

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02010/055818

発行日 平成24年4月12日 (2012. 4. 12)

(43) 国際公開日 平成22年5月20日 (2010. 5. 20)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)

出願番号	特願2010-537768 (P2010-537768)	(71) 出願人	000153498
(21) 国際出願番号	PCT/JP2009/069079		株式会社日立メディコ
(22) 国際出願日	平成21年11月10日 (2009. 11. 10)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(31) 優先権主張番号	特願2008-292372 (P2008-292372)	(72) 発明者	藤井 信彦
(32) 優先日	平成20年11月14日 (2008. 11. 14)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		株式会社日立メディコ内
		(72) 発明者	大滝 元
			東京都千代田区外神田四丁目14番1号
			株式会社日立メディコ内
		Fターム(参考)	4C601 BB06 EE21 GB04 JB60 JC40 KK12 KK17

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波診断装置の信号処理実行方法

(57) 【要約】

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ともに前記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、該超音波探触子に前記超音波ビームを送信させる駆動信号を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得られたエコーデータを超音波画像データへ変換するデータ変換部と、前記変換された超音波画像データに基づく超音波画像を表示する表示部とを備えた超音波診断装置であって、前記データ変換部で実行する複数の信号処理及び該複数の信号処理の実行順序を一般言語で書き換え可能な処理構成テキストを有し、前記データ変換部は前記処理構成テキストの記述に基づいて前記エコーデータに複数の信号処理を実行して前記超音波画像データへ変換する制御部を備える。

【図3】

30

BW_Process {			
AA	BB	CC	
処理名	入力	出力	LUT
DD	データ分配処理	A	-
EE	対数圧縮処理	A	B
FF	パーシステンス処理	B	C
GG	エンハンス処理	C	D
HH	走査変換処理	D	E
II	ガンマ補正処理	E	F
JJ	データ転送処理	F	-
}			

AA PROCESS NAME
BB INPUT
CC OUTPUT
DD DATA DISTRIBUTION PROCESS
EE LOGARITHMIC COMPRESSION PROCESS
FF PERSISTENCE PROCESS
GG ENHANCE PROCESS
HH SCAN CONVERSION PROCESS
II GAMMA CORRECTION PROCESS
JJ DATA TRANSFER PROCESS

【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ともに前記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、該超音波探触子に前記超音波ビームを送信させる駆動信号を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得られたエコーデータを超音波画像データへ変換するデータ変換部と、前記変換された超音波画像データに基づく超音波画像を表示する表示部とを備えた超音波診断装置であって、

前記データ変換部で実行する複数の信号処理及び該複数の信号処理の実行順序を一般言語で書き換え可能な処理構成テキストを有し、前記データ変換部は前記処理構成テキストの記述に基づいて前記エコーデータに複数の信号処理を実行して前記超音波画像データへ変換する制御部を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記処理構成テキストは、前記データ変換部で実行する複数の信号処理名と、該複数の信号処理名のそれぞれに対する入力バッファ名及び出力バッファ名とを記述するようになっており、一の信号処理名における出力バッファ名と他の信号処理名における入力バッファ名とを一致させることにより前記一の信号処理名に係る信号処理と他の信号処理名に係る信号処理の実行順序を記述する請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記データ変換部は複数のプロセッサを有して構成され、

前記処理構成テキストは、複数の信号処理ブロック名と、該複数の信号処理ブロック名のそれぞれに対する前記データ変換部で実行する複数の信号処理名と、該複数の信号処理名のそれぞれに対する入力バッファ名及び出力バッファ名とを記述するようになっており、前記各信号処理ブロック名における複数の信号処理名に係る信号処理群がそれぞれ前記複数のプロセッサに割り当てられて並列に実行される請求項2記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記処理構成テキストは、一の信号処理ブロック名に係る前記信号処理群と他の信号処理ブロック名に係る前記信号処理群の相互間で同期して実行される一対の信号処理名に対して同期名を記述可能になっており、前記同期名が記述された信号処理名に係る信号処理は互いに同期して実行される請求項3記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記処理構成テキストは、前記信号処理名に対して信号処理に用いられる処理係数が格納されたテーブル名を記述可能になっており、前記テーブル名が記述された信号処理名に係る信号処理を実行する際に該テーブル名に係る処理係数が参照される請求項2記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

超音波探触子が被検体に超音波ビームを送信するとともに前記被検体からの反射エコー信号を受信するステップと、ビーム形成部が該超音波探触子に前記超音波ビームを送信させる駆動信号を供給するステップと、データ変換部が前記反射エコー信号をデジタル化して得られたエコーデータを超音波画像データへ変換するステップと、表示部が前記変換された超音波画像データに基づく超音波画像を表示するステップと、制御部が前記データ変換部で実行する複数の信号処理及び該複数の信号処理の実行順序を一般言語で書き換え可能な処理構成テキストを有し、前記データ変換部は前記処理構成テキストの記述に基づいて前記エコーデータに複数の信号処理を実行して前記超音波画像データへ変換するステップを含むことを特徴とする超音波診断装置の信号処理実行方法。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波診断装置に係り、特に、被検体からの反射エコー信号を超音波画像データに変換するデータ変換部の信号処理構成を変更する技術に関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

超音波診断装置は、超音波探触子により被検体内部に超音波を送信し、被検体内部からの反射エコー信号を受信して、例えば被検体の撮像部位の断層像(Bモード像)を生成して診断用に表示する。

【 0 0 0 3 】

例えばBモード像を生成して表示するために、超音波診断装置は被検体からの反射エコー信号に対して様々な信号処理を施している。被検体からの反射エコー信号をデジタル化して得られたエコーデータに対して、例えば対数圧縮処理及びパーシスタンス処理などの超音波走査処理と、走査変換処理及びガンマ補正処理などのTV走査処理がデータ変換部により実行されて表示される。

10

【 0 0 0 4 】

超音波診断装置は、Bモード像の他、撮像部位の時間変化像(Mモード像)、被検体の血流速度等に応じて得られるドブラ像など様々な超音波画像を生成して診断用に表示する。また、例えばBモード像を単体で表示するBモード、Bモード像とMモード像を並列処理により生成して同一画面に表示するB/Mモード、Bモード像とドブラ像を並列処理により生成して同一画面に表示するB/Dモードなど多くの撮像モードを有している。

【 0 0 0 5 】

このように複数の超音波画像を並列に処理して生成表示する場合、例えば特許文献1に記載されているように、メモリやデジタルスキャンコンバータ(DSC)などのデータ処理系統を並列に複数設けて、これらで信号処理を行なうことが知られている。

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特開平8-252253号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

ところで、上述のように超音波画像を生成して表示するためには様々な信号処理をデータ変換部で実行する必要があるが、特許文献1の技術は、データ変換部で実行される信号処理構成を柔軟に変更することについては考慮されていない。

30

【 0 0 0 8 】

すなわち、データ変換部には撮像モードに固有な信号処理構成(実行される信号処理、及び実行される信号処理の実行順序など)があらかじめ設定されており、信号処理構成にしたがって様々な信号処理を実行するものであるが、この信号処理構成を柔軟に変更することが望まれている。

【 0 0 0 9 】

例えば、超音波診断装置の開発段階において、各信号処理の内容自体は変更することなく、各信号処理を実行する順序を入れ換えたり信号処理を追加或いは削除したりしながら、超音波画像の見え方がどのように変化するかなど装置の性能を検証する場合がある。また、超音波診断装置のメンテナンス段階において、クライアントの要求等に応じて信号処理構成の変更を行なう場合がある。このような場合に変更の都度、各信号処理の内容及び実行順序などが記述されているプログラミング言語ベースのソースコードを書き換えて再コンパイルして実行するのは時間がかかって開発効率、メンテナンス効率の観点から好ましくない。

40

【 0 0 1 0 】

そこで、本発明は、データ変換部の信号処理構成の変更の柔軟性を向上させることを課題とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 1 】

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ともに被検体からの反

50

射エコー信号を受信する超音波探触子と、超音波探触子に超音波ビームを送信させる駆動信号を供給するビーム形成部と、反射エコー信号をデジタル化して得られたエコーデータを超音波画像データへ変換するデータ変換部と、変換された超音波画像データに基づく超音波画像を表示する表示部とを備えて構成される。

【0012】

特に、上記課題を解決するため、データ変換部で実行する複数の信号処理及びこの複数の信号処理の実行順序を一般言語で書き換え可能な処理構成テキストを有し、データ変換部は処理構成テキストの記述に基づいてエコーデータに複数の信号処理を実行して超音波画像データへ変換することの特徴としている。

【0013】

本発明の超音波診断装置の信号処理実行方法は、超音波探触子が被検体に超音波ビームを送信するとともに前記被検体からの反射エコー信号を受信するステップと、ビーム形成部が該超音波探触子に前記超音波ビームを送信させる駆動信号を供給するステップと、データ変換部が前記反射エコー信号をデジタル化して得られたエコーデータを超音波画像データへ変換するステップと、表示部が前記変換された超音波画像データに基づく超音波画像を表示するステップと、制御部が前記データ変換部で実行する複数の信号処理及び該複数の信号処理の実行順序を一般言語で書き換え可能な処理構成テキストを有し、前記データ変換部は前記処理構成テキストの記述に基づいて前記エコーデータに複数の信号処理を実行して前記超音波画像データへ変換するステップを含んで構成される。

【0014】

これによれば、信号処理構成の変更の必要が生じたときに、各信号処理の内容自体がプログラミング言語ベースで記述されたソースコードを書き換えることなく、一般言語で記述された処理構成テキストを書き換えるだけで、信号処理構成を変更することができる。

【0015】

より具体的には、処理構成テキストは、データ変換部で実行する複数の信号処理名と、この複数の信号処理名のそれぞれに対する入力バッファ名及び出力バッファ名とを記述するようにして、一の信号処理名における出力バッファ名と他の信号処理名における入力バッファ名とを一致させることにより一の信号処理名に係る信号処理と他の信号処理名に係る信号処理の実行順序を記述するように構成することができる。

【0016】

これによれば、例えば各信号処理の実行順序を入れ換えたい場合には、入力バッファ名と出力バッファ名を書き換えて信号処理間の実行順序の結線情報を入れ換えればよい。また、信号処理の一部を削除したければ、削除したい信号処理に対応する信号処理名を削除して、これに整合させるように入出力バッファ名を書き換えればよい。また、信号処理を追加したければ、追加したい信号処理に対応する信号処理名を書き込んで、これに整合させるように入出力バッファ名を書き換えればよい。

【0017】

このように、超音波診断装置で用いられる信号処理の名前と、信号処理名のそれぞれに対応する入力バッファ名及び出力バッファ名などを含む一般言語で書き換え可能な処理構成テキストを用いることにより、信号処理構成の変更を柔軟に行なうことができる。なお、各信号処理の実行内容自体はあらかじめ設定されており、処理構成テキストは、あらかじめ設定された複数の信号処理のうち、どの信号処理を実行するか、どの順序で実行するかを記述するものである。

【0018】

ところで、データ変換部が複数のプロセッサを有して構成される場合、処理構成テキストは、複数の信号処理ブロック名と、この複数の信号処理ブロック名のそれぞれに対するデータ変換部で実行する複数の信号処理名と、この複数の信号処理名のそれぞれに対する入力バッファ名及び出力バッファ名とを記述するようにして、各信号処理ブロック名における複数の信号処理名に係る信号処理群がそれぞれ複数のプロセッサに割り当てられて並列に実行されるように構成することができる。

【 0 0 1 9 】

上述のように、超音波画像を生成表示するためには、対数圧縮処理及びパーシスタンス処理などの超音波走査処理と、走査変換処理及びガンマ補正処理などのTV走査処理が必要である。超音波走査処理とTV走査処理は互いに処理レートが異なる場合があるため、これらを同一のプロセッサで実行すると処理ロスが生じて処理効率の観点から好ましくない。そこで、例えばデータ変換部の複数のプロセッサに処理レートが異なる信号処理をそれぞれ割り当てて並列処理させることにより処理効率の向上を図ることができる。ここで、本発明のように処理構成テキストに信号処理ブロック名を記述するようにして、信号処理ブロック名ごとに並列実行する信号処理群を記述することにより、容易に並列信号処理を記述することができる。

10

【 0 0 2 0 】

また、処理構成テキストは、一の信号処理ブロック名に係る信号処理群と他の信号処理ブロック名に係る信号処理群の相互間で同期して実行される一対の信号処理名に対して同期名を記述可能にして、同期名が記述された信号処理名に係る信号処理が互いに同期して実行されるよう構成することができる。

【 0 0 2 1 】

すなわち、超音波診断装置は様々な撮像モードを有しており例えばB/DモードでBモード像とドプラ像を並列して生成し、これらを合成して表示する場合には、合成処理において両者の同期を取る必要が生じる。ここで、本発明のように同期して実行される一対の信号処理名に対して同期名を記述可能にすることにより、並列処理間の同期取りを容易に記述することができる。

20

【 0 0 2 2 】

また、処理構成テキストは、信号処理名に対して信号処理に用いられる処理係数が格納されたテーブル名を記述可能にして、テーブル名が記述された信号処理名に係る信号処理を実行する際にこのテーブル名に係る処理係数を参照するよう構成することができる。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 3 】

本発明によれば、データ変換部の信号処理構成の変更の柔軟性を向上させることができる。

【 図面の簡単な説明 】

30

【 0 0 2 4 】

【 図 1 】 本発明を適用してなる超音波診断装置の構成を示すブロック図

【 図 2 】 1つのプロセッサを用いてBモード像を生成しビデオメモリに出力するまでの処理フローを示す図

【 図 3 】 実施例1の処理構成テキストの記述例を示す図

【 図 4 】 2つのプロセッサを用いてBモード像を生成しビデオメモリに出力するまでの処理フローを示す図

【 図 5 】 実施例2の処理構成テキストの記述例を示す図

【 図 6 】 4つのプロセッサを用いてBモード像とドプラ像を生成しビデオメモリに出力するまでの処理フローを示す図

40

【 図 7 】 実施例3の処理構成テキストの記述例を示す図

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 5 】

以下、本発明を適用してなる超音波診断装置の実施形態を説明する。なお、以下の説明では、同一機能部品については同一符号を付して重複説明を省略する。

【 0 0 2 6 】

図1は本発明を適用してなる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10は、被検体に超音波ビームを送信するとともに、被検体からの反射エコー信号を受信する超音波探触子12(PROBE)と、超音波探触子12の送信/受信を切り替える送受信切替部14(PRB)と、超音波探触子12に超音波ビームを送信させるた

50

めの信号を供給するビーム形成部16(DBF)と、被検体からの反射エコー信号をデジタル化したエコーデータに複数の信号処理を施して超音波画像データへ変換するデータ変換部20と、データ変換部20で変換された超音波画像データに基づく超音波画像などを記憶するビデオメモリ22と、ビデオメモリ22に記憶された超音波画像などを表示する表示部24などを備えて構成される。

【0027】

また、超音波画像データの撮像モードデータをエコーデータに設定する設定部26(CONSOLE)と、撮像モードデータとエコーデータとを付帯してデータセットを生成し、データセットをデータ変換部20にデータ転送したり、データ変換部20を制御して、データセット中の撮像モードデータを解析させ、その解析された撮像モードデータによりデータセット中のエコーデータを超音波画像データへ変換させる制御部28(CONT)を備えている。

10

【0028】

超音波探触子12(PROBE)は、振動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、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(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る。また、短軸方向の各振動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。

20

【0029】

なお、この超音波探触子12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12として、cMUT(Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer: IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. Vol45 pp.678-690 May 1998等)と呼ばれる半導体により振動子が形成されるものを適用することもできる。

【0030】

送受信切替部14は、超音波探触子12に送信信号を供給するととも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14には、被検体に送信された超音波ビームに対する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を有する。

30

【0031】

ビーム形成部16は、超音波探触子12を制御して超音波ビームの打ち出しをさせる送波回路であり、超音波探触子12の複数の振動子を駆動する超音波パルスの送信タイミングを制御して、被検体内に設定される焦点に向けて超音波ビームを形成するようになっている。また、超音波探触子の振動子の配列方向に電子的に超音波ビームを走査するようになっている。

【0032】

データ変換部20は、送受信切替部14で受信された後、増幅などの受信処理、A/D変換、複数の振動子間の位相を揃えて加算する処理などが行なわれたエコーデータに対して後述する各種の信号処理を行なって超音波断層像データに変換するものであり、順次入力されるエコーデータ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、ドプラ(D)モード像、弾性(エラスト)(E)モード像、M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次元超音波画像などがある。

40

【0033】

ビデオメモリ22は、データ変換部20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26のグラフィック情報を合成して記憶するものである。制御部28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。

【0034】

50

表示部24は、ビデオメモリ22に記憶された超音波画像を表示するもので、例えばCRTモニタあるいは液晶モニタからなる。表示部24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ものであっても本発明に適用することができる。

【0035】

設定部26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撮像モード、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。

【0036】

制御部28は、設定部26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14、ビーム形成部16、データ変換部20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。

【0037】

図1に示すように、データ変換部20は、複数のプロセッサ20a~20hと、プロセッサ20a~20hを一括で制御するプロセッサ制御部20iと、送受信切替部14を介して送られるエコーデータを記録する内部メモリ20j(MEMORY)と、プロセッサ20a~20h、プロセッサ制御部20i、内部メモリ20j間で相互にデータを通信可能な内部データ転送バス20kを備えている。

【0038】

内部メモリ20jは、制御部28(CONT)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20iは、内部データ転送バス20kを介して接続されるプロセッサ20a~20hを制御するものである。その制御の具体例は、内部メモリ20jに記憶されるデータやパラメータを解析し、プロセッサ20a~20hに処理プログラムを割り当てて、内部メモリ20jに記憶されるデータから超音波画像を得る。

【0039】

データ変換部20は、例えばCELLなど単一のパッケージ内に複数のプロセッサコアを有するアーキテクチャが標準化されたマルチプロセッサを適用することができる。CELLとは、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。CELLを用いる場合、プロセッサ20a~20hはSPE(Synergistic Processor Element)、プロセッサ制御部20iはPPE(PowerPC Processor Element)、内部データ転送バス20kはEIB(Element Interconnect Bus)として構成される。

【0040】

なお、超音波診断装置においては、装置の小型化に寄与するデータ処理部の回路規模の縮小という要求がある一方で、装置の高機能化に寄与するデータ処理部のデータ演算処理の高速化の要求があり、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が、このような単一パッケージのマルチプロセッサを採用することで回路規模の縮小とデータ演算処理の高速化に寄与することができる。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。

【0041】

ところで、超音波診断装置10は、詳細は後述するがデータ変換部20には撮像モードに固有な信号処理構成(実行される信号処理、及び実行される信号処理の実行順序など)があらかじめ設定されており、撮像モードに応じて信号処理構成にしたがって処理がなされる。ここで、例えば装置の開発段階において、データ変換部20における様々な信号処理の内容自体は変更することなく、各信号処理を実行する順序を入れ換えたり信号処理を追加或いは削除したりしながら、超音波画像の見え方がどのように変化するかなど装置の性能を検証する場合がある。また、超音波診断装置のメンテナンス段階において、クライアントの要求等に応じて信号処理構成の変更を行なう場合がある。

【0042】

このような変更の都度、各信号処理の内容及び実行順序などが記述されているプログラミング言語ベースのソースコードを書き換えて再コンパイルして実行するのは時間がかか

10

20

30

40

50

って開発効率、メンテナンス効率の観点から好ましくない。

【 0 0 4 3 】

そこで、本実施形態の超音波診断装置10は、データ変換部20で実行する複数の信号処理及び複数の信号処理の実行順序を一般言語で書き換え可能な処理構成テキストを有しており、データ変換部20は処理構成テキスト30の記述に基づいてエコーデータに複数の信号処理を実行して超音波画像データへ変換するよう構成されている。以下、撮像モードごとの処理構成テキスト30の記述の実施例について説明する。

【実施例 1】

【 0 0 4 4 】

実施例1は、データ変換部20の1つのプロセッサに信号処理を実行させる場合の処理構成テキストの記述例である。図2は、1つのプロセッサを用いてBモード像を生成しビデオメモリ22に出力するまでの処理フローを示す図である。図3は、本実施例の信号処理を処理構成テキストに記述した一例を示す図である。

【 0 0 4 5 】

図2に示すように、Bモード像の生成表示までに必要な処理は、データ分配処理、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。これらの信号処理は、プロセッサ制御部20iにより、プロセッサ20a~20hのうちいずれか1つのプロセッサに割り当てられて実行される。

本実施例ではプロセッサ20aに割り当てられているとする。

【 0 0 4 6 】

データ分配処理は、制御部28を介して入力された処理対象のエコーデータがBモードであるかを判定し、その判定に基づいて処理対象エコーデータをプロセッサ20aに取り込む。エコーデータの判定は、エコーデータに付随して設定されているビーム種を示すデータをデータ変換部20が解析することにより行うことができる。

【 0 0 4 7 】

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。

【 0 0 4 8 】

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22に送り出す。

【 0 0 4 9 】

次に、これらの処理をデータ変換部20に演算させる手法を、図3を用いて説明する。

図3に示すように、処理構成テキスト30には、信号処理ブロック名としてBW_Processが記述され、この信号処理ブロック内の記述が { } かっこでくくられている。信号処理ブロック内は、信号処理名の欄に上述の各信号処理の名前が処理順に記述されている。

【 0 0 5 0 】

また、入力欄及び出力欄には、各信号処理間を繋ぐための結線として、それぞれの信号処理名に対して入出力バッファ名が記述されている。例えば、対数圧縮処理の出力バッファがBで、パースタンス処理の入力がBバッファとなっていれば、対数圧縮処理で処理されたバッファBがパースタンス処理の入力となり、処理がパイプライン処理として繋がることになる。言い換えれば、一の信号処理名(対数圧縮処理)における出力バッファ名(B)と他の信号処理名(端スタンス処理)における入力バッファ名(B)とを一致させることにより一の信号処理名に係る信号処理と他の信号処理名に係る信号処理の実行順序を記述している。

【 0 0 5 1 】

10

20

30

40

50

この記述により、BW_Processが実行される際には、処理構成テキスト30の記述に基づいてエコーデータに各信号処理が順次実行される。なお、各信号処理の内容自体はあらかじめ設定されており、処理構成テキスト30に記述された信号処理が記述に基づく順序で実行される。

【0052】

また、LUT欄には、記述した信号処理名に対して信号処理に用いられる処理係数が格納されたテーブル名(LUT:Look Up Table)が記述されている。本実施例では、パースタンス処理とエンハンス処理にLUTの参照の必要があるので、パースタンス処理に対してLUT_Persistというテーブル名が、エンハンス処理に対してLUT_Enhanceというテーブル名が記述されている。これにより、あらかじめ用意した係数LUTを使用することが可能となり、テーブル名が記述されているパースタンス処理を実行する際にはLUT_Persistが参照され、エンハンス処理を実行する際にはLUT_Enhanceが参照される。

10

【0053】

このように、処理構成テキスト30には、データ変換部20で実行する複数の信号処理及び複数の信号処理の実行順序が一般言語で書き換え可能に記述されている。なお、一般言語とは、本実施例のように、複数の信号処理を1まとまりとしてとらえるための信号処理ブロック名、超音波診断装置に用いられる信号処理名、各信号処理の実行順序を示すための結線情報となる入出力バッファ名、及び信号処理に用いられる処理係数が格納されたテーブル名などを含むものである。

【0054】

20

本実施例によれば、信号処理ブロック名、各記述をする入力欄、{ } かっこなどはあらかじめフォーマットとして記述しておき、信号処理名、及び信号処理の実行順序を表す入出力バッファ名による結線情報を記述するだけで、ある信号処理群をデータ変換部20のあるプロセッサに処理させることができる。したがって、信号処理の実行順序を変更させなければ処理構成テキスト30の入出力バッファ名による結線情報を書きかえればよい。

【0055】

また、信号処理を追加したい場合は信号処理名に追加したい信号処理に対応する信号処理名を処理構成テキスト30に追加し、これに整合するように入出力バッファ名による結線情報を書きかえればよい。また、信号処理を削除したい場合は、削除したい信号処理に対応する信号処理名を処理構成テキスト30から削除し、これに整合するように入出力バッファ名による結線情報を書きかえればよい。その結果、データ変換部20の例えばプログラミング言語で記述されたソースコード自体を変更することなく、処理構成テキスト30の記述を書き換えることにより、容易に信号処理構成を変更することが可能となる。

30

【0056】

これにより、例えば超音波診断装置の開発段階で、信号処理構成を適宜変更しながら装置性能等を検証したい場合において、信号処理構成の変更を柔軟に行なうことができる。例えば信号処理の順序を入れ換えた場合の超音波画像の見え方はどのように変化するかなどを容易に検証することができる。また、信号処理構成がテキストとして一覧できるように記述されているため、信号処理構成の全体構造の把握が容易になる。その結果、超音波診断装置の開発効率を向上させることができる。また、例えば超音波診断装置のメンテナンス段階で、クライアントの要求等に応じて信号処理構成の変更を柔軟に行なうことができるので、メンテナンス効率を向上させることができる。

40

【実施例2】

【0057】

実施例2は、データ変換部20の2つのプロセッサに信号処理を並列に実行させる場合の処理構成テキストの記述例である。図4は、2つのプロセッサを用いてBモード像を生成しビデオメモリ22に出力するまでの処理フローを示す図である。図5は、本実施例の信号処理を処理構成テキストに記述した一例を示す図である。

【0058】

図4に示すように、Bモード像の生成表示までに必要な処理は、実施例1と同様にデータ

50

分配処理、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。実施例1と異なるのは、これらの信号処理は、プロセッサ制御部20iにより、プロセッサ20a~20hのうちいずれか2つのプロセッサに割り当てられて実行される点である。

【0059】

この点、図4のように、Bモード像は、データ分配処理、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。超音波走査処理は、プロセッサ制御部20iによりプロセッサ20a~20hのいずれかに割り当てられ、TV走査処理は超音波走査処理に割り当てられていないプロセッサ20a~20hの以外のいずれかに割り当てられる。本実施例では、超音波走査処理がプロセッサ20a(BM1)に割り当てられ、TV走査処理がプロセッサ20b(BM2)に割り当てられているとする。

10

【0060】

超音波走査処理とTV走査処理は処理レートが異なるため、別々のプロセッサに割り当てて実行するのが処理効率の観点から好ましい。またこれら2つの走査処理は排他的に処理可能なため、パイプライン方式で並列に処理させることで高速化を図ることが可能である。

【0061】

次に、これらの処理をデータ変換部20に演算させる手法を、図5を用いて説明する。図5に示すように、処理構成テキスト30には、信号処理ブロック名としてBW_US_ProcessとBW_Video_Processと記述され、これらの信号処理ブロック内の記述がそれぞれ{ }かっこでくくられている。信号処理ブロック内は、それぞれ信号処理名の欄に上述の各信号処理の名前が処理順に記述されている。つまり、BW_US_Processブロックにはデータ分配処理、対数圧縮処理、パースタンス処理、及びエンハンス処理が記述されており、BW_Video_Processブロックには走査変換処理、ガンマ補正処理、及びデータ転送処理が記述されている。

20

【0062】

また、入力欄及び出力欄には、各信号処理間を繋ぐための結線として、それぞれの信号処理名に対して入出力バッファ名が記述されている。例えば、エンハンス処理の出力バッファがDで、走査変換処理の入力がDバッファとなっているように、信号処理ブロック間をまたいで信号処理を繋ぐこともできる。これにより、エンハンス処理で処理されたバッファDが走査変換処理の入力となり、処理がパイプライン処理として繋がることになる。

30

【0063】

本実施例によれば、信号処理ブロック名、各記述をする入力欄、{ }かっこなどはあらかじめフォーマットとして記述しておき、信号処理名、及び信号処理の実行順序を表す入出力バッファ名による結線情報を記述するだけで、複数の信号処理群をデータ変換部20の複数のプロセッサに並列処理させることができる。

【0064】

すなわち、各信号処理ブロック名における複数の信号処理名に係る信号処理群(超音波走査の処理群とTV走査の処理群)がそれぞれ複数のプロセッサ(プロセッサ20a, 20b)に割り当てられて並列に実行される。このように複数の信号処理群を並列に実行させたい場合に、処理構成テキスト30において信号処理ブロック名で分けて、この信号処理ブロックを複数記述するだけで、データ変換部20の例えばプログラミング言語で記述されたソースコード自体を変更することなく、容易に信号処理構成を変更することが可能となる。

40

【0065】

これにより、例えば超音波診断装置の開発段階で、信号処理構成を適宜変更しながら装置性能を検証したい場合において、信号処理構成の変更を柔軟に行なうことができる。また、信号処理構成がテキストとして一覧できるように記述されているため、信号処理構成の全体構造の把握が容易になる。その結果、超音波診断装置の開発効率を向上させることができる。また、例えば超音波診断装置のメンテナンス段階で、クライアントの要求等に

50

応じて信号処理構成の変更を柔軟に行なうことができるので、メンテナンス効率を向上させることができる。

【 0 0 6 6 】

特に、本実施例のように、データ変換部20が複数のプロセッサを有し、複数のプロセッサを並列して効率よく駆動するためには、各信号処理の処理レートなどを考慮して信号処理構成を様々に変更しながら装置の性能評価を行う必要がある。この点、本実施例のように、複数のプロセッサに並列に信号処理を行なわせる場合に、処理構成テキスト30に並列信号処理を容易に記述でき、また信号処理構成を容易に変更できるので、超音波診断装置の開発効率を向上させることができる。

【 実施例 3 】

10

【 0 0 6 7 】

実施例3は、データ変換部20の4つのプロセッサに信号処理を並列に実行させ、かつその並列処理間での同期取りを行なう場合の処理構成テキストの記述例である。図6は、4つのプロセッサを用いてBモード像とドブラ像を生成しビデオメモリ22に出力するまでの処理フローを示す図である。図7は、本実施例の信号処理を処理構成テキストに記述した一例を示す図である。

【 0 0 6 8 】

図6に示すように、本実施例はBモード像とドブラ像を生成して合成表示するものである。Bモード像の生成表示までに必要な処理について、実施例2と同様である部分についての説明は省略し、相違する部分のみ説明する。Bモード像のTV走査処理には、ガンマ補正処理とデータ転送処理との間に合成処理が挿入される。合成処理は、後に説明するドブラ像のTV走査処理後のデータとBモード像を合成するものである。また、データ転送処理は、合成処理後の画像(Bモード像とドブラ像の合成画像)をビデオメモリ22に送り出すこととなる。

20

【 0 0 6 9 】

ドブラ像の生成表示までに必要な処理は、データ分配処理、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。

【 0 0 7 0 】

これらの各処理は、データ分配処理、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、対数圧縮処理からなる超音波走査処理と、記憶処理、走査変換処理、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。

30

【 0 0 7 1 】

Bモード像及びドブラ像のそれぞれについて、超音波走査処理は、プロセッサ制御部20iによりプロセッサ20a~20hのいずれかに割り当てられ、TV走査処理は超音波走査処理に割り当てられていないプロセッサ20a~20hの以外のいずれかに割り当てられる。本実施例では、Bモード像の超音波走査処理がプロセッサ20a(BM1)に割り当てられ、TV走査処理がプロセッサ20b(BM2)に割り当てられているとする。

また、ドブラ像の超音波走査処理がプロセッサ20c(DM1)に割り当てられ、TV走査処理がプロセッサ20d(DM2)に割り当てられているとする。

40

【 0 0 7 2 】

つまり、ドブラ像においても、超音波走査処理とTV走査処理は処理レートが異なるため、別々のプロセッサに割り当てて実行するのが処理効率の観点から好ましい。またこれら2つの走査処理は排他的に処理可能なため、パイプライン方式で並列に処理させることで高速化を図ることが可能である。

【 0 0 7 3 】

データ分配処理は、制御部28を介して入力された処理対象のエコーデータがDモードであるかを判定し、その判定に基づいて処理対象エコーデータをプロセッサ20cに取り込む。エコーデータの判定は、エコーデータに付随して設定されているビーム種を示すデータをデータ変換部20が解析することにより行うことができる。

50

【 0 0 7 4 】

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いわゆる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。

【 0 0 7 5 】

記憶処理は、対数圧縮処理した結果を内部メモリ20jに記憶する。走査変換処理は、内部メモリ20j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、Bモード像の合成処理に出力する。

10

【 0 0 7 6 】

ここで、Bモード像処理の超音波走査処理であるBM1とドブラ像処理の超音波走査処理であるDM1は互いに異なる処理単位で動作するため同期を取る必要はないが、BモードのTV走査処理であるBM2とドブラ像処理のTV走査処理であるDM2は、同じ処理単位でビデオメモリ22に出力するため同期を取る必要がある。

【 0 0 7 7 】

そこで、BモードTV走査処理、DモードTV走査処理のようなデータ変換部のプロセッサ間、すなわち、処理単位間で同期と取るための処理構成テキスト30への記述手法を、図7を用いて説明する。図7に示すように、処理構成テキスト30には、信号処理ブロック名としてBW_US_Process、BW_Video_Process、DOP_US_Process、DOP_Video_Processが記述され、これらの信号処理ブロック内の記述がそれぞれ{ } かっこでくくられている。信号処理ブロック内は、それぞれ信号処理名の欄に上述の各信号処理の名前が処理順に記述されている。

20

【 0 0 7 8 】

つまり、BW_US_Processブロックにはデータ分配処理、対数圧縮処理、パースタンス処理、及びエンハンス処理が記述されており、BW_Video_Processブロックには走査変換処理、ガンマ補正処理、及びデータ転送処理が記述されている。また、DOP_US_Processブロックには、データ分配処理、SG設定処理、リサンプル処理、FFT処理、加算平均処理、対数圧縮処理が記述されており、DOP_Video_Processブロックには、走査変換処理、ガンマ補正処理が記述されている。

30

【 0 0 7 9 】

また、各信号処理ブロックにおける入力欄及び出力欄には、各信号処理間を繋ぐための結線として、それぞれの信号処理名に対して入出力バッファ名が記述されている。ここで、Bモード像の超音波走査処理(BM1)とドブラ像の超音波走査処理(DM1)は、それぞれ同期を取る必要がなく、単純に並列で演算すればよいため、処理を入力・出力のバッファを結線情報として処理順に記述する。

【 0 0 8 0 】

これに対して、Bモード像のTV走査処理(BM2)とドブラ像のTV走査処理(DM2)は、合成処理で両者の画像を合成するため、Bモード像のTV走査処理における合成処理は2つの入力(結線情報)を持つ。また、BモードTV走査処理側で合成処理を行うため、合成処理の前でドブラ像のTV走査処理側のガンマ補正処理が終了するのを待つ必要がある。このため、Bモード像のTV走査処理側では合成処理前、ドブラ像のTV走査処理側ではガンマ補正後に同期処理が必要となる。

40

【 0 0 8 1 】

そこで処理構成テキスト30では、Bモード像のTV走査処理ブロックにおける合成処理の前に同期処理という信号処理名が記述されており、この同期処理に対応する同期名を記載する欄であるsync欄に、同期名としてsync1が記述されている。また、ドブラ像のTV走査

50

処理ブロックにおけるガンマ補正処理の後に同期処理という信号処理名が記述されており、この同期処理に対応する同期名を記載する欄であるsync欄に、同期名としてsync1が記述されている。

【0082】

また、両者の処理自体が同時間で処理しなければならないため、Bモード像のTV走査処理、及びドブラ像のTV走査処理の最後で同期処理が必要となる。そこで、処理構成テキスト30では、Bモード像のTV走査処理ブロックにおけるデータ転送処理の後に同期処理という信号処理名が記述されており、この同期処理に対応する同期名を記載する欄であるsync欄に、同期名としてsync2が記述されている。また、ドブラ像のTV走査処理ブロックにおけるsync1に対応する同期処理の後に同期処理という信号処理名が記述されており、この同期処理に対応する同期名を記載する欄であるsync欄に、同期名としてsync2が記述されている。

10

【0083】

つまり、Bモード像のTV走査処理ブロックとドブラ像のTV走査処理ブロックのそれぞれの処理群の中に同期処理が2つずつ存在しているため、同期処理とだけ記述した場合にどちらと同期をとるかが不確定となってしまう。そこでsync属性を処理構成テキスト30のsync欄に加えることによって、同期処理にタグを付ける。これにより、図7では、sync1と記された同期処理同士が同期し、sync2と記された同期処理同士が同期する。

【0084】

この処理構成テキスト30の記述により、一の信号処理ブロック名(BW_Video_Process)に係る信号処理群と他の信号処理ブロック名(DOP_Video_Process)に係る信号処理群の相互間で同期して実行される一対の信号処理名(同期処理)に対して同期名(sync1, sync2)を記述可能になっており、同期名が記述された信号処理名に係る信号処理は互いに同期して実行されることとなる。

20

【0085】

本実施例によれば、信号処理ブロック名、各記述をする入力欄、{ } かっこなどはあらかじめフォーマットとして記述しておき、信号処理名、及び信号処理の実行順序を表す出力バッファ名による結線情報、及び同期名を記述するだけで、並列処理間の同期取りを容易に記述することができる。また、信号処理構成の変更の必要が生じた場合に、データ変換部20の例えばプログラミング言語で記述されたソースコード自体を変更することなく、容易に信号処理構成を変更することが可能となる。

30

【0086】

これにより、例えば超音波診断装置の開発段階で、信号処理構成を適宜変更しながら装置性能を検証したい場合において、信号処理構成の変更を柔軟に行なうことができる。また、信号処理構成がテキストとして一覧できるように記述されているため、信号処理構成の全体構造の把握が容易になる。その結果、超音波診断装置の開発効率を向上させることができる。また、例えば超音波診断装置のメンテナンス段階で、クライアントの要求等に応じて信号処理構成の変更を柔軟に行なうことができるので、メンテナンス効率を向上させることができる。

40

【0087】

特に、本実施例のように、異なる超音波画像を並列して処理し、並列処理間で同期を取る必要がある場合に、信号処理構成を変更するためにプログラミング言語ベースのソースコードを書き換えるのには困難が生じる。この点、本実施例のように、同期して実行される信号処理に対して処理構成テキスト30に同期名を記述することにより、並列処理間の同期取りを容易に実行することができる。

【0088】

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いくつかの実施例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。

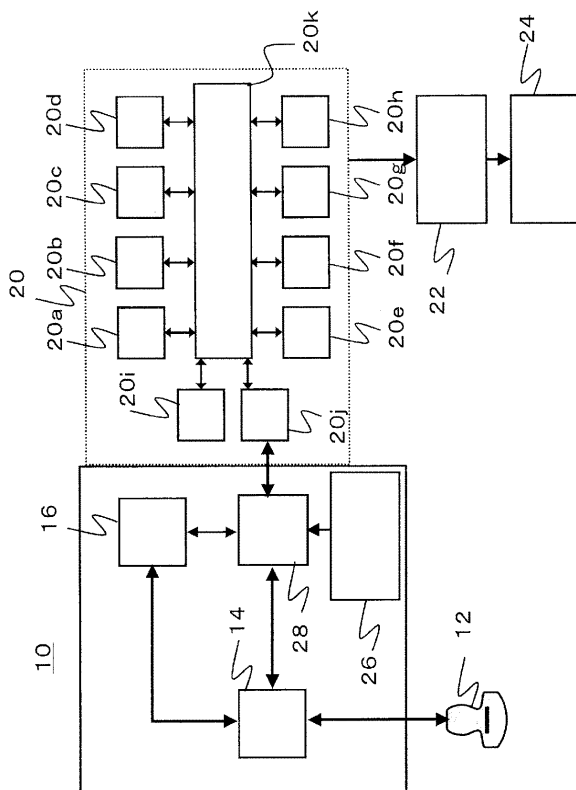
50

【符号の説明】

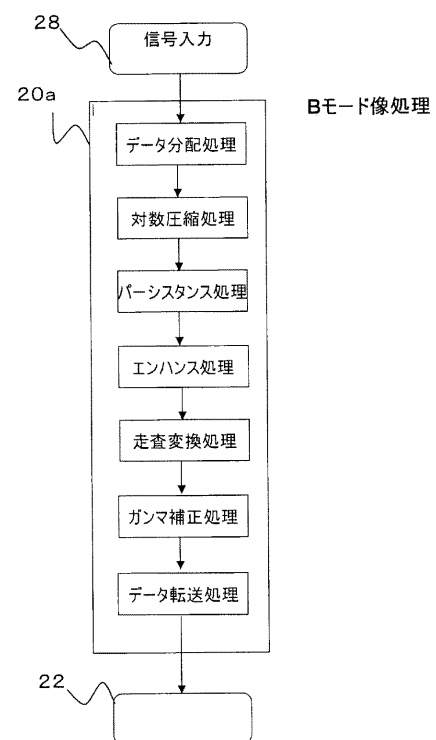
【 0 0 8 9 】

10 超音波診断装置、12 超音波探触子、14 送受信切替部、16 ビーム形成部、20 データ変換部、24 表示部、20a~20h プロセッサ、30 処理構成テキスト

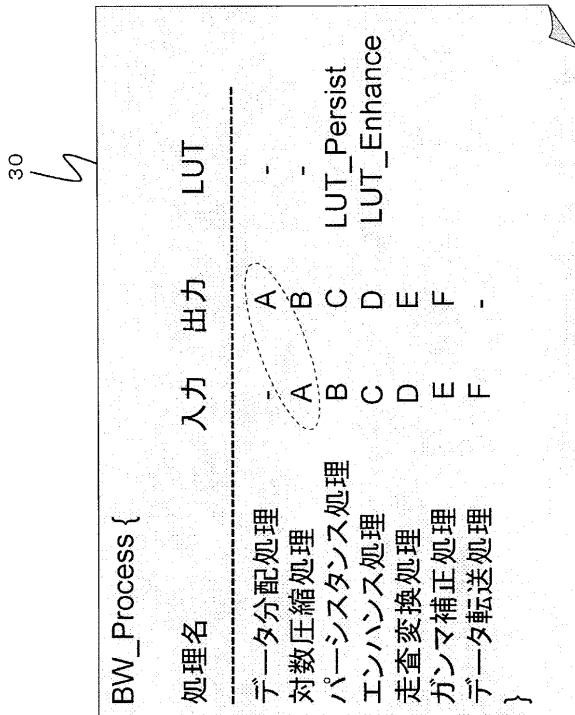
【 図 1 】



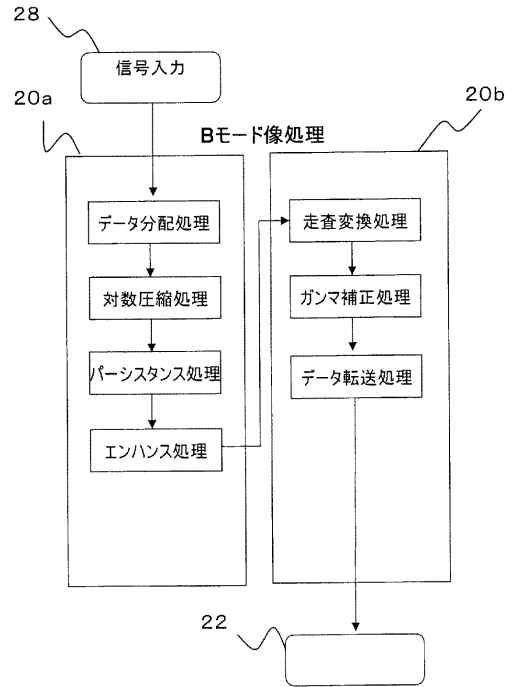
【 図 2 】



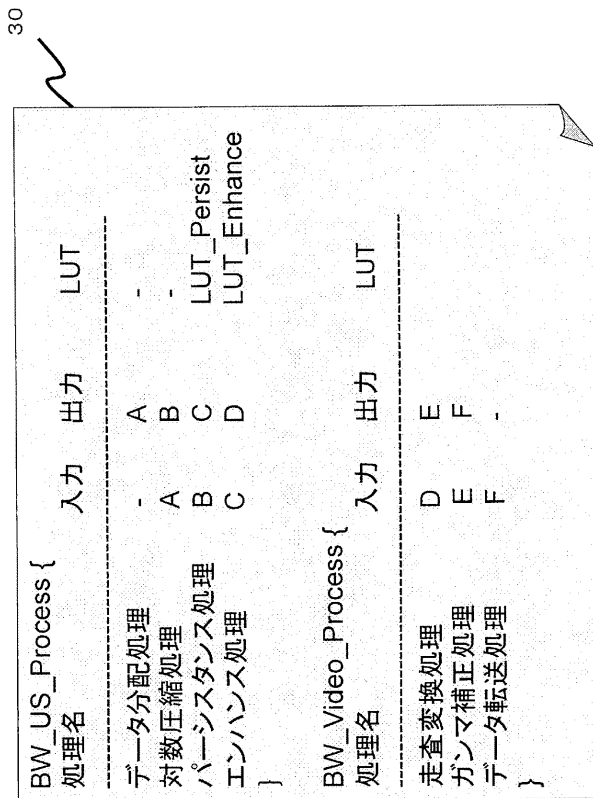
【図 3】



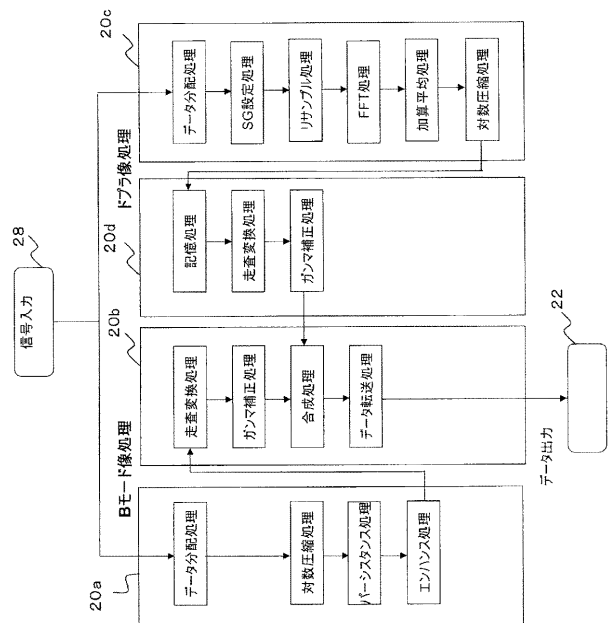
【図 4】



【図 5】



【図 6】



【図 7】

BW_US_Process {				
処理名	入力	出力	LUT	sync
データ分配処理	-	A	-	
対数圧縮処理	A	B	-	
パーススタンス処理	B	C	LUT_Persist	
エンハンス処理	C	D	LUT_Enhance	
}				
BW_Video_Process {				
処理名	入力	出力	LUT	sync
走査変換処理	D	E	-	
ガンマ補正処理	E	F	-	
同期処理	-	-	-	sync1
合成処理	F, O	G	-	
データ転送処理	G	-	-	
同期処理	-	-	-	sync2
}				
DOP_US_Process {				
処理名	入力	出力	LUT	sync
データ分配処理	-	H	-	
SG設定処理	H	I	-	
リサンプリング処理	I	J	-	
FFT処理	J	K	-	
加算平均処理	K	L	-	
対数圧縮処理	L	M	-	
}				
DOP_Video_Process {				
処理名	入力	出力	LUT	sync
走査変換処理	M	N	-	
ガンマ補正処理	N	O	-	
同期処理	-	-	-	sync1
同期処理	-	-	-	sync2
}				

【手続補正書】

【提出日】平成23年5月20日(2011.5.20)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0050

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0050】

また、入力欄及び出力欄には、各信号処理間を繋ぐための結線として、それぞれの信号処理名に対して入出力バッファ名が記述されている。例えば、対数圧縮処理の出力バッファがBで、パーススタンス処理の入力がBバッファとなっていれば、対数圧縮処理で処理されたバッファBがパーススタンス処理の入力となり、処理がパイプライン処理として繋がることになる。言い換えれば、一の信号処理名(対数圧縮処理)における出力バッファ名(B)と他の信号処理名(パーススタンス処理)における入力バッファ名(B)とを一致させることにより一の信号処理名に係る信号処理と他の信号処理名に係る信号処理の実行順序を記述している。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/069079

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.
Y A	JP 2008-155022 A (General Electric Co.), 10 July 2008 (10.07.2008), particularly, paragraph [0045] & US 2008/0154131 A1 & DE 102007059394 A	1 2-6
Y A	JP 63-223830 A (Hitachi, Ltd.), 19 September 1998 (19.09.1998), entire text; all drawings (Family: none)	1 2-6
A	JP 2008-104595 A (Toshiba Corp.), 08 May 2008 (08.05.2008), entire text; all drawings & US 2008/0097205 A1	1-6

☒ 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
04 December, 2009 (04.12.09)Date of mailing of the international search report
15 December, 2009 (15.12.09)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/069079

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 11-206762 A (Hitachi Medical Corp.), 03 August 1999 (03.08.1999), entire text; all drawings (Family: none)	1-6
A	Masanobu HIRATA, "Pasokon-yo Soft Kaihatsu no Kirifuda", Non-Programming-gata Application Kaihatsu Tool", Nikkei Computer, no.232, NIKKEI COMPUTER, 1990.08	1-6

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2009/069079	
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	
Y A	JP 2008-155022 A（ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ） 2008.07.10, 特に、第45段落 & US 2008/0154131 A1 & DE 102007059394 A	1 2-6	
Y A	JP 63-223830 A（株式会社日立製作所） 1998.09.19, 全文、全図（ファミリーなし）	1 2-6	
☒ 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 04.12.2009		国際調査報告の発送日 15.12.2009	
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） 後藤 順也	2Q 3101
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 9 / 0 6 9 0 7 9
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
A	JP 2008-104595 A (株式会社東芝) 2008.05.08, 全文、全図 & US 2008/0097205 A1	1-6
A	JP 11-206762 A (株式会社日立メディコ) 1999.08.03, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-6
A	平田 昌信, パソコン用ソフト開発の切り札, ノン・プログラミン グ型アプリケーション開発ツール, 日経コンピュータ 第232号 NIKKEI COMPUTER, 1990.08	1-6

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, SK, 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, IS, 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)	用于执行超声诊断设备的信号处理的超声诊断设备和方法		
公开(公告)号	JPWO2010055818A1	公开(公告)日	2012-04-12
申请号	JP2010537768	申请日	2009-11-10
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	藤井信彦 大滝元		
发明人	藤井 信彦 大滝 元		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE21 4C601/GB04 4C601/JB60 4C601/JC40 4C601/KK12 4C601/KK17		
优先权	2008292372 2008-11-14 JP		
其他公开文献	JP5496910B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的超声波诊断装置包括：超声波探头，其将超声波束发射到对象并接收来自对象的反射回波信号；光束形成部分，提供使超声波探头发射超声波束的驱动信号；数据转换部分，将通过将反射的回波信号数字化获得的回波数据转换成超声图像数据；显示器，其基于转换后的超声波图像数据显示超声波图像，其中，超声波诊断装置包括处理配置文本，该处理配置文本能够重写由数据转换部分执行的多个信号处理和多个信号的执行顺序。一般语言的处理，并且其中数据转换部分包括控制器，该控制器基于处理配置文本的描述对回波数据执行多个信号处理，从而将回波数据转换为超声图像数据。

30

BW_Process {			
AA	BB	CC	LUT
処理名	入力	出力	
DD データ分配処理	-	A	-
EE 対数圧縮処理	A	B	-
FF パーシステンス処理	B	C	LUT_Persist
GG エンハンス処理	C	D	LUT_Enhance
HH 走査変換処理	D	E	-
II ガンマ補正処理	E	F	-
JJ データ転送処理	F	-	-
}			

AA PROCESS NAME
BB INPUT
CC OUTPUT
DD DATA DISTRIBUTION PROCESS
EE LOGARITHMIC COMPRESSION PROCESS
FF PERSISTENCE PROCESS
GG ENHANCE PROCESS
HH SCAN CONVERSION PROCESS
II GAMMA CORRECTION PROCESS
JJ DATA TRANSFER PROCESS