B8/5238 G01S7/52034 G01S15/8906 H04L67/12 H04L69/324		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE07 4C601/EE13 4C601/JB55 4C601/JB60 4C601/LL20		
优先权	2008230428 2008-09-09 JP		
其他公开文献	JPWO2010029838A1 JP5436433B2		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，具有：超声波探头，其向被检查者发送超声波束并从被检查者接收反射回波信号；波束形成单元，其向超声波探头提供用于使超声波探头发送超声波束的信号。数据转换器，其用于将反射回波信号数字化以获得回波数据，并将回波数据转换为超声图像数据，包括：设置单元，其在回波数据中设置超声图像数据的测量模式数据；以及控制器，其在将测量模式数据和回波数据相加，将数据集传输到数据转换器，使数据转换器分析数据集中的测量模式数据，并控制数据转换器，以便将数据集中的回波数据转换为超声波基于分析的测量模式数据的图像数据。