

(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2006-68039
(P2006-68039A)

(43) 公開日 平成18年3月16日(2006.3.16)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)
4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2004-251367 (P2004-251367)	(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
(22) 出願日	平成16年8月31日 (2004.8.31)	(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	100081411 弁理士 三澤 正義
		(72) 発明者	永井 岳年 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 最終頁に続く

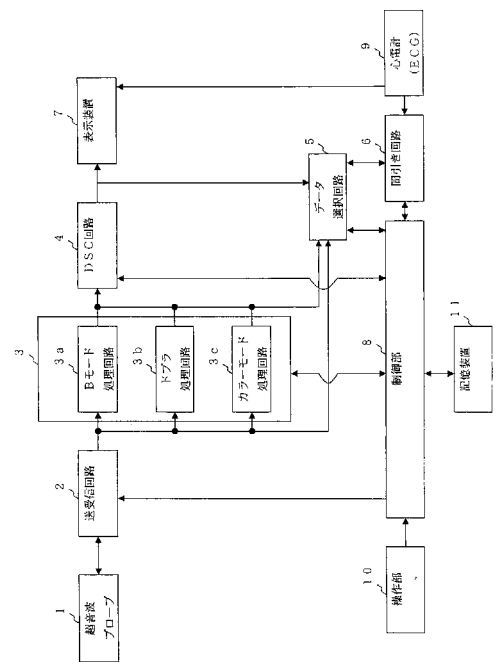
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 超音波診断装置によって収集した各データに対して空間的及び時間的な間引き処理を施すことによりデータ収集の効率化を図ることを目的とする。

【解決手段】 データ選択回路5は送受信回路2から出力されたRFデータ、信号処理回路3から出力された信号処理後のデータ、又はDSC回路4から出力された超音波画像データのうち、間引き処理すべきデータを選択する。間引き回路6は選択されたデータのうち所定の時間に得られ、かつ、そのデータの関心領域内に含まれるデータを収集して記憶装置11や表示装置7に出力する。例えば、心電計9によって収集された心電波形データに基づいて収集すべき時間帯を判断し、その時間帯に含まれるデータを収集する。収集されないデータは保存や表示されることはない。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して超音波を送信し、前記被検体から反射波をエコー信号として受信する超音波プローブと、

前記エコー信号に対して遅延時間の付与を含む処理を施して第 1 のデータを生成し、前記第 1 のデータに対して検波処理及び対数変換処理を含む処理を施すことによって生成される前記被検体の組織の形態情報を表すデータ、前記第 1 のデータからドプラ偏位周波数成分の取り出し処理及び FFT 処理を含む処理を施すことによって生成される血流状態を表すデータ、又は前記第 1 のデータに対して自己相関処理及び流速演算処理を含む処理を施すことによって生成される血流状態を表すデータのうち、いずれかのデータからなる第 2 のデータを生成し、前記第 2 のデータに対して座標変換処理を施して表示用の第 3 のデータを生成する画像生成手段と、

10

前記第 1 のデータ、前記第 2 のデータ、又は前記第 3 のデータのうちいずれかのデータに対して、所定の時間に得られ、かつ、関心領域内に含まれるデータを抜き取って記憶及び／又は表示するデータ間引き手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記被検体の心電波形データを収集する心電波形収集手段を更に有し、

前記データ間引き手段は、前記第 1 のデータ、前記第 2 のデータ、又は前記第 3 のデータのうちいずれかのデータに対して、前記心電波形データに基づいてデータを抜き取り、かつ、前記抜き取られたデータの関心領域内に含まれるデータを抜き取って記憶及び／又は表示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】

前記心電波形データのうち 2 つの R 波の間隔を 1 サイクルとし、前記 1 サイクル内の時間帯によって異なる数のデータを抜き取って記憶及び／又は表示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 1 サイクルは心臓の収縮期と拡張期とに分けられ、前記収縮期及び前記拡張期で異なる数のデータを抜き取って記憶及び／又は表示することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記データ間引き手段は、前記収縮期に収集された全てのデータを抜き取って記憶及び／又は表示し、前記拡張期に収集されたデータに対して所定の時間ごとにデータを抜き取って記憶及び／又は表示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】

微小気泡を主成分とする超音波造影剤が投与された被検体に対して超音波を送信し、前記超音波造影剤からの反射波を含むエコー信号を受信する超音波プローブと、

前記エコー信号に対して遅延時間の付与を含む処理を施して第 1 のデータを生成し、前記第 1 のデータに対して検波処理及び対数変換処理を含む処理を施すことによって生成される前記被検体の組織の形態情報を表すデータ、前記第 1 のデータからドプラ偏位周波数成分の取り出し処理及び FFT 処理を含む処理を施すことによって生成される血流情報を表すデータ、又は前記第 1 のデータに対して自己相関処理及び流速演算処理を含む処理を施すことによって生成される血流情報を表すデータのうち、いずれかのデータからなる第 2 のデータを生成し、前記第 2 のデータに対して座標変換処理を施して表示用の第 3 のデータを生成する画像生成手段と、

40

前記第 1 のデータ、前記第 2 のデータ、又は前記第 3 のデータのうちいずれかのデータに対して、前記表示用の第 3 のデータの染影度を表す輝度に基づいてデータを抜き取って記憶する第 2 のデータ間引き手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

50

前記第 2 のデータ間引き手段は、前記画像生成手段によって生成された前記表示用の第 3 のデータのフレームごとの平均輝度値又は合計輝度値を算出し、1 つ前のフレームとの平均輝度値の差又は合計輝度値の差を算出する輝度値算出手段と、

前記平均輝度値の差又は前記合計輝度値の差と、予め設定された所定の値とを比較して大小関係を判定する輝度値比較手段と、を有し、

前記第 1 のデータ、前記第 2 のデータ、又は前記第 3 のデータのうちいずれかのデータに対して、前記平均輝度値の差又は前記合計輝度値の差が前記予め設定された所定の値以上の場合にデータを抜き取って記憶することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

10

前記輝度値算出手段は、前記表示用の第 3 のデータに対して設定された関心領域内に含まれるデータのフレームごとの平均輝度値又は合計輝度値を算出し、1 つ前のフレームとの平均輝度値の差又は合計輝度値の差を算出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】

前記第 2 のデータ間引き手段は前記第 1 のデータ、前記第 2 のデータ、又は前記第 3 のデータのうちいずれかのデータを記憶する際に、識別可能なフレーム番号を付して記憶することを特徴とする請求項 7 又は請求項 8 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

この発明は超音波診断装置に関し、特に、超音波の送受信によって得られた信号に対する間引き処理に特徴を有する超音波診断装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波の送受信によって被検体の生体組織の断層像や血流速等の観察が可能な医用診断装置である。超音波プローブから超音波ビームを被検体内へ照射すると、この超音波ビームは生体内を伝播していき、伝播途中における血管壁や臓器等の生体組織の境界、すなわち音響インピーダンスの不連続面で次々と反射が起こり、エコー信号として超音波プローブへ返ってくる。このエコー信号の振幅はその不連続面での音響イン

30

【0003】

また、超音波ビームが血球や心臓壁等の移動体の表面で反射したとき、そのエコー信号は、ドプラ効果によって移動体のビーム方向の速度成分に依存して周波数偏移を受けることになる。

【0004】

従来においては、必要に応じて、表示装置に表示する超音波画像データから関心の高い領域を指定してその領域内に含まれる画像データを保存及び表示していた。また、R F データ、その R F データに対して信号処理して得られる信号処理後のデータ、又は超音波画像データのいずれかのデータに対して時間を指定して間引き処理を行っていた（例えば、特許文献 1）。つまり、指定された時間に得られたデータを抜き取ってその後の処理を行って保存等を行っていた。

40

【0005】

ここで、各データ及び間引き処理について説明する。R F データは、超音波プローブによって得られたエコー信号に対してチャンネルごとに増幅し、受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与えられて加算されることにより生成されるデータである。この指向性は一般的には走査線と称されている。

【0006】

また、信号処理後のデータは、B モード処理系（包絡線検波、対数圧縮、輝度変調等を行う）、ドプラモード処理系（直交検波、ドプラ偏位周波数成分の取り出し、フィルタ処

50

理、FFT処理等を行う)、又はカラーモード処理系(直交検波、フィルタ処理、自己相関演算処理、流速・分散演算処理等を行う)によって生成されるデータである。

【0007】

超音波画像データは、信号処理後のデータに対してスキャンコンバージョン処理を施すことによって生成されるデータであり、信号処理後のデータの走査線信号列が空間情報に基づいて直交座標系のデータに変換されたものである。

【0008】

間引き処理は、例えば、所定のフレーム数おきにデータを抜き取って記憶等を行う処理である。複数枚の断層像を収集してその複数枚の断層像に対して間引き処理を行う場合、2フレームのうち1フレームを抜き取って記憶する。つまり、1フレームおきにデータを抜き取って記憶する。その他、走査線の数の間引きすることもある。このようにデータを間引くのは、超音波の送受信により得られる全てのデータを保存しようとする、大容量の記憶装置が必要になるからである。

【0009】

また、超音波診断の分野において、心臓や腹部臓器等の検査を行う際に、被検体に超音波造影剤(以下、造影剤と称する)を注入して、血流の状況を評価する造影エコー検査が注目されている。超音波造影剤は、微小気泡(マイクロバブル)を主成分とするものが使用される。微小気泡は音響インピーダンスが非常に小さく、被検体内の臓器や組織又は血液成分との音響インピーダンスの差が極めて大きいため、微小気泡からのエコー信号の強度が組織境界からのエコー信号の強度と比べて顕著に強く、造影剤として好適である。そして、造影剤の注入量や濃度が高いほど造影効果は大きくなる。また、超音波造影剤による超音波の散乱は非線形性が強く、送信に使用されていた周波数以外の周波数成分を散乱の際に発生させる。

【0010】

上記のように超音波造影剤を用いて映像化する手法においては、造影剤投与後の造影剤灌流の様子を定量化する場合、一般的には「輝度変化曲線」と呼ばれる手法が知られている。図11にこの輝度変化曲線を示す。輝度変化曲線は、横軸に時間、縦軸に特定の場所の染影度(輝度)をとって、その時系列の染影度(輝度)の変化をプロットするものである。

【0011】

造影エコー検査においては、造影剤の染影が十分得られるまでに時間がかかるため、超音波診断装置に内蔵しているメモリには映像を保存しきれず、VCRのような外部記憶機器にビデオ映像として録画しておくことが多い。ところが、VCRによる再生では映像の視覚的確認は可能であるが定量的な評価診断はできないため、VCRの録画とともに超音波診断装置の限られたメモリに信号処理後のデータを間引きながら保存しておき、検査終了後にその信号処理後のデータを用いて定量的な評価を行っている。

【0012】

【特許文献1】特開平11-9603号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

従来においては、スキャンコンバージョン処理後の表示用の超音波画像データに対して関心領域を設定し、超音波画像データの記憶・保存及び表示を行っていたが、RFデータ及び信号処理後のデータに対して関心領域を設定してデータの記憶等を行っていなかった。

【0014】

また、間引き処理のタイミングについては、操作者が任意に指定した時間によって間引きのタイミングを決定していたため、検査対象の患部によっては不要なデータを記憶等してしまうことになり、データ収集が効率的ではなかった。例えば、心電計を用いて被検体の心臓の心電波形データを収集する際においても、間引き処理は操作者が任意に指定した

10

20

30

40

50

時間によって行われていたため、必要なデータが得られなかったり、不要なデータが増加したりして、効率良くデータを収集することができなかった。

【0015】

一方、造影エコー検査においては、ビデオ録画と同じ時間、信号処理後のデータを記憶しようとする、大容量のメモリが必要となり、装置が高価なものになってしまう問題がある。これを解決するため、従来技術のように単純に所定のフレームおきにデータを間引いて記憶した場合には、後で行う定量評価に必要なデータが不足して有効な定量評価ができないおそれがある。例えば、単純に1フレームおきにデータを抜き取って記憶した場合、記憶されなかったデータに定量評価に必要なデータが含まれていると、十分な評価ができないおそれがある。

10

【0016】

また、データの容量を削減することを目的として、必要な関心領域を設定してその領域内の信号処理後のデータを記憶した場合であっても、その設定した関心領域に含まれるデータでは定量評価には不十分であるおそれがある。

【0017】

データの容量を気にせず、範囲を指定せずにデータを記憶した場合は、データ収集後に定量評価に必要な範囲を指定することで有効な定量評価が可能となるが、範囲を指定してその範囲に含まれるデータを記憶した場合には、その範囲に含まれるデータしか存在しないため、データ収集後になって必要な範囲を指定しなおすことができない。その結果、必要なデータがないために有効な定量評価ができないおそれがあり、有効な定量評価を行うために、再度、データを収集する必要があるため、診断時間が長くなり、操作者及び患者の負担が増加してしまうおそれもある。

20

【0018】

以上のように、従来の超音波診断装置では、データの収集方法が効率的ではなく、不要に診断時間が長くなるおそれがあった。また、検査の内容によっては不要なデータがあるにもかかわらず、従来の超音波診断装置においては、検査内容と関係せずに間引き処理を行っていたため、本来必要であったデータまでも間引き処理を行ってしまうおそれがあり、データ収集が効率的ではなかった。

【0019】

この発明は上記の問題を解決するものであり、超音波診断装置によって収集したデータから関心領域内かつ所定の時間に得られたデータを抜き取って記憶等することで、効率的なデータ収集が可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。さらにこの発明を応用させて、心電波形データに基づいてデータを記憶等することで、心臓の動きを反映したデータを効率良く収集することが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

30

【0020】

また、造影エコー検査を行う際に、造影度（輝度値）に基づいてデータを間引くことで、造影の度合いに応じたデータの間引き処理を可能とし、造影を反映したデータを効率良く収集することが可能な超音波診断装置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】

【0021】

40

請求項1に記載の発明は、被検体に対して超音波を送信し、前記被検体から反射波をエコー信号として受信する超音波プローブと、前記エコー信号に対して遅延時間の付与を含む処理を施して第1のデータを生成し、前記第1のデータに対して検波処理及び対数変換処理を含む処理を施すことによって生成される前記被検体の組織の形態情報を表すデータ、前記第1のデータからドプラ偏位周波数成分の取り出し処理及びFFT処理を含む処理を施すことによって生成される血流状態を表すデータ、又は前記第1のデータに対して自己相関処理及び流速演算処理を含む処理を施すことによって生成される血流状態を表すデータのうち、いずれかのデータからなる第2のデータを生成し、前記第2のデータに対して座標変換処理を施して表示用の第3のデータを生成する画像生成手段と、前記第1のデータ、前記第2のデータ、又は前記第3のデータのうちいずれかのデータに対して、所定

50

の時間に得られ、かつ、関心領域内に含まれるデータを抜き取って記憶及び／又は表示するデータ間引き手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

【0022】

この発明において、第1のデータは「RFデータ」に相当し、第2のデータは「信号処理後のデータ」に相当し、第3のデータは「超音波画像データ」に相当する。これらのデータのうち、いずれかのデータに対して間引き処理を施す。具体的には、空間的には関心領域内に含まれるデータを抜き取り、時間的には所定の時間に得られたデータを抜き取る。そして、抜き取られたデータを記憶装置に記憶したり、表示装置に表示したりする。

【0023】

例えば、第1のデータであるRFデータに対して間引き処理が施された場合、抜き取られたデータをそのまま記憶しても良いが、抜き取られた第1のデータ（RFデータ）に対してBモード処理系、ドプラモード処理系、又はカラーモード処理系のいずれかの処理系で処理を施して信号処理後のデータを生成する。この信号処理後のデータを記憶装置に記憶するとともに、さらに座標変換処理を施して表示用の超音波画像データを生成して表示装置に表示する。第2のデータを抜き取った場合は、抜き取られたデータを記憶装置に記憶するとともに、座標変換することで表示用の超音波画像データを生成する。このように、第1又は第2のデータに対して間引き処理を施すことによって、その後に行われる処理の対象となるデータ量が減少するため、全体の処理時間を短縮することが可能となる。

【0024】

請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の超音波診断装置であって、前記被検体の心電波形データを収集する心電波形収集手段を更に有し、前記データ間引き手段は、前記第1のデータ、前記第2のデータ、又は前記第3のデータのうちいずれかのデータに対して、前記心電波形データに基づいてデータを抜き取り、かつ、前記抜き取られたデータの関心領域内に含まれるデータを抜き取って記憶及び／又は表示することを特徴とするものである。

【0025】

請求項3に記載の発明は、請求項2に記載の超音波診断装置であって、前記心電波形データのうち2つのR波の間隔を1サイクルとし、前記1サイクル内の時間帯によって異なる数のデータを抜き取って記憶及び／又は表示することを特徴とするものである。

【0026】

請求項4に記載の発明は、請求項3に記載の超音波診断装置であって、前記1サイクルは心臓の収縮期と拡張期とに分けられ、前記収縮期及び前記拡張期で異なる数のデータを抜き取って記憶及び／又は表示することを特徴とするものである。

【0027】

請求項5に記載の発明は、請求項4に記載の超音波診断装置であって前記データ間引き手段は、前記収縮期に収集された全てのデータを抜き取って記憶及び／又は表示し、前記拡張期に収集されたデータに対して所定の時間ごとにデータを抜き取って記憶及び／又は表示することを特徴とするものである。

【0028】

請求項6に記載の発明は、微小気泡を主成分とする超音波造影剤が投与された被検体に対して超音波を送信し、前記超音波造影剤からの反射波を含むエコー信号を受信する超音波プローブと、前記エコー信号に対して遅延時間の付与を含む処理を施して第1のデータを生成し、前記第1のデータに対して検波処理及び対数変換処理を含む処理を施すことによって生成される前記被検体の組織の形態情報を表すデータ、前記第1のデータからドプラ偏移周波数成分の取り出し処理及びFFT処理を含む処理を施すことによって生成される血流情報を表すデータ、又は前記第1のデータに対して自己相関処理及び流速演算処理を含む処理を施すことによって生成される血流情報を表すデータのうち、いずれかのデータからなる第2のデータを生成し、前記第2のデータに対して座標変換処理を施して表示用の第3のデータを生成する画像生成手段と、前記第1のデータ、前記第2のデータ、又は前記第3のデータのうちいずれかのデータに対して、前記表示用の第3のデータの染影

度を表す輝度に基づいてデータを抜き取って記憶する第2のデータ間引き手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

【0029】

請求項7に記載の発明は、請求項6に記載の超音波診断装置であって、前記第2のデータ間引き手段は、前記画像生成手段によって生成された前記表示用の第3のデータのフレームごとの平均輝度値又は合計輝度値を算出し、1つ前のフレームとの平均輝度値の差又は合計輝度値の差を算出する輝度値算出手段と、前記平均輝度値の差又は前記合計輝度値の差と、予め設定された所定の値とを比較して大小関係を判定する輝度値比較手段と、を有し、前記第1のデータ、前記第2のデータ、又は前記第3のデータのうちのいずれかのデータに対して、前記平均輝度値の差又は前記合計輝度値の差が前記予め設定された所定の値以上の場合にデータを抜き取って記憶することを特徴とするものである。 10

【0030】

請求項8に記載の発明は、請求項7に記載の超音波診断装置であって、前記輝度値算出手段は、前記表示用の第3のデータに対して設定された関心領域内に含まれるデータのフレームごとの平均輝度値又は合計輝度値を算出し、1つ前のフレームとの平均輝度値の差又は合計輝度値の差を算出することを特徴とするものである。

【0031】

請求項9に記載の発明は、請求項7又は請求項8のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記第2のデータ間引き手段は前記第1のデータ、前記第2のデータ、又は前記第3のデータのうちのいずれかのデータを記憶する際に、識別可能なフレーム番号を付して記憶することを特徴とするものである。 20

【発明の効果】

【0032】

請求項1に記載の発明によると、第1のデータ（RFデータ）、第2のデータ（信号処理後のデータ）、又は第3のデータ（超音波画像データ）のうちのいずれかのデータに対して時間及び関心領域を設定して間引き処理を行うことで、診断に必要な範囲のデータのみを抜き取って保存できるため、効率的なデータ収集が可能になるとともにデータ容量を削減することが可能となる。特に、第1のデータ又は第2のデータに対して間引き処理を行うことで、その後に行われる処理の対象となるデータ量が減少するため、処理時間を短縮することが可能となり、同時に回路規模を小さくすることが可能となる。 30

【0033】

請求項2に記載の発明によると、第1～第3のデータのうちのいずれかのデータに対して、心電波形データに基づいてデータを抜き取って記憶及び／又は表示することで、診断に必要なデータを効率良く収集することが可能となる。さらに、請求項3に記載の発明によると、心臓の収縮期及び拡張期の動きに基づいてデータの抜き取りを行うことにより、必要な時間帯のデータを十分に保存することができ、診断に必要なデータを効率良く収集することが可能となる。また、請求項4に記載の発明によると、時間帯によって抜き取るデータの数を変えることにより、心臓の動きをより反映したデータの収集が可能となり、データ収集が更に効率的になる。

【0034】

請求項6に記載の発明によると、造影エコー検査において超音波画像の染影度（輝度値）に基づいてデータを抜き取ることで、染影の度合いを反映したデータの収集が可能となり、定量評価に用いられるデータを効率良く収集することが可能となる。更に、請求項7に記載の発明によると、平均輝度値又は合成輝度値のフレーム間の差と閾値とに基づいてデータを抜き取ることにより、染影の変化が大きい時間帯のデータ（詳細な観察が必要なときのデータ）を効率良く収集することが可能となる。 40

【0035】

請求項8に記載の発明によると、関心領域に含まれるデータの輝度値を算出することで、データ全体の輝度値を算出するよりもデータ量が減少するため、計算時間を短縮することが可能となる。 50

【0036】

請求項9に記載の発明によると、データにデータ収集の時間を反映したフレーム番号を付して記憶することで、抜き取り処理が施されたデータの判別が容易となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0037】

以下、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乃至図12を参照しつつ説明する。

【0038】

[第1の実施の形態]

(構成)

まず、この発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成について、図1を参照しつつ説明する。図1はこの発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【0039】

図1に示すように、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ1と、送受信回路2と、信号処理回路3と、DSC回路4（デジタルスキャンコンバータ回路）と、データ選択回路5と、間引き回路6と、表示装置7と、制御部8と、心電計（ECG）9と、操作部10と、記憶装置11とを備えて構成されている。

【0040】

超音波プローブ1は、複数の振動子（圧電セラミックス）が走査方向に配列され、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。

【0041】

送受信回路2は、超音波プローブ1を駆動する送信部と、超音波プローブ1からの信号を受信する受信部とから構成されている。

【0042】

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決めるクロック信号を発生する回路である。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回路である。パルサ回路は、各振動子に対応した個別経路（チャンネル）の数のパルサを内蔵し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスが発生し、超音波プローブ1の各振動子に供給するようになっている。

【0043】

また、受信部は、図示しないプリアンプ回路、A/D変換回路、及び受信遅延・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・加算回路は、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、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、この送受信回路2によって加算処理された信号を「RFデータ（または、生データ）」と称する。また、このRFデータがこの発明の「第1のデータ」に相当する。

【0044】

信号処理回路3は、Bモード処理回路3a、ドプラ処理回路3b、及びカラーモード処理回路3cを備えている。送受信回路2から出力されたRFデータは、いずれかの処理回路にて所定の処理を施される。なお、信号処理回路3による処理後のデータがこの発明の「第2のデータ」に相当する。

【0045】

Bモード処理回路3aは、RFデータ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。その他、エッジ強調等の処理が行われる場合もある。

【0046】

10

20

30

40

50

ドブラ処理回路 3 b は、位相検波回路及び F F T 演算回路等から構成され、R F データからドブラ偏移周波数成分を取り出し、更に F F T 処理等を施して血流情報を有するデータを生成する。

【0047】

カラーモード処理回路 3 c は、位相検波回路、M T I フィルタ、自己相関器、及び流速・分散演算器から構成されている。このカラーモード処理回路 3 c は、組織信号と血流信号とを分離するためのハイパスフィルタ処理（M T I フィルタ処理）が行われ、自己相関処理により血流の移動速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。その他、組織信号を低減及び削減するための非線形処理が行われる場合もある。

【0048】

D S C 回路 4（デジタルスキャンコンバータ）は、上述した信号処理回路 3 から出力された走査線信号列で表される信号処理後のデータを空間情報に基づいた座標系のデータに変換する（スキャンコンバージョン処理）。つまり、超音波走査に同期した信号列をテレビ走査方式の表示装置 7 で表示できるようにするために、標準のテレビ走査に同期して読み出すことにより走査方式を変換している。この直交座標系に変換された後のデータを超音波画像データと称する。

【0049】

B モード処理回路 3 a から出力されたデータに対してスキャンコンバージョン処理が施されると、被検体の組織形状を表す断層像データが得られる。また、ドブラ処理回路 3 b 又はカラーモード処理回路 3 c から出力されたデータに対してスキャンコンバージョン処理が施されると、血流の速度情報等がドブラデータ又はカラーフローデータとして得られる。なお、超音波画像データがこの発明の「第 3 のデータ」に相当し、より具体的には、断層像データ、ドブラデータ、及びカラーフローデータがこの発明の「第 3 のデータ」に相当する。

【0050】

カラーフローデータは合成回路（図示しない）にて断層像データと合成され、断層像を背景とする血流情報画像が C F M（カラーフロマップング）像として得られ、表示装置 7 に出力される。B モード処理回路 3 a 及びカラーモード処理回路 3 c にて得られた C F M 像は、表示装置 7 にて、断層像の部分は白黒で、血流情報画像部分はカラーで表示されるとともに、血流情報画像部分は選択的に表示できるようになっている。

【0051】

データ選択回路 5 は、送受信回路 2 から出力された R F データ、信号処理回路 3 から出力された信号処理後のデータ、及び D S C 回路 4 から出力された超音波画像データが入力される。データ選択回路 5 は、操作部 10 からの指示に従って、間引き回路 6 にて間引き処理を行うべきデータを選択する。

【0052】

間引き回路 6 は、データ選択回路 5 から出力された R F データ、信号処理後のデータ、又は超音波画像データを受けて、間引き処理を行う。この間引き処理とは、所定の条件に従ってデータを抜き取って保存や表示等を行う処理のことである。この間引き回路 6 の動作については、後で詳述する。

【0053】

表示装置 7 は、D S C 回路 4 から出力された超音波画像を表示するモニタ等である。上述した被検体の断層像や血流情報画像が合成された C F M 像等が表示される。

【0054】

制御部 8 は、超音波診断装置の各回路の動作を制御するものである。操作部 10 は、キーボード、マウス、トラックボール、又は T C S（T o u c h C o m m a n d S c r e e n）等で構成されている。操作部 10 は、制御部 8 に接続され、操作者からの各種指示、命令、情報を装置本体に入力するものである。また、関心領域（R O I）の設定を行うときにも用いられる。

【0055】

10

20

30

40

50

心電計（ECG：Electro Cardio Gram）9は、被検体の心臓の電気現象の時間的变化を記録したグラフ、すなわち心電図を計測する。この心電計9で検出された心電波形信号は間引き回路6に出力され、間引き処理のタイミングの基準に用いられる。また、心電波形信号は表示装置7にも出力され、必要であれば表示装置7に心電波形として表示される。なお、心電計9がこの発明の「心電波形収集手段」に相当する。

【0056】

また、メモリやハードディスク等からなる記憶装置11が超音波診断装置に設置され、信号処理回路3から出力された信号処理後のデータやDSC回路4から出力された超音波画像データがその記憶装置に記憶・保存される。

【0057】

次に、第1の実施形態に係る超音波診断装置の動作について、図2乃至図5を参照しつつ説明する。図2は第1の実施形態に係る超音波診断装置の動作を順番に示すフローチャートである。図3乃至図5はデータの間引き率を説明するための図である。本実施形態においては、心電計9を用いて被検体の心電波形データを取得し、その心電波形データを基準にしてデータの間引き処理を行う例について説明するが、以下で説明するようにこの発明は心電計を用いたものに限定されるものではない。

【0058】

まず、心電計9によって被検体の心電波形データを収集するとともに、超音波プローブ1から超音波を被検体に対して送信し、被検体からの反射波をエコー信号として受信する（ステップS01）。つまり、心電波形と同期させてエコー信号を収集する。心電計9によって収集された心電波形データは間引き回路6に出力され、超音波プローブ1によって収集されたエコー信号は送受信回路2に出力される。

【0059】

送受信回路2に入力されたエコー信号は、送受信回路2の受信部にて受信チャンネルごとに増幅された後、受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与えられ、更に加算されてRFデータが生成される（ステップS02）。このRFデータは信号処理回路3に出力されるとともにデータ選択回路5にも出力される。

【0060】

信号処理回路3に入力されたRFデータは、Bモード処理回路3a、ドプラ処理回路3b、又はカラーモード処理回路3cのいずれかの回路によって処理が施され、信号処理後のデータが生成される（ステップS03）。Bモード処理回路3aでは、包絡線検波及び対数変換処理が施されて断層像を表すデータが生成される。ドプラ処理回路3bでは、ドプラ偏移周波数成分が取り出され、更にFFT処理が施されて血流情報を表すデータが生成される。カラーモード処理回路3cでは、自己相関処理等が施されて血流情報が得られる。この信号処理回路3によって生成された信号処理後のデータはDSC回路4に出力されるとともに、データ選択回路5に出力される。

【0061】

DSC回路4に入力された信号処理後のデータは、表示装置7に表示するために、空間情報に基づいた直交座標系のデータに変換され、超音波画像データが生成される（ステップS04）。この超音波画像データはデータ選択回路5に出力される。

【0062】

次に、間引き回路6にて間引き処理を行うため、操作者が操作部10から間引き処理に関する条件を入力する（ステップS05）。具体的には、空間及び時間に対する間引き率や間引きの数等を操作部10から設定する。この条件について図3及び図4を参照しつつ詳しく説明する。

【0063】

図3は、各データの空間的な間引き率を示すものである。図3（a）、（b）は、RFデータ及び信号処理後のデータに対するものであり、図3（c）、（d）は、超音波画像データに対するものである。図4はデータを抜き取る領域を説明するための図である。

【0064】

10

20

30

40

50

まず、RFデータ及び信号処理後のデータを間引き処理する場合の間引き処理の条件設定について図3(a)、(b)を参照して説明する。図3(a)は深さ方向の間引き率を示すグラフであり、図3(b)は走査線方向の間引き率を示すグラフである。

【0065】

ここで、図4を参照しつつ深さ方向及び走査線方向について説明する。図4には信号処理後のデータ(ここでは超音波ラスタデータと称する)が示されている。点Oは超音波プローブ1の位置を示している。深さとは、点Oから超音波が送信される方向への距離で表される。また、走査線方向とは、超音波ビーム(走査線)間の方向で表される。

【0066】

図3(a)、(b)、図4に示すように、まず、データを抜き取る領域を設定するため、深さ方向と走査線方向の範囲を指定する。具体的には、深さ方向については、深さ D_a ～深さ D_b の範囲を指定し、走査線方向については、超音波ビーム(走査線)の R_a 本目～ R_b 本目の範囲を指定する。 10

【0067】

次に、間引き率を指定する。この間引き率とは、例えば、ある領域の間引き率が「100」の場合は、その範囲に含まれるデータを抜き取らないで間引くことを意味する。一方、ある領域の間引き率が「1」の場合は、その領域に含まれるデータを抜き取って収集し、間引き処理を行わないことを意味する。

【0068】

図3(a)に示すように、深さ D_a ～深さ D_b の範囲では間引き率が「1」に設定され、それ以外では間引き率は「100」に設定されている。つまり、深さ D_a ～深さ D_b においてはデータを抜き取って収集し、間引きを行わず、それ以外の範囲に含まれるデータに対しては間引き処理を行ってデータを抜き取らない。 20

【0069】

また、図3(b)に示す走査線方向についても同様に、 R_a 本目～ R_b 本目までの走査線については間引き率が「1」に設定されているため、データを抜き取って収集し、間引きを行わず、それ以外の領域は間引き率が「100」に設定されているため、データの間引きが行われ、データは抜き取られない。

【0070】

次に、超音波画像データを間引き処理する場合の間引き処理の条件設定について図3(c)、(d)を参照して説明する。図3(c)は超音波画像データのライン方向(横方向)の間引き率を示すグラフであり、図3(d)は超音波画像データのピクセル方向(深さ方向)の間引き率を示すグラフである。なお、ライン方向(横方向)とピクセル方向(深さ方向)とは直交し、一般的な2次元の直交座標系で表すと、ライン方向(横方向)はX方向で表され、ピクセル方向(深さ方向)はX方向に直交するY方向で表される。 30

【0071】

図3(c)、(d)に示すように、まず、データを抜き取る領域を設定するため、ライン方向(横方向)とピクセル方向(深さ方向)の範囲を指定する。具体的には、ライン方向(横方向)については、 L_a ～ L_b の範囲を指定し、ピクセル方向(深さ方向)については、 P_a ～ P_b の範囲を指定する。 40

【0072】

次に、間引き率を指定する。図3(c)に示すように、 L_a ～ L_b の範囲では間引き率が「1」に設定され、それ以外では間引き率は「100」に設定されている。つまり、 L_a ～ L_b においてはデータを抜き取って収集し、間引きを行わず、それ以外の範囲に含まれるデータに対しては間引き処理を行ってデータを抜き取らない。

【0073】

また、図3(d)に示すピクセル方向(深さ方向)についても同様に、 P_a ～ P_b については間引き率が「1」に設定されているため、データを抜き取って収集し、間引きを行わず、それ以外の領域は間引き率が「100」に設定されているため、データの間引きが行われ、データは抜き取られない。 50

【0074】

さらに、間引き処理を施す時間についても設定する。本実施形態においては、心電波形データに基づいてデータの間引き処理を行う。心電波形データに基づいてデータの間引き処理を行う場合は、基準となる波形は、心電同期の中で最大強度の波形として検出されるR波が使用される。時間方向の間引き率について図5を参照しつつ説明する。図5(a)は、横軸が時間を示し、縦軸が心電同期信号(R波)のレベルを示している。

【0075】

R波が検出されてから次のR波が検出されるまでの間を1サイクルと定義する。この1サイクル中に、心臓の収縮期と拡張期がある。収縮期と拡張期は個々の患者によって異なるが、予め収縮開始・終了の時間と拡張開始・終了の時間とを検出しておくことによって、1サイクルのどの時間帯が収縮期で、どの時間帯が拡張期であるのか判断することが可能である。図5(a)に示すように、R波が検出されてから所定の時間後に収縮が開始し、所定の時間後に収縮が終了して拡張が開始する。このサイクルを予め検査で調べておき、この収縮期及び拡張期に応じて間引き率を決定し、間引き処理を行う。

【0076】

間引き率の1例を図5(b)に示す。例えば、収縮期においては心臓の動きが比較的速いため間引きを行わずデータの抜き抜き取って収集し、拡張期においては心臓の動きが比較的遅いためデータの抜き取りを行わず間引き処理を行う。この例においては、収縮期の間引き率を「1」として全く間引きを行わないようにし、拡張期の間引き率を「50」に設定している。

【0077】

この間引き率と実際にデータを間引く数との対応関係を示す1例を図5(c)に示す。間引き率が「1」は間引きを行わないため、この時間帯に得られるデータは全て収集する。一方、間引き率が「50」の時間帯においては、例えば、2フレーム中、1フレームのデータを間引く。つまり、2フレーム中、1フレームのデータを抜き取って収集する。この設定も操作部10から行う。この例においては、2フレーム中、1フレームのデータを抜き取って収集するが、この数を変えても構わない。例えば、3フレーム中、1フレームのデータを抜き取って収集するように設定しても良い。なお、ここでいう「フレーム」とは、1断層像を得るための1連のデータ列を意味する。

【0078】

また、本実施形態においては、フレーム数を単位として間引き処理を行ったが、RFデータ又は信号処理後のデータに対して間引き処理を行う場合、走査線数を単位として間引き処理を行っても良い。この走査線数の設定も操作部10によって行われる。例えば、図5(b)に示すように間引き率が「50」の時間帯においては、2本の走査線中、1本の走査線上にあるデータを間引く。つまり、2本の走査線のうち1本の割合で、その走査線上にあるデータを抜き取って保存する(1本の走査線おきに走査線上のデータを保存する)。また、走査線上にある全てのデータを保存するのではなく、深さ方向に所定の間隔でデータを抜き取って保存しても良い。

【0079】

間引き処理の諸条件が操作部10によって設定されると、引き続き、間引き対象となるデータを選択する(ステップS06)。この選択は操作者が操作部10によって行う。操作者はRFデータ、信号処理後のデータ、又は超音波画像データのうち、間引き処理を行うデータを選択する。

【0080】

間引き対象となるデータが選択されると、上記で設定された諸条件に従ってそのデータに対して間引き処理が施される(ステップS07)。例えば、間引き対象として超音波画像データが選択され、図3(c)、(d)、及び図5に従った間引き条件が設定されたとする。この場合、図3(c)、(d)に示す空間的な範囲で間引き処理が行われる。つまり、指定された範囲のデータが残され、それ以外の領域にあるデータは表示装置7に表示されることもなく、さらに、記憶装置11に記憶されることもない。具体的には、 $L_a \sim$

10

20

30

40

50

L_bにおいてはデータを抜き取って収集し、間引きを行わず、それ以外の範囲に含まれるデータに対しては間引き処理を行ってデータを抜き取らない。また、P_a～P_bについては間引き率が「1」に設定されているため、データを抜き取って収集し、間引きを行わず、それ以外の領域は間引き率が「100」に設定されているため、データの間引きが行われ、データは抜き取られない。

【0081】

さらに、図5に示す時間的な範囲で間引き処理が行われる。つまり、収縮期に収集された超音波画像データに対しては間引き処理が行われず、表示装置7に表示され、更に記憶装置11に記憶される。

【0082】

一方、拡張期に収集された超音波画像データに対しては、2フレーム中、1フレームを間引く。つまり、1フレームおきに超音波画像データを抜き取って収集し、その超音波画像データを表示し、保存することになる。

【0083】

このように、心臓の動きに基づいてデータの間引き処理を行うことにより、心臓の動きを反映したデータの保存が可能となるため、必要な時間帯のデータを十分に保存することができ、不要な時間帯のデータについては間引き処理を行うことで、データ収集の効率化が図れることになる。

【0084】

間引き処理が施された超音波画像データは表示装置7及び記憶装置11に出力され、表示装置7のモニタに表示されるとともに、記憶装置11に記憶・保存される（ステップS08）。一方、間引き対象とならなかったRFデータ及び信号処理後のデータはそのまま記憶装置11に記憶される。

【0085】

また、ステップS06にて超音波画像データではなく、RFデータが間引き対象として選択された場合は、間引き後のRFデータは信号処理回路3に出力されて信号処理後のデータが生成され、更にDSC回路4にて超音波画像データに変換されて表示装置7のモニタに表示される（ステップS08）。信号処理後のデータが間引き対象として選択された場合は、間引き後の信号処理後のデータはDSC回路4に出力されて超音波画像データに変換されて表示装置7のモニタに表示される（ステップS08）。

【0086】

このようにRFデータ又は超音波ラスタデータを間引き対象とすることで、その後の処理における時間を短縮することが可能となる。つまり、RFデータは表示装置7に表示されるまでの間、信号処理回路3及びDSC回路4によって所定の処理が施されるが、間引き処理後のRFデータはデータ数が減少しているため、信号処理回路3及びDSC回路4で処理すべきデータ数が少なくなり、そのことにより、信号処理回路3及びDSC回路4における処理時間が少なくて済むことになる。信号処理後のデータについても同様である。この場合、DSC回路4で処理するデータ数が減少するため、DSC回路4における処理時間を短縮することが可能となる。

【0087】

次に、時間的な間引き率の設定が異なる例について図6を参照しつつ説明する。この例は、心臓の収縮期及び拡張期に対応した間引き率の設定例である。先に説明した例においては、収縮期内及び拡張期内においては間引き率を一定に設定しているが、この例においては、同じ収縮期内及び拡張期であっても、間引き率を変えている。間引き率を変化させることにより、心臓の動きをより反映したデータの保存等が可能となる。

【0088】

図6（b）に示すように、収縮期の初期段階においては間引き率を高く設定し、徐々に間引き率を低くして収縮期の中間期くらいで間引き率を「1」に設定している。さらに、中間期から収縮期の末期（拡張期の初期）に向けて徐々に間引き率を高く設定している。具体的には収縮期の初期段階においては間引き率を「20」～「30」に設定し、収縮期

10

20

30

40

50

の末期（拡張期の初期）においては間引き率を「20」～「30」に設定している。

【0089】

一方、拡張期の初期段階においては間引き率を低く設定し、徐々に間引き率を高くして拡張期の中間期くらいで間引き率を「100」に設定している。さらに、中間期から拡張期の末期（収縮期の初期）に向けて徐々に間引き率を低く設定している。具体的には、拡張期の初期（収縮期の終期）においては間引き率を「20」～「30」に設定し、拡張期の末期においては間引き率を「50」～「60」に設定している。

【0090】

この間引き率と実際にデータを間引く数との対応を図6（c）に示す。なお、この例においても先に説明した例と同様に、間引きの単位をフレーム数としている。間引き率が「1」は間引きを行わない。収縮期の初期段階及び末期段階においては、3フレーム中、2フレームのデータを間引く（図には「2/3」と表示している）。また、拡張期の初期段階後においては4フレーム中、3フレームのデータを間引く（「3/4」と表示している）。拡張期の中間期付近においては、8フレーム中、7フレームのデータを間引く（「7/8」と表示している）。そして、拡張期の末期付近においては4フレーム中、3フレームのデータを間引く（「3/4」と表示している）。

【0091】

このように、心臓の動きに基づいて間引き率を細かく設定することによって、心臓の動きをより反映したデータの保存等が可能となり、データ収集が更に効率的になる。

【0092】

時間的な間引き率が設定されると、上述したようにステップS06～ステップS08の処理が施され、データの間引き処理が行われる。

【0093】

なお、この発明における間引き率は図5及び図6に示す例に限られず、様々な間引き率を設定することが可能である。例えば、図7に示すように、収縮期の末期段階（拡張期の初期段階）において間引き率を「100」近くに設定し、拡張期の初期段階（収縮期の末期段階）から拡張期の中間期に向けて徐々に間引き率を低くし、拡張期の中間期で間引き率を「1」に設定し、さらに、拡張期の末期段階に向けて徐々に間引き率を高く設定しても良い。

【0094】

以上のように、関心領域を指定してその範囲外のデータを間引いて必要な範囲内のデータのみを抜き取って収集し、表示及び保存することによって、データ容量を削減することが可能となる。さらに、心電波形データに基づいて間引き率を変化させることで、心臓の動きに合わせてデータを抜き取って記憶等することができるため、効率的にデータを収集することが可能となる。

【0095】

また、本実施形態において、心電波形データに基づいて間引き処理を行ったが、この発明はそれに限られず、操作者が間引き処理を行う時間を任意に指定することも可能である。この場合、空間的な間引き率を設定したように、操作部10から間引きを行う時間を指定する。なお、このような指定はRFデータ、信号処理後のデータ、及び超音波画像データの全てのデータに対して行うことが可能である。

【0096】

〔第2の実施の形態〕

次に、この発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成について図8を参照しつつ説明する。図8はこの発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一の符号を付し、必要な場合にのみ重複説明を行うこととする。

【0097】

この第2の実施形態に係る超音波診断装置は、造影剤を被検体に注入して染影の様子を観察する装置である。図8に示すように、第2の実施形態に係る超音波診断装置は、第1

10

20

30

40

50

の実施形態に係る超音波診断装置に加えて、V C R 1 2、タイミングコントロール回路 1 3、輝度値算出回路 1 4、及び輝度値比較回路 1 5を備えて構成されている。また、図示しないが制御回路によって各回路の動作が制御されている。なお、本実施形態においては、データ選択回路 5、間引き回路 6、及び心電計 9は備えられていない。

【0098】

V C R 1 2は、D S C回路 4にてスキャンコンバージョン処理が施されて得られた超音波画像を録画する。具体的には、造影剤による染影の様子を録画する。タイミングコントロール回路 1 3は、送受信回路 2、信号処理回路 3、及びD S C回路 4における処理のタイミングを指示する回路である。

【0099】

輝度値算出回路 1 4は、D S C回路 4にて生成された超音波画像データの染影度（輝度値）を算出する。例えば、平均輝度値又は合計輝度値を算出する。ここで、合計輝度値とは、超音波画像データの各ポイントにおける輝度値（染影度）を合計した値であり、平均輝度値とは、その合計輝度値をポイントの数で割った値である。輝度値算出回路 1 4は、更に、平均輝度値又は合計輝度値の各フレーム間の差を算出する。例えば、今現在収集して表示装置 7に表示している超音波画像データの輝度値と、1フレーム前の超音波画像データの輝度値との差を算出する。なお、この輝度値算出回路 1 4がこの発明の「輝度値算出手段」に相当する。

【0100】

輝度値比較回路 1 5は、輝度値算出回路 1 4で算出された平均輝度値の差又は合成輝度値の差と、予め設定された値（閾値）とを比較し、どちらの値が大きいが判定する。この予め設定された値（閾値）は、間引き処理の際の基準となるものであり、輝度値算出回路 1 4で算出された平均輝度値の差又は合計輝度値の差が閾値よりも小さい場合は、データの記憶・保存を行わない。一方、平均輝度値の差又は合計輝度値の差が閾値以上の場合は、そのデータを抜き取って記憶・保存する。なお、この輝度値比較回路 1 5がこの発明の「輝度値比較手段」に相当する。

【0101】

この予め設定された値（閾値）は、経験的に求められるものであり、例えば、時間に対する染影度（輝度）の曲線から求められるものである。具体的には、図 1 1に示す輝度変化曲線の傾きから決定されるものである。この曲線の傾きが大きい場合は単位時間あたりの染影の変化が大きく、傾きが小さく場合は染影の変化は小さい。従って、変化が小さい時間帯のデータは必要性が少ないため、データを間引くことにし、変化が大きい時間帯のデータは必要性が多いため、データを抜き取って記憶・保存し、データを間引かないことにする。つまり、変化が大きい時間帯においては、染影の詳細な様子を観察する必要があり、定量評価のために多くのデータが必要となるため、間引きを行わずデータを抜き取って記憶・保存する。なお、予め設定された値（閾値）は、操作部 1 0によって入力され、図示しない制御回路を介して輝度値比較回路 1 5に出力される。

【0102】

輝度値比較回路 1 5からは、判定結果を示す信号がタイミングコントロール回路 1 3に出力され、タイミングコントロール回路 1 3はその判定結果に基づいて信号処理回路 3に信号処理後のデータの記憶又は間引き処理を行うように指示を出力する。

【0103】

次に、第 2の実施形態に係る超音波診断装置の動作について、図 9乃至図 1 2を参照しつつ説明する。図 9は第 2の実施形態に係る超音波診断装置の動作を順番に示すフローチャートである。図 1 0は造影剤による染影の様子を説明するための図である。図 1 1は染影度の時間変化を表すグラフである。図 1 2は間引き処理後のデータに基づいて作成された染影度の時間変化を表すグラフである。

【0104】

まず、被検体に微小気泡を主成分とする超音波造影剤を投与する。例えば、被検体の静脈から超音波造影剤を注入する。そして、超音波プローブ 1から超音波を被検体に対して

10

20

30

40

50

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。この反射波には超音波造影剤からの反射波が含まれている。送受信回路 2 はこのエコー信号に基づいて上述したように R F データを生成し、信号処理回路 3 に出力する。信号処理回路 3 では、各モードの応じた処理が施されて信号処理後のデータが生成されて D S C 回路 4 に出力される。そして、D S C 回路 4 にて超音波画像データが生成されて輝度値検出回路 1 4 に出力される（ステップ S 2 1）。

【0105】

また、信号処理後のデータは D S C 回路 4 に出力されるとともに、記憶装置 1 1 と信号処理回路 3 との間に設置されたバッファ 1 6 a に出力され、一時的に記憶される。このようにバッファ 1 6 a に一時的に信号処理後のデータを記憶させるのは、この後行われる輝度計算の対象となる超音波画像データのフレームと、記憶すべき信号処理後のデータのフレームとを一致させるためである。また、超音波画像データは輝度値算出回路 1 4 に出力されるとともに、表示装置 7 及 V C R 1 2 にも出力され、表示装置 7 のモニタ上に表示される。

10

【0106】

輝度値算出回路 1 4 は、超音波画像データの平均輝度値又は合成輝度値を算出する（ステップ S 2 2）。そして、引き続き、平均輝度値又は合計輝度値の各フレーム間の差を算出する。具体的には、現在表示装置 7 に表示している超音波画像データの輝度値と、1 フレーム前の超音波画像データの輝度値との差を算出する。この差は以下の式（1）、式（2）で表される。

20

式（1）平均輝度値を使用する場合

$$\text{平均輝度値の差} = \text{平均輝度値 } F_N - \text{平均輝度値 } F_{N-1}$$

ここで、平均輝度値 F_N は現在表示装置 7 に表示している超音波画像データの平均輝度値であり、平均輝度値 F_{N-1} は 1 フレーム前の超音波画像データの平均輝度値である。

式（2）合計輝度値を使用する場合

$$\text{合計輝度値の差} = \text{合計輝度値 } F_N - \text{合計輝度値 } F_{N-1}$$

ここで、合計輝度値 F_N は現在表示装置 7 に表示している超音波画像データの合計輝度値であり、合計輝度値 F_{N-1} は 1 フレーム前の超音波画像データの合計輝度値である。

なお、各フレームは超音波画像データ収集の各時間に対応しているため、フレーム間の差が上述した輝度変化曲線の傾きに対応することになる。換言すると、フレーム間の差は輝度値の時間変化を表していることになる。

30

【0107】

次に、輝度値比較回路 1 5 は、平均輝度値の差又は合計輝度値の差と、予め設定された値（閾値）とを比較し、大小を判定する（ステップ S 2 3）。大小関係と間引き処理との関係を式（3）、式（4）に示す。

式（3）平均輝度値を使用する場合

平均輝度値の差 $\geq$ 平均輝度値の閾値 t_h の場合は間引きを行わない

平均輝度値の差 $<$ 平均輝度値の閾値 t_h の場合は間引きを行う

ここで、平均輝度値の閾値 t_h は予め設定された値である。

式（4）合計輝度値を使用する場合

合計輝度値の差 $\geq$ 合計輝度値の閾値 t_h の場合は間引きを行わない

合計輝度値の差 $<$ 合計輝度値の閾値 t_h の場合は間引きを行う

ここで、合計輝度値の閾値 t_h は予め設定された値である。

40

【0108】

平均輝度値を使用した場合について説明する。輝度値比較回路 1 5 が「平均輝度値の差 $\geq$ 平均輝度値の閾値 t_h 」と判定した場合（ステップ S 2 4、Yes）、輝度値比較回路 1 5 は信号処理後のデータを抜き取って記憶する決定をして、その決定結果をタイミングコントロール回路 1 3 に出力する。フレーム間の差は輝度値の時間変化を表し、輝度変化曲線の傾きに対応しているため、その傾きから決定される閾値 t_h とフレーム間の差とを比較することで、輝度の変化を反映したデータを抜き取って記憶・保存することが可能と

50

なる。

【0109】

タイミングコントロール回路13は、その決定結果を受けて信号処理回路3に信号処理後のデータを記憶するように指示を出力する。信号処理回路3は、その指示を受けてバッファ16aに一時的に記憶しておいた信号処理後のデータを記憶装置11に出力し、記憶装置11はその信号処理後のデータを記憶する（ステップS25）。このように、バッファ16aに輝度計算の対象となる超音波画像データに対応する信号処理後のデータを記憶させておくことで、その超音波画像データの基になった信号処理後のデータを記憶装置11に記憶することが可能となる。

【0110】

一方、輝度値比較回路15が「平均輝度値の差<平均輝度値の閾値 t_h 」と判定した場合（ステップS24、No）、輝度値比較回路15は信号処理後のデータを抜き取らずに間引きする決定をして、その決定結果をタイミングコントロール回路13に出力する。

【0111】

タイミングコントロール回路13は、その決定結果を受けて信号処理回路3に信号処理後のデータの間引きを行うように指示を出力する。信号処理回路3は、その指示を受けてバッファ16aに一時的に記憶しておいた信号処理後のデータを消去することでデータの間引きを行う（ステップS26）。

【0112】

このように、染影度（輝度値）を基準に間引きの判断を行うことで、染影度を用いた定量評価に必要なデータを効率良く記憶することが可能となる。つまり、染影度の変化が大きい時間帯においては染影の詳細な様子を観察するため信号処理後のデータを記憶しておき、変化が少ない時間帯においては多くのデータは不要であるため、間引き処理を行うことで、染影の度合いを反映したデータの収集が可能となり、定量評価に必要なデータを効率良く記憶・保存することが可能となる。

【0113】

また、染影度（輝度値）の違いの確認を容易にし、輝度値算出回路14での計算量を減らすために、超音波画像上に関心領域（ROI）を設定し、その関心領域（ROI）内の輝度値のみを輝度値計算回路14で計算しても良い。

【0114】

関心領域（ROI）を設定する場合、操作部10と表示装置7とに接続される関心領域設定回路（図示しない）を設ける。そして、操作者が操作部10のマウスやトラックボール等を操作することで、関心領域設定回路は表示装置7のモニタ上に所定の面積を有する関心領域（ROI）を表示する。

【0115】

図10に関心領域を設定した場合の表示例を示す。図10に示すように、染影する領域に関心領域（ROI）として指定する。図10（a）は造影剤を注入した直後の染影を表し、図10（b）は染影の度合いが更に進んだ状態を表している。輝度値算出手段14は、図10に示す関心領域（ROI）内の平均輝度値又は合計輝度値を算出する。計算すべきデータ量が少ないため、計算量が減少し、平均輝度値等を算出する時間を短縮することがかとうとなる。

【0116】

また、記憶装置11に記憶された信号処理後のデータに基づいて超音波画像データを生成するときに、どのフレームが間引かれたのか判断が可能ないようにフレーム番号をカウントし、抜き取られた信号処理後のデータとともにフレーム番号も同時に記憶する。

【0117】

例えば、フレーム番号をカウントするカウンタ（図示しない）をタイミングコントロール回路13に接続して設置し、1フレームごとに番号をカウントする。具体的には、超音波の送受信によりデータ収集を開始し、1枚目のフレームの番号を「1」とカウントし、そのフレーム番号を、タイミングコントロール回路13を介して信号処理後のデータに付

10

20

30

40

50

帯情報として付与する。

【0118】

そして、輝度値算出回路14及び輝度値比較回路15によって間引きの有無が判断され、上述したように信号処理後のデータを記憶又は削除する。信号処理後のデータを記憶する場合は、その信号処理後のデータに対応したフレーム番号を信号処理後のデータに関連付けて記憶する。

【0119】

記憶装置11に記憶されている信号処理後のデータに基づいて超音波画像データを生成し、染影度を評価する場合、フレーム番号に従って染影度の輝度曲線を描写する。その輝度曲線を図12に示す。フレーム番号はデータ収集の時間に対応しているため、信号処理後の各データに付与されているフレーム番号に基づいて、その信号処理後のデータが収集開始からどのくらいの時間が経った後に収集されたのか判断することができる。

10

【0120】

図12において、横軸はフレーム番号から求めた時間を示している。このように、信号処理後のデータを記憶する際にフレーム番号を付与することによって、間引き処理が行われた信号処理後のデータを判別することが可能となり、間引き処理が行われても記憶された信号処理後のデータに基づいて輝度変化曲線を作成することが可能となる。

【0121】

なお、本実施形態においては、信号処理後のデータを記憶・保存したが、送受信回路2から出力されるRFデータ、又はDSC回路4から出力される超音波画像データに対して間引き処理を行って記憶・保存しても良い。

20

【図面の簡単な説明】

【0122】

【図1】この発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図2】この発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置の動作を順番に示すフローチャートである。

【図3】データの間引く範囲及び間引き率を説明するための図である。

【図4】データの間引く範囲を説明するための図である。

【図5】データの間引く時間及び間引き率を説明するための図である。

30

【図6】データの間引き時間及び間引き率を説明するための図である。

【図7】データの間引く時間及び間引き率を説明するための図である。

【図8】この発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図9】この発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置の動作を順番に示すフローチャートである。

【図10】造影剤による染影の様子を説明するための図である。

【図11】染影度（輝度）の時間変化を表すグラフ（輝度変化曲線）である。

【図12】間引き処理後のデータに基づいて作成された染影度（輝度）の時間変化を表すグラフ（輝度変化曲線）である。

40

【符号の説明】

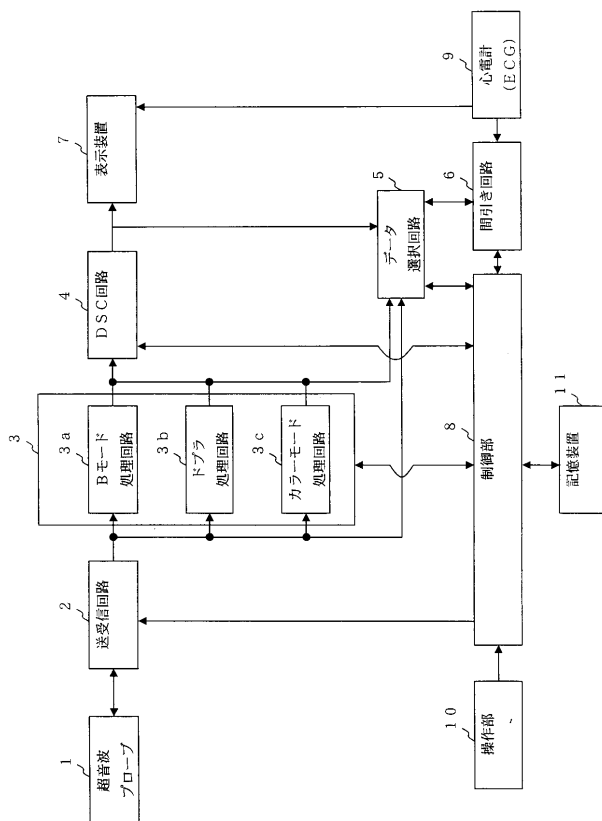
【0123】

- 1 超音波プローブ
- 2 送受信回路
- 3 信号処理回路
- 4 DSC回路（デジタルスキャンコンバータ回路）
- 5 データ選択回路
- 6 間引き回路
- 7 表示装置
- 8 制御回路

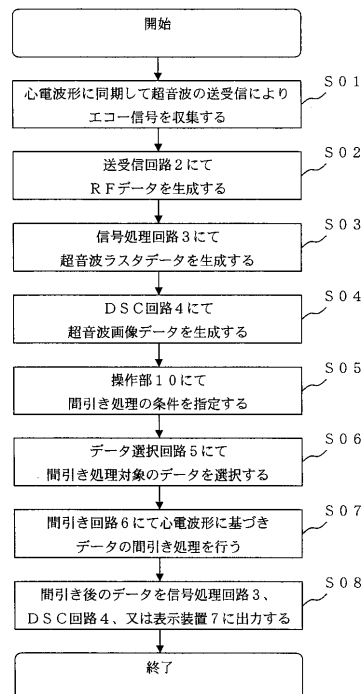
50

- 9 心電計 (E C G)
- 10 操作部
- 11 記憶装置
- 12 V C R
- 13 タイミングコントロール回路
- 14 輝度値算出回路
- 15 輝度値比較回路

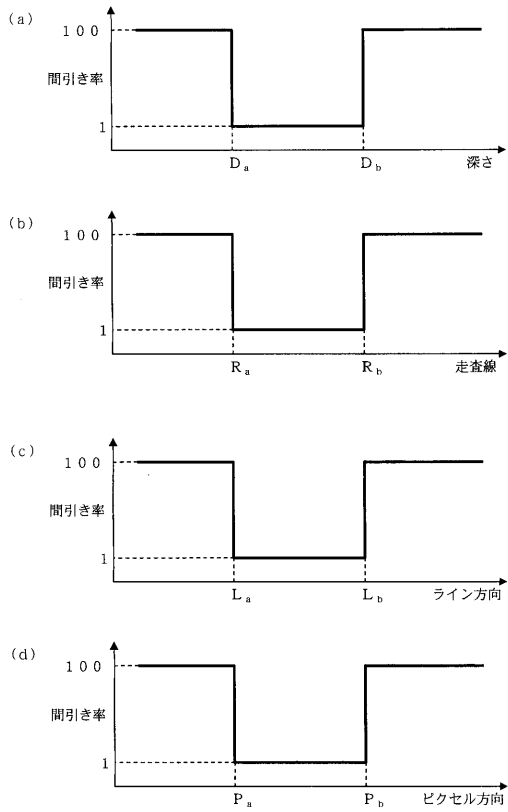
【図 1】



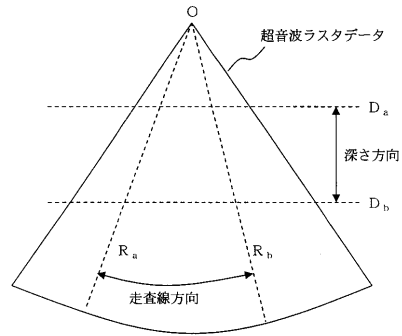
【図 2】



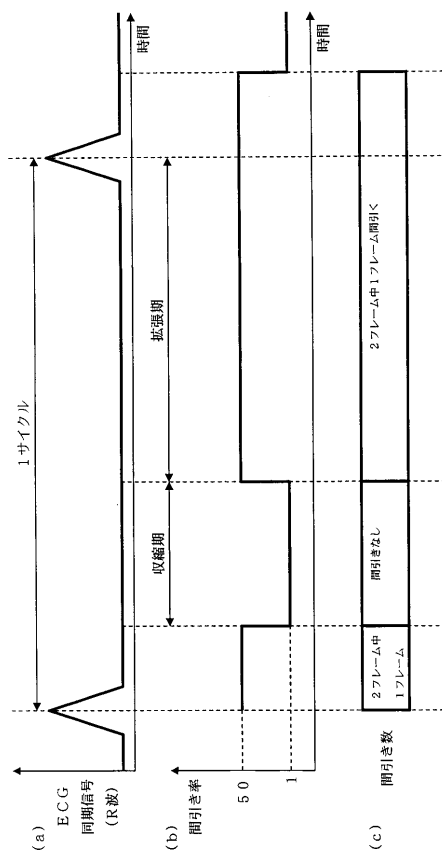
【図 3】



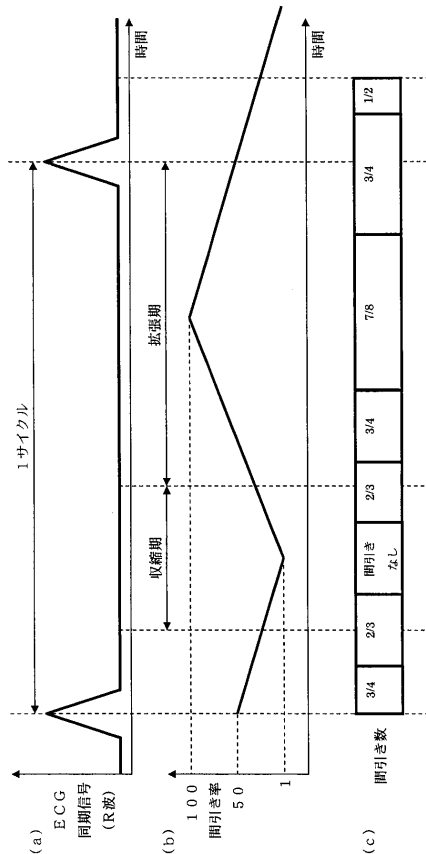
【図 4】



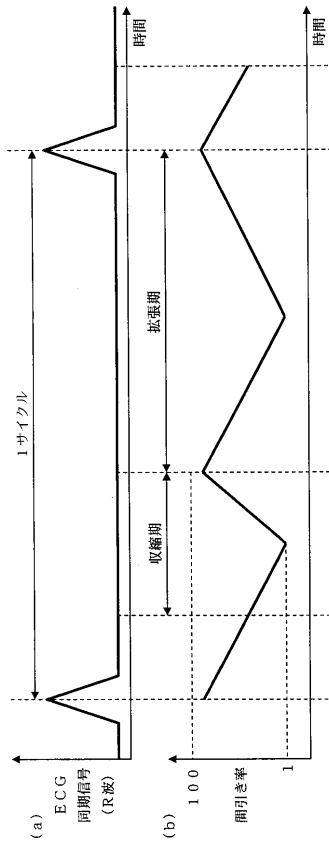
【図 5】



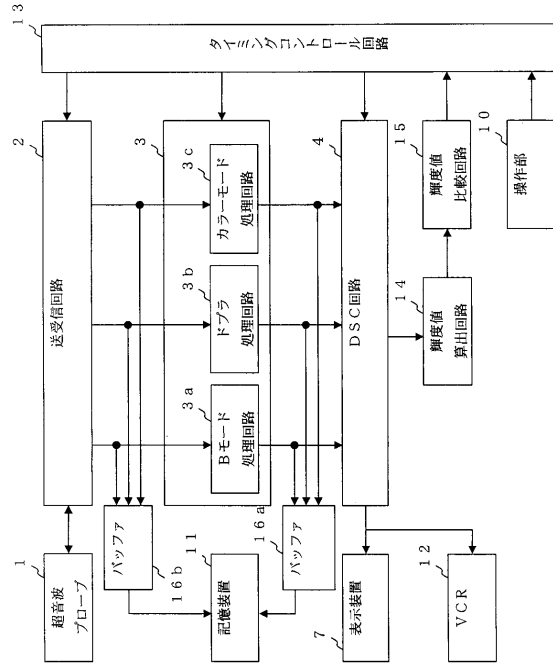
【図 6】



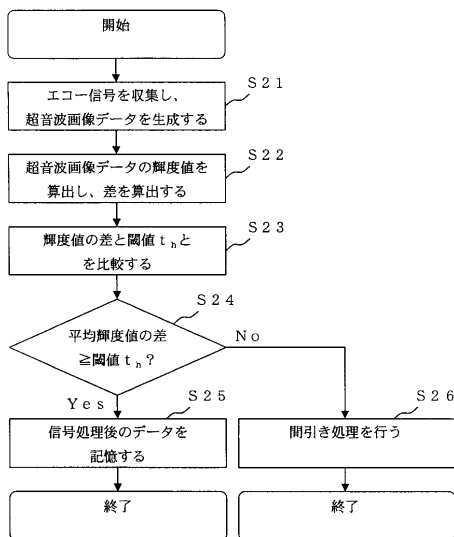
【図 7】



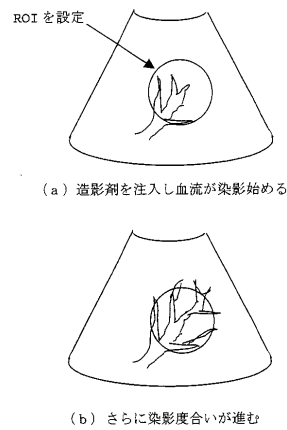
【図 8】



【図 9】



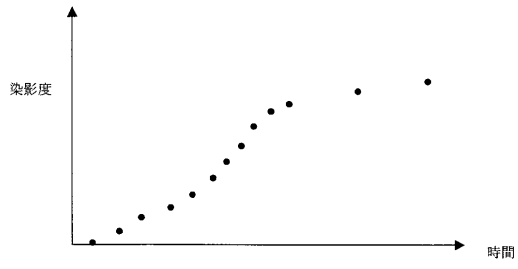
【図 10】



【図 11】



【図 1 2】



フロントページの続き

(72)発明者 佐藤 滉一

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 DE03 DE04 DE05 DE06 DE10 DE11 EE07 EE10 EE11 EE22
FF08 HH13 HH17 JB24 JB43 JB49 JB55 JC37 KK12 KK19
LL03 LL06 LL11 LL12

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2006068039A	公开(公告)日	2006-03-16
申请号	JP2004251367	申请日	2004-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	永井岳年 佐藤 晃一		
发明人	永井 岳年 佐藤 晃一		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/DE11 4C601/EE07 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/FF08 4C601/HH13 4C601/HH17 4C601/JB24 4C601/JB43 4C601/JB49 4C601/JB55 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/LL03 4C601/LL06 4C601/LL11 4C601/LL12		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的是通过对由超声诊断设备收集的每个数据进行空间和时间间隔剔除处理来提高数据收集的效率。数据选择电路(5)对从发送/接收电路(2)输出的RF数据,从信号处理电路(3)输出的信号处理后的数据或从DSC电路(4)输出的超声波图像数据进行稀疏化。选择要使用的数据。稀疏化电路6收集在选择的数据的预定时间获得的并且包括在数据的关注区域中的数据,并将该数据输出到存储设备11或显示设备7。例如,基于由心电图仪9收集的心电波形数据来确定要收集的时区,并且收集在该时区中包括的数据。未收集的数据不会被存储或显示。

[选型图]图1

