

(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2014-39736
(P2014-39736A)

(43) 公開日 平成26年3月6日(2014.3.6)

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

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2012-184393 (P2012-184393)
(22) 出願日 平成24年8月23日 (2012.8.23)

(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 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

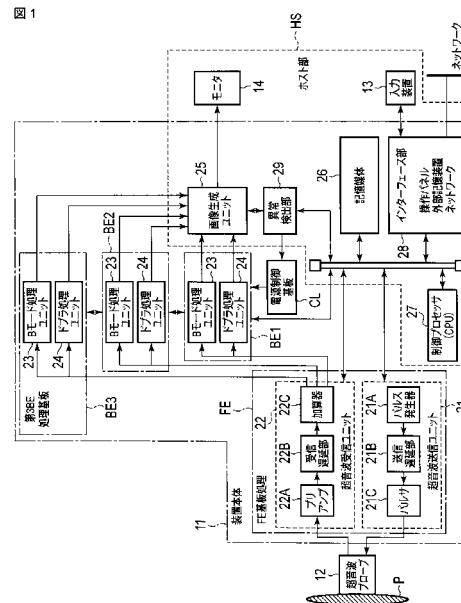
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】動作不能になってから、電源を再立ち上げせずに、迅速に正常状態に復帰する。

【解決手段】実施形態の超音波診断装置は、複数のRAWデータ生成手段、異常検出手段、異常判別手段及び動作モード設定手段を備えている。前記複数のRAWデータ生成手段は、前記エコー信号と予め設定された動作モードに基づいて前記複数の走査方向にそれぞれ対応する複数のRAWデータを個別に生成する。前記異常検出手段は、前記各RAWデータ生成手段の異常を検出する。前記異常判別手段は、前記異常が検出されると、前記各RAWデータ生成手段のうち、いずれのRAWデータ生成手段が異常であるかを判別する。前記動作モード設定手段は、前記異常が判別されると、前記異常が判別されない前記各RAWデータ生成手段の個数に応じて前記動作モードを設定し直す。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して被検体に対して超音波を送受信して、複数の走査方向に関するエコー信号を発生する超音波送受信手段と、

前記エコー信号と予め設定された動作モードに基づいて前記複数の走査方向にそれぞれ対応する複数のRAWデータを個別に生成する複数のRAWデータ生成手段と、

前記各RAWデータに基づいて画像データを生成する画像データ生成手段と、

前記画像データを表示する表示手段と、

前記各RAWデータ生成手段の異常を検出する異常検出手段と、

前記異常が検出されると、前記各RAWデータ生成手段のうち、いずれのRAWデータ生成手段が異常であるかを判別する異常判別手段と、

前記異常が判別されると、前記異常が判別されない前記各RAWデータ生成手段の個数に応じて前記動作モードを設定し直す動作モード設定手段と

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記異常検出手段は、前記画像データ生成手段が前記各RAWデータ生成手段からRAWデータを受信する所定の受信タイミングと、前記受信タイミングにおける受信の有無とに基づいて、前記異常を検出することを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 3】

請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記画像データ生成手段は、前記各RAWデータ生成手段に対応して予め定められたメモリアドレスに基づいて、前記各RAWデータ生成手段からRAWデータが個別に書込まれるメモリを有し、

前記異常判別手段は、前記メモリアドレスに対応したRAWデータの書込の有無に基づいて、前記判別を実行することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、

前記メモリアドレスに代えて、ビーム番号を用いることを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 5】

請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記画像データ生成手段は、

前記各RAWデータ生成手段に対応して各RAWデータが個別に書込まれる各データ記憶領域、及び前記各データ記憶領域に関連付けられた各フラグ記憶領域を有するメモリと

、前記各データ記憶領域にRAWデータが書き込まれると、当該各データ記憶領域に関連付けられた各フラグ記憶領域のフラグを更新するフラグ更新手段と、

を備え、

前記異常判別手段は、前記各フラグ記憶領域のフラグに基づいて、前記判別を実行することを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 6】

請求項 1 乃至請求項 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記異常が判別されると、前記異常が判別された前記RAWデータ生成手段の電源をオフする電源オフ手段、

を更に備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

50

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は生体内情報の画像を表示する診断装置であり、X線診断装置やX線コンピュータ断層撮影装置などの他の画像診断装置に比べ、安価で被曝が無く、非侵襲性に実時間で観測し得る利点がある。超音波診断装置は、心臓などの循環器から肝臓、腎臓などの腹部、抹消血管、産婦人科、乳癌の診断などに広く適用されている。

【0003】

超音波診断装置は通常、探触子から送信される1回のパルスによって、1次元的な生体情報を得る。この送受信を、送信方向を変えて繰り返すことで、2次元断層像を再構成可能である。これは被検体内部の臓器などの形態を表し、Bモード像、又は単に断層像と呼ばれ、超音波診断の最も基本的な映像モードとなっている。

10

【0004】

同様に、送受信を3次元方向に繰り返し行えば、生体臓器の3次元的情報を得ることができる。現在では、機械的に探触子を揺動させ、あるいは2次元的に配列させた複数の振動子の遅延を電子的に制御することにより、送受信方向を3次元的に変化させる技術がある。この技術によって、超音波による3次元情報の映像化が既に臨床で利用されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2010-284218号公報

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

以上のような超音波診断装置は、通常は特に問題ないが、ごくまれに、ハングアップ等で動作不能になる場合がある。このように動作不能になったとき、一旦、超音波診断装置の電源を落として、装置の再立ち上げをする必要がある。

【0007】

しかしながら、もしも患者の検査中であれば、再立ち上げするまでの間に患者に負担をかけたか、検査し直し等の無駄な時間を要してしまうことになる。また、体内にプローブを飲み込んで検査する場合には、人体に被害を及ぼす可能性もある。

30

【0008】

従って、超音波診断装置は、動作不能になってから、電源を再立ち上げせずに、迅速に正常状態に復帰することが望ましい。

【0009】

目的は、動作不能になってから、電源を再立ち上げせずに、迅速に正常状態に復帰し得る超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

実施形態の超音波診断装置は、超音波プローブ、超音波送受信手段、複数のRAWデータ生成手段、画像データ生成手段、表示手段、異常検出手段、異常判別手段及び動作モード設定手段を備えている。

40

【0011】

前記超音波送受信手段は、前記超音波プローブを介して被検体に対して超音波を送受信して、複数の走査方向に関するエコー信号を発生する。

【0012】

前記複数のRAWデータ生成手段は、前記エコー信号と予め設定された動作モードに基づいて前記複数の走査方向にそれぞれ対応する複数のRAWデータを個別に生成する。

【0013】

前記画像データ生成手段は、前記各RAWデータに基づいて画像データを生成する。

【0014】

50

前記表示手段は、前記画像データを表示する。

【0015】

前記異常検出手段は、前記各RAWデータ生成手段の異常を検出する。

【0016】

前記異常判別手段は、前記異常が検出されると、前記各RAWデータ生成手段のうち、いずれのRAWデータ生成手段が異常であるかを判別する。

【0017】

前記動作モード設定手段は、前記異常が判別されると、前記異常が判別されない前記各RAWデータ生成手段の個数に応じて前記動作モードを設定し直す。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す模式図である。

【図2】同実施形態における超音波診断装置の基板構成を示す模式図である。

【図3】同実施形態におけるRAWデータ及び記憶メモリを説明するための模式図である。

。

【図4】同実施形態におけるRAWデータ及び記憶メモリを説明するための模式図である。

。

【図5】同実施形態における電源制御基板を説明するための模式図である。

【図6】同実施形態における各基板の実装例を示す模式図である。

【図7】同実施形態における動作を説明するためのフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下、一実施形態に係る超音波診断装置について図面を用いて説明する。

【0020】

図1は一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す模式図であり、図2は超音波診断装置の基板構成を示す模式図である。この超音波診断装置は、超音波診断装置本体11、超音波プローブ12、入力装置13及びモニタ14を備えている。超音波プローブ12は、装置本体11の超音波送信ユニット21からの駆動信号を受けて超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子と、当該圧電振動子に設けられる整合層と、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックング材等とを有している。当該超音波プローブ12から被検体Pに超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ12に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

【0021】

入力装置13は、装置本体11に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域(ROI)の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体11にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボールの他、マウス、キーボード等を有している。

【0022】

モニタ14は、画像生成ユニット25からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

【0023】

装置本体11は、超音波送信ユニット21、超音波受信ユニット22、Bモード処理ユニット23、ドプラ処理ユニット24、画像生成ユニット25、記憶媒体26、制御プロセッサ27、インターフェース部28、異常検出部29及び電源制御基板CLを備えている。装置本体11の超音波送信ユニット21及び受信ユニット22等は、集積回路などのハードウェアで構成されることもあるが、ソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムである場合もある。

10

20

30

40

50

【0024】

この例では、超音波送信ユニット21及び超音波受信ユニット22は、ハードウェア構成であり、図1及び図2に示すように、FE (Front End) 処理基板FEに実装されているものとする。なお、FE処理基板FEにおけるフロントエンド (Front End: FE) 処理とは、超音波の送受信処理を意味している。

【0025】

また、Bモード処理ユニット23及びドブラ処理ユニット24は、それぞれ第1～第3BE (Back End) 処理基板BE1～BE3に実装されているものとする。但し、第1～第3BE処理基板BE1～BE3のように3枚の処理基板に実装する場合に限らず、2枚以上の任意の複数枚に実装して構わない。なお、BE処理基板BE1～BE3におけるバックエンド (Back End: BE) 処理とは、フロントエンド処理により得られるエコー信号からRAWデータを生成する処理を意味している。

10

【0026】

また、超音波プローブ12、FE処理基板FE、第1～第3BE処理基板BE1～BE3及び電源制御基板CL以外の構成要素13, 14, 25～29は、ホスト部HSを構成している。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

【0027】

超音波送信ユニット21は、パルス発生器21A、送信遅延部21B及びパルサ21Cを有している。パルス発生器21Aは、所定のレート周波数 f_r Hz (周期; $1/f_r$ 秒) で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。送信遅延部21Bは、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を、各チャンネルのレートパルスに与える。パルサ21Cは、各チャンネルごとにレートパルスに基づくタイミングでプローブ12に駆動パルスを印加する。

20

【0028】

超音波受信ユニット22は、プリアンプ22A、A/D変換器 (図示せず)、受信遅延部22B、加算器22C等を有している。プリアンプ22Aは、プローブ12を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。受信遅延部22Bは、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器22Cにおいて加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

30

【0029】

このように、超音波送信ユニット21及び超音波受信ユニット22は、超音波プローブ12を介して被検体Pに対して超音波を送受信して、複数の走査方向に関するエコー信号を発生する超音波送受信手段を構成している。

【0030】

Bモード処理ユニット23は、受信ユニット22からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。画像生成ユニット25は、Bモード処理ユニット23からの出力データを、所定のルックアップテーブルにより反射波の強度を輝度にて表したBモード画像に変換する。Bモード画像はモニタ14に表示される。

40

【0031】

ドブラ処理ユニット24は、受信ユニット22から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。得られた血流情報は画像生成ユニット25に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像に変換され、モニタ14にカラーで表示される。

【0032】

これらBモード処理ユニット23及びドブラ処理ユニット24がそれぞれ実装された複数のBE処理基板BE1～BE3は、エコー信号と予め設定された動作モードに基づいて

50

前記複数の走査方向にそれぞれ対応する複数のRAWデータを個別に生成する複数のRAWデータ生成手段を構成している。なお、動作モードは、動作するBE処理基板BE1～BE3の枚数(RAWデータ生成手段の個数)に応じて予め設定される。

【0033】

画像生成ユニット25は、超音波スキヤンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。画像生成ユニット25は、各RAWデータに基づいて画像データを生成する画像データ生成手段を構成している。生成された超音波診断画像は、モニタ14に送られて表示される。画像生成ユニット25は、図3及び図4に示すように、画像データを格納する記憶メモリ25aを搭載しており、例えば診断の後に操作者が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっている。なお、当該画像生成ユニット25に入る以前のデータは、「RAWデータ(生データ)」と呼ばれる。

10

【0034】

図3は、RAWデータ及び記憶メモリ25aを説明するための模式図であり、縦軸は走査方向1～Mに対応したRAWデータの配列に対応し、横軸は超音波送受波方向に対応している記憶領域を示している。例えば、1フレーム分のBモード画像データに必要なM個のRAWデータB-1～B-Mにおいて、第1の走査方向(1)の超音波送受波によって生成されたRAWデータB-1の画素a11～a1Lは各々12ビットで構成され、更に、これらL個の画素の先頭(ヘッダ)には、走査方向(1)に関する走査情報が含まれている。RAWデータB-1の画素a11～a1Lは、それぞれデータ記憶領域に保存され、RAWデータB-1の先頭の走査情報は、走査情報記憶領域a10bに保存されている。この第1の走査方向(1)に対するRAWデータB-1は、第1BE処理基板BE1内のBモード処理ユニット23により生成されている。

20

【0035】

同様にして、第2の走査方向(2)～第Mの走査方向(M)に対するRAWデータB-2～B-Mの各々も走査情報と画素am1～amL(m=2～M)から構成されている。RAWデータB-2～B-Mの各々の走査情報は、走査情報記憶領域a20b～am0bに記憶され、画素am1～amL(m=2～M)は、データ記憶領域に記憶される。また、第2～第Mの走査方向(2)～(M)に対するRAWデータB-2～B-Mは、各BE処理基板BE2, BE3, BE1, ..., B-3内のBモード処理ユニット23により生成されている。

30

【0036】

尚、記憶メモリ25aには、第Mの走査方向(M)に対して得られたRAWデータB-Mに後続して次以降のBモード画像データの生成に用いられる図示しないRAWデータB-1～B-Mが繰り返し保存される。

【0037】

補足すると、記憶メモリ25aには、各BE処理基板BE1～BE3に対応して予め定められたメモリアドレスに基づいて、各BE処理基板BE1～BE3からRAWデータが個別に書込まれる。なお、メモリアドレスに限らず、各BE処理基板BE1～BE3に対応して予め定められたビーム番号に基づいて、各BE処理基板BE1～BE3からRAWデータが個別に記憶メモリ25aに書込まれるようにしてもよい。

40

【0038】

また、記憶メモリ25aは、図4に示すように、画素a11～a1L, ..., aM1～aMLが記憶されるデータ記憶領域に関連付けてフラグ記憶領域a1f～aMfを有してもよい。この場合、画像生成ユニット25は、走査方向単位のRAWデータの各々が書き込まれる毎に、書き込まれたRAWデータに対応するフラグ記憶領域a1f～aMf内のフラグを更新する。

【0039】

記憶媒体26は、スキヤンシーケンス、画像生成、表示処理、動作モード設定等を実行するための制御プログラムや、診断情報(患者ID、医師の所見等)、診断プロトコル、

50

送受信条件、その他のデータ群が保管されている。記憶媒体 26 のデータは、インタフェース部 28 を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

【0040】

制御プロセッサ 27 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する。制御プロセッサ 27 は、記憶媒体 26 から画像生成・表示、動作モード設定等を実行するための制御プログラムを読み出して各種処理に関する演算・制御等を実行する。制御プロセッサ 27 は、異常検出部 29 により異常が判別されると、異常が判別されない BE 処理基板の枚数（異常が判別されない各 RAW データ生成手段の個数）に応じて動作モードを設定し直す動作モード設定手段を構成している。

【0041】

インタフェース部 28 は、入力装置 13、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインタフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェース部 28 によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【0042】

異常検出部 29 は、各 BE 処理基板 BE 1 ~ BE 3 の異常を検出する。また、異常検出部 29 は、当該異常が検出されると、各 BE 処理基板 BE 1 ~ BE 3 のうち、いずれの各 BE 処理基板 BE 1, ... が異常であるかを判別し、判別結果を制御プロセッサ 27 に送出する。この判別結果は、更に、電源制御基板 CL に送出してもよい。

【0043】

ここで、異常検出部 29 が異常を検出する方法としては、例えば、画像データ生成ユニット 25 が各 BE 処理基板 BE 1 ~ BE 3 から RAW データを受信する所定の受信タイミングと、この受信タイミングにおける受信の有無とに基づいて、異常を検出する方式を用いてもよい。

【0044】

また、異常検出部 29 が異常な BE 処理基板 BE 1 ~ BE 3 を判別する方法としては、例えば、以下の方式（a）又は（b）のいずれを用いてもよい。

【0045】

（a）画像データユニット 25 内の記憶メモリ 25 a のメモリアドレスに対応した RAW データの書込の有無に基づいて、判別を実行する方式。この方式（a）は、記憶メモリ 25 a にフラグ記憶領域がない場合を想定している。なお、方式（a）では、メモリアドレスに代えて、（RAW データの）ビーム番号を用いてもよい。

【0046】

（b）画像データユニット 25 内の記憶メモリ 25 a の各フラグ記憶領域 a 1 f ~ a M f のフラグに基づいて、判別を実行する方式。この方式（b）は、記憶メモリ 25 a にフラグ記憶領域 a 1 f ~ a M f がある場合を想定している。

【0047】

電源制御基板 CL は、ホスト部 HS からの制御により、各 BE 処理基板 BE 1 ~ BE 3 の電源 ps を個別にオン状態又はオフ状態に制御する。具体的には、電源制御基板 CL は、異常検出部 29 により異常が判別されると、異常が判別された BE 処理基板の電源をオフする。例えば図 5 に示すように、電源制御基板 CL は、ホスト部 HS 内の異常検出部 29 から判別結果を受けると、判別結果に基づいて、例えば、異常が判別された第 1 BE 処理基板 BE 1 に電源制御信号（電源オフ信号）を送出する。第 1 BE 処理基板 BE 1 は、電源制御信号に基づいて、電源 ps から各回路 ec への電源供給を停止する。他の BE 処理基板 BE 2, BE 3 が電源制御信号（電源オフ信号）を受けた場合も同様である。また、電源制御基板は、電源をオンする場合には、電源制御信号（電源オン信号）を電源オン対象の BE 処理基板に送出する。

【0048】

以上のような超音波診断装置は、例えば図 6 に示すように、FE 処理基板 FE においては、超音波送信ユニット 21 及び超音波受信ユニット 22 からなる FE (Front End) 処理

10

20

30

40

50

部 f p に加え、PCI Express (登録商標) 規格のスイッチ (PCIe-SW) 回路 s w f を実装してもよい。

【0049】

また、各 B E 処理基板 B E 1 ~ B E 3 においては、B モード処理ユニット 2 3 及びドプ
ラ処理ユニット 2 4 からなる B E (Back End) 処理部 b p に加え、PCI Express 規格のスイ
ッチ (PCIe-SW) 回路 s w b を実装してもよい。

【0050】

すなわち、F E 処理基板 F E と、各 B E 処理基板 B E 1 ~ B E 3 との間の通信を当該ス
イッチ回路 s w f , s w b により実行するようにしてもよい。

【0051】

また、各 B E 処理基板 B E 1 ~ B E 3 にマルチプレクサ回路 m 1 , m 2 を実装し、各 B
E 処理基板 B E 1 ~ B E 3 間の接続と、第 1 B E 処理基板 B E 1 とホスト部 H S 又は電源
制御基板 C L との間の接続とを実行するようにしてもよい。

【0052】

ここで、各 B E 処理基板 B E 1 ~ B E 3 内のマルチプレクサ回路 m 1 , m 2 は、各 B E
処理基板の電源がオフした場合でも、電源 p s がオン状態の B E 処理基板をホスト部 H S
と通信可能とするために実装されている。

【0053】

次に、以上のように構成された超音波診断装置の動作について図 7 のフローチャート
を用いて説明する。

【0054】

始めに、超音波診断装置においては、制御プロセッサ 2 7 により、動作モードが F E 処
理基板 F E 、各 B E 処理基板 B E 1 ~ B E 3 及び画像生成ユニット 2 5 等に設定される (S
T 1) 。

【0055】

続いて、F E 処理基板 F E 内の超音波送信ユニット 2 1 は、超音波プローブ 1 2 を介し
て被検体 P の内部を超音波で走査する。

【0056】

複数の B E 処理基板 B E 1 ~ B E 3 は、走査に応じた超音波プローブ 1 2 の出力と予め
設定された動作モードに基づいて複数の R A W データを個別に生成する。

【0057】

画像データ生成ユニット 2 5 は、これら各 R A W データに基づいて画像データを生成す
る。モニタ 1 4 は、この画像データを表示する。

【0058】

異常検出部 2 9 は、各 B E 処理基板 B E 1 ~ B E 3 の異常を検出したか否かを判定し (S
T 2) 、異常を検出するまでステップ S T 2 の判定を継続する (S T 2 ; N) 。

【0059】

次に、超音波診断装置の B E 処理基板 B E 1 がハングアップして動作不能になったとす
る。

【0060】

このとき、異常検出部 2 9 は、B E 処理基板 B E 1 ~ B E 3 の異常を検出する (S T 2
; Y) 。

【0061】

続いて、異常検出部 2 9 は、B E 処理基板の動作枚数を判定する (S T 3) 。この判定
は、例えば記憶メモリ 2 5 a 内の R A W データの書込状態 (又は欠損状態) に基づいて実
行する。

【0062】

ステップ S T 3 の判定の結果、B E 処理基板の動作枚数が 1 枚の場合には、異常検出部
2 9 は、動作中の B E 処理基板 B E 1 の電源をオフし (S T 4) 、未動作の (予備の) B
E 処理基板の電源をオンして (S T 5) 、ステップ S T 8 に移行する。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 3 】

一方、ステップ S T 3 の判定の結果、B E 処理基板の動作枚数が複数枚（例、3枚）の場合には、異常検出部 2 9 は、各 B E 処理基板 B E 1 ~ B E 3 のうち、いずれの B E 処理基板 B E 1 が異常であるかを判別する（S T 6）。

【 0 0 6 4 】

例えば、異常検出部 2 9 は、記憶メモリ 2 5 a のメモリアドレス（又は R A W データのビーム番号）に対応した R A W データの書込の有無に基づいて、ステップ S T 6 の判別を実行する。あるいは、異常検出部 2 9 は、記憶メモリ 2 5 a の各フラグ記憶領域 a 1 f ~ a M f のフラグに基づいて、ステップ S T 6 の判別を実行する。

【 0 0 6 5 】

続いて、異常検出部 2 9 は、ステップ S T 6 の判別結果を電源制御基板 C L 及び制御プロセッサ 2 7 に送出する。

【 0 0 6 6 】

電源制御基板 C L は、この判別結果に基づいて、異常が判別された第 1 B E 処理基板 B E 1 に電源制御信号（電源オフ信号）を送出する。第 1 B E 処理基板 B E 1 は、この電源制御信号に基づいて、電源 p s をオフ状態にする（S T 7）。

【 0 0 6 7 】

一方、制御プロセッサ 2 7 は、ステップ S T 6 の判別結果に基づいて、異常が判別されない B E 処理基板 B E 2 , B E 3 の枚数（2枚）に応じて動作モードを設定し直す（S T 8）。

【 0 0 6 8 】

すなわち、例えば 3 枚の動作モードで動作中に、1 枚の B E 処理基板 B E 1 に異常が発生すると、異常な B E 処理基板 B E 1 の電源を落とし、正常な B E 処理基板 B E 2 , B E 3 等に、2 枚の動作モードを設定し直し、処理を継続させている。なお、制御プロセッサ 2 7 は、ステップ S T 5 からステップ S T 8 に移行した場合（予備の B E 処理基板を動作させた場合）には、現在の 1 枚の動作モードの初期化を再度実行して動作させる。

【 0 0 6 9 】

上述したように本実施形態によれば、各 B E 処理基板 B E 1 ~ B E 3 の異常を検出し、いずれの B E 処理基板 B E 1 ~ B E 3 が異常であるかを判別し、異常が判別されない B E 処理基板の枚数に応じて動作モードを設定し直す構成により、動作不能になってから、電源を再立ち上げせずに、迅速に正常状態に復帰することができる。

【 0 0 7 0 】

すなわち、超音波診断装置において、ハングアップ等でシステムが動作不能になってしまった場合、一旦、装置の電源を落とさなくても、一部の基板の初期化のみで、即座に装置を正常動作させることができる。

【 0 0 7 1 】

なお、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 2 】

1 1 ... 装置本体、1 2 ... 超音波プローブ、1 3 ... 入力装置、1 4 ... モニタ、2 1 ... 超音波送信ユニット、2 1 A ... パルス発生器、2 1 B ... 送信遅延部、2 1 C ... パルサ、2 2 ... 超音波受信ユニット、2 2 A ... プリアンプ、2 2 B ... 受信遅延部、2 2 C ... 加算器、2 3 ... B モード処理ユニット、2 4 ... ドブラ処理ユニット、2 5 ... 画像生成ユニット、2 5 a ... 記憶メモリ、2 6 ... 記憶媒体、2 7 ... 制御プロセッサ、2 8 ... インタフェース部、2 9 ... 異常検出部、H S ... ホスト部、C L ... 電源制御基板、F E ... F E 処理基板、B E 1 ~

10

20

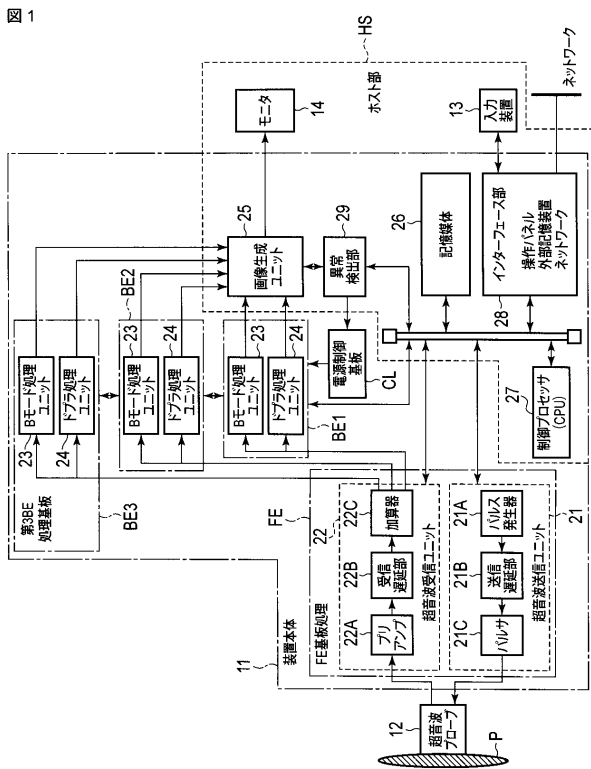
30

40

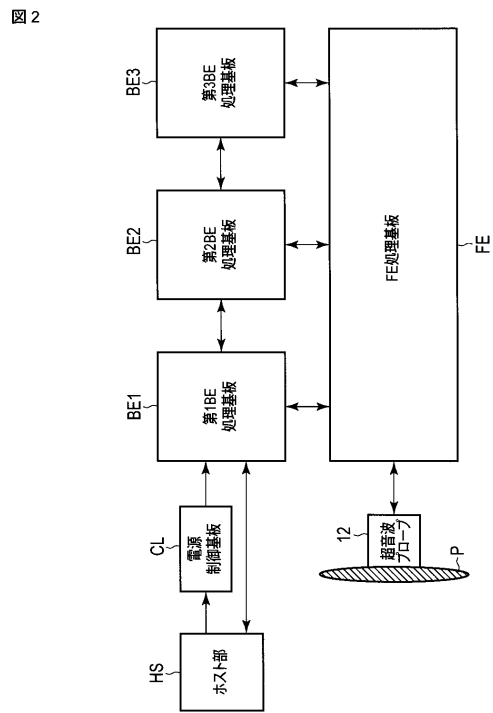
50

BE3 ... BE 処理基板、P ... 被検体、ps ... 電源、ec ... 各回路、fp ... FE 処理部、b
 p ... BE 処理部、swf, swb ... スイッチ、m1, m2 ... マルチプレクサ回路、B - 1
 ~ B - M ... RAWデータ、a11 ~ a1L, aM1 ~ aML ... 画素、a10b ~ aM0b
 ... 走査情報記憶領域、a1f ~ aMf ... フラグ記憶領域。

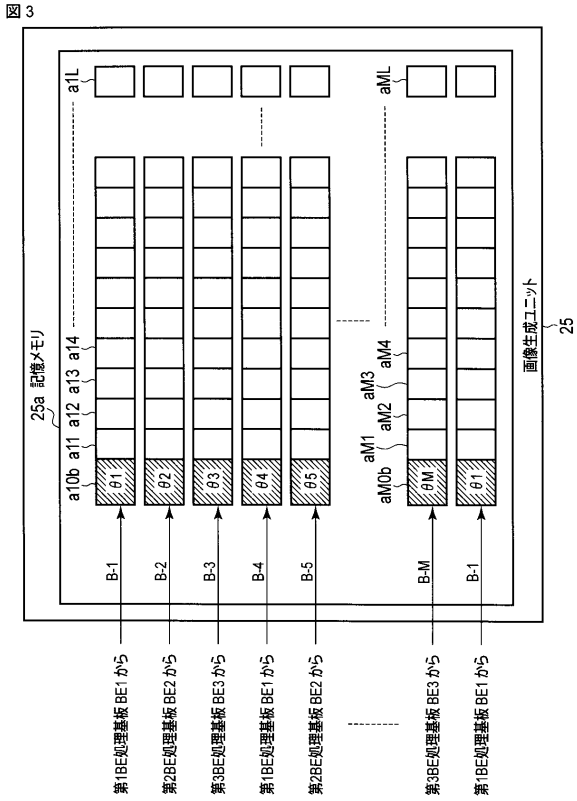
【 図 1 】



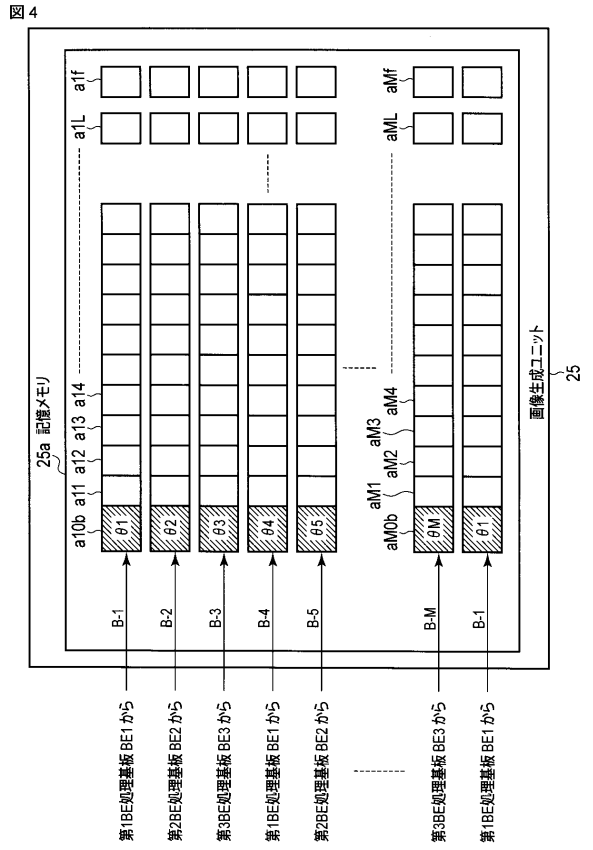
【 図 2 】



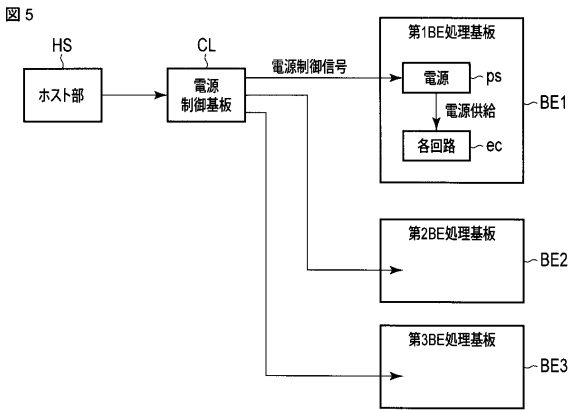
【 図 3 】



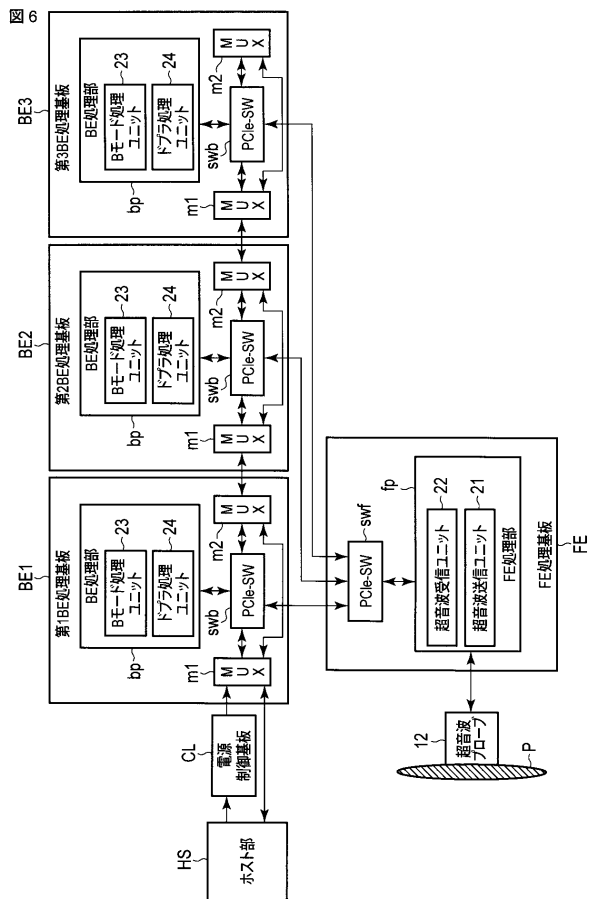
【 図 4 】



【 図 5 】

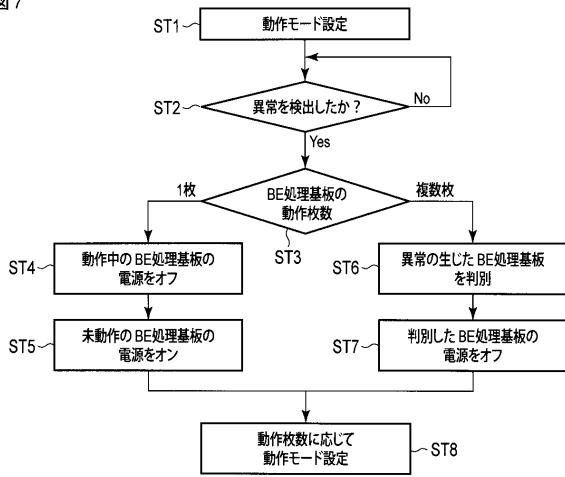


【 図 6 】



【 図 7 】

図 7



フロントページの続き

- (74)代理人 100088683
弁理士 中村 誠
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100172580
弁理士 赤穂 隆雄
- (74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (72)発明者 中内 信行

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

Fターム(参考) 4C601 EE10 EE11 EE20 JB60 LL02 LL17

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2014039736A	公开(公告)日	2014-03-06
申请号	JP2012184393	申请日	2012-08-23
[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	中内信行		
发明人	中内 信行		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/EE20 4C601/JB60 4C601/LL02 4C601/LL17		
代理人(译)	中村诚 河野直树 井上 正 冈田隆		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：在超声诊断设备不起作用后，在不重新启动电源的情况下快速将超声诊断设备恢复到正常状态。解决方案：超声诊断设备包括多个RAW数据生成装置，异常检测装置，异常确定装置和操作模式设置装置。多个RAW数据产生装置基于回声信号和预设操作模式分别产生分别对应于多个扫描方向的多个RAW数据。异常检测装置检测各个RAW数据产生装置的异常。异常确定装置在检测到异常时从相应的RAW数据产生装置确定哪个RAW数据产生装置是异常的。操作模式设置装置响应于在确定异常时确定为不是异常的各个RAW数据生成装置的数量，重置操作模式。

