

(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2004-135951

(P2004-135951A)

(43) 公開日 平成16年5月13日(2004.5.13)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 8/12

F I

A61B 8/12

テーマコード(参考)

4C301

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2002-304702(P2002-304702)

(22) 出願日 平成14年10月18日(2002.10.18)

(71) 出願人 000000376

オリンパス株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

(72) 発明者 市川 純一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ

リンパス光学工業株式会社内

Fターム(参考) 4C301 AA02 BB01 BB03 BB13 CC02

EE13 EE16 FF04 GD06 JB23

JB27 KK16 LL03 LL13 LL20

4C601 BB03 BB21 BB24 EE11 EE13

FE01 GA17 GA19 GA21 JB34

JB35 JB36 JB40 JC25 KK12

KK21 LL01 LL02 LL04 LL09

LL11 LL40

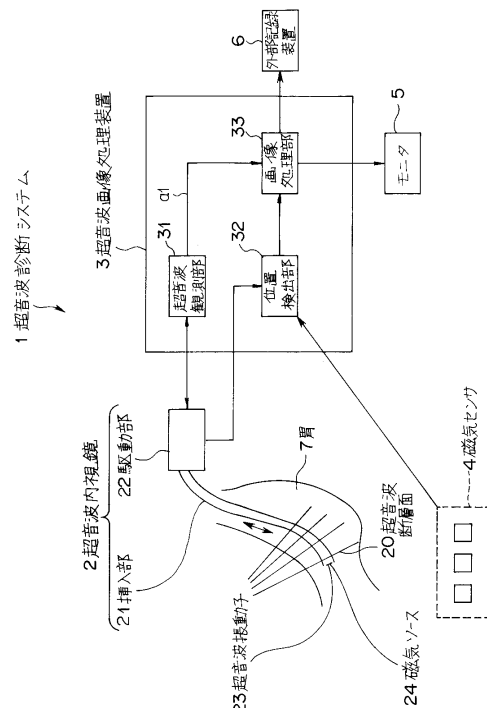
(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置

(57) 【要約】

【課題】超音波信号より得られる画像データうち、診断に必要な部分を確実に残し、かつ前記画像データの容量を大幅に削減する。

【解決手段】超音波観測部31は、超音波内視鏡1の超音波振動子23を回転させながら、超音波を送受信することで、超音波音線データa1を得る。画像処理部33は、この超音波音線データa1から超音波断層像データを生成する。画像処理部33は、位置検出部32が検出した超音波内視鏡2の移動位置と超音波断層像データとを関連付けて、超音波3次元像を生成してモニタ5に表示する。そして、画像処理部33は、超音波3次元画像生成に使われたデータの内、位置検出部32で検出により必要な部分と判断されたデータをそのまま圧縮して外部記録装置6に記録させ、不必要な部分と判断されたデータに対して画素の輝度レベルを所定の一定値に加工し圧縮して外部記録装置6に記録させる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に超音波振動子より超音波を送受信して得られた超音波信号を基に超音波画像を得る超音波画像処理装置において、
前記超音波信号より得られた画像データうち、超音波診断に必要な画像データと不要な画像データとを判断する判断手段と、
前記判断手段により不要と判断された画像データの画素の輝度レベルを所定の一定値に加工する画像加工手段と、
前記画像加工手段により加工されたデータを所定の方式で圧縮する圧縮手段と、
を備えたことを特徴とする超音波画像処理装置。

10

【請求項 2】

前記判断手段は、前記超音波信号より得られた画像データの各画素の輝度値を所定の基準値と比較し、該基準値以下の輝度値の画素を有する画像データを不要な画像データであると判断することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 3】

前記判断手段は、前記超音波信号より得られた画像データに対して、前記超音波振動子からの距離により超音波診断に必要な画像データと不要な画像データとを判断することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像処理装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

20

【発明の属する技術分野】

本発明は被検体に超音波振動子より超音波を送受信して得られた超音波信号を基に超音波画像を得る超音波画像処理装置に関する。

【0002】**【従来の技術】**

従来より、医療分野において、超音波診断装置を用いて、生体内に超音波を照射し、そのエコー信号から超音波画像を得て医療診断を行う方法が広く普及している。

【0003】

超音波診断装置は、超音波内視鏡や超音波プローブ等の超音波振動子を有する機器と接続し、被検体の体腔内に前記超音波振動子を挿入し、この超音波振動子にスキャンを行わせることで体腔内の断面像を作り出すものである。術者は、このような断面像を、病変の深達度診断や臓器の実質診断等に用いるようにしている。

30

【0004】

さらに、近年では、生体内に生じた腫瘍等の形状を把握したり、体積を計測したりできるように三次元画像が得られる超音波診断装置の必要性が高まっている。体腔内の三次元画像を得るには、体腔内の複数の断面像を画像セットとして収集して保存する必要がある。この場合の画像セットのデータ量は 10MB にも及び、この画像セットを記録するためには、大容量のメモリや記録媒体が必要となり、システム全体のコストが高くなる原因になっていた。

【0005】

40

そこで、従来の体腔内の三次元画像を得る医療システムでは、画像セット全体の容量を削減する工夫が試みられている。

【0006】

画像セット全体の容量を削減する第 1 の方法では、術者の判断により画像セット内の保存すべきデータを限定し、残りのデータを削減する方法がある（例えば、特許文献 1 参照）。

【0007】

画像セット全体の容量を削減する第 2 の方法としては、画像圧縮を行う方法がある（例えば、特許文献 2 参照）。

【0008】

50

【特許文献 1】

特開平 8 - 2 6 5 7 3 号公報 (第 2 - 6 頁、図 1 - 1 5)

【0009】

【特許文献 2】

特開 2 0 0 2 - 1 4 3 1 6 7 号公報 (第 2 - 7 頁、図 1 - 8)

【0010】

【発明が解決しようとする課題】

前述した従来の画像セット全体の容量を削減する第 1 の方法では、画像セット内の削減する領域を術者の主観で決定しており、術者の判断によっては、診断に必要な部分が一部削除されてしまうことがあった。

10

【0011】

前述した従来の画像セット全体の容量を削減する第 2 の方法では、画像セット全体の容量を削減するため、画像圧縮を試みているが、単に画像圧縮をただけでは、超音波画像全体の容量はそれほど減らないという問題点があった。

【0012】

本発明は、前記事情に鑑みてなされたものであり、超音波信号より得られる画像データうち、診断に必要な部分を確実に残し、かつ前記画像データの容量を大幅に削減できる超音波画像処理装置を提供することを目的としている。

【0013】

【課題を解決するための手段】

20

前記目的を達成するため請求項 1 に記載の超音波画像処理装置は、被検体に超音波振動子より超音波を送受信して得られた超音波信号を基に超音波画像を得る超音波画像処理装置において、前記超音波信号より得られた画像データうち、超音波診断に必要な画像データと不要な画像データとを判断する判断手段と、前記判断手段により不要と判断された画像データの画素の輝度レベルを所定の一定値に加工する画像加工手段と、前記画像加工手段により加工されたデータを所定の方式で圧縮する圧縮手段と、を備えたことを特徴とする。

【0014】

請求項 2 に記載の超音波画像処理装置は、請求項 1 に記載の超音波画像処理装置であって、前記判断手段は、前記超音波信号より得られた画像データの各画素の輝度値を所定の基準値と比較し、該基準値以下の輝度値の画素を有する画像データを不要な画像データであると判断することを特徴とする。

30

【0015】

請求項 3 に記載の超音波画像処理装置は、請求項 1 に記載の超音波画像処理装置であって、前記判断手段は、前記超音波信号より得られた画像データに対して、前記超音波振動子からの距離により超音波診断に必要な画像データと不要な画像データとを判断することを特徴とする。

【0016】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を図面を参照して説明する。

40

(第 1 の実施の形態)

図 1 乃至図 4 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は超音波画像処理装置を用いた超音波診断システムのブロック図、図 2 は画像処理部を詳細に示すブロック図、図 3 は画像処理部が生成した超音波断層像を示す説明図、図 4 は超音波画像処理装置による三次元画像の構築を示す説明図である。

【0017】

(構成)

図 1 において、超音波診断システム 1 は、超音波内視鏡 2 と、超音波画像処理装置 3 と、磁気センサ 4 と、モニタ 5 と、外部記録装置 6 とを含んで構成される。

【0018】

50

超音波内視鏡 2 は挿入部 2 1 と駆動部 2 2 を接続したものである。

【0019】

挿入部 2 1 は、体腔内（図 1 では胃 7 の中）挿入されるようになっている。この挿入部 2 1 の先端には、超音波を送受信する超音波振動子 2 3 と、磁場を発生または受信する磁気ソース 2 4 とが設けられている。

【0020】

駆動部 2 2 は、挿入部 2 1 の基端部を着脱自在の状態に接続している。また、駆動部 2 2 は、挿入部 2 1 の超音波振動子 2 3 を挿入軸方向に対して回転駆動させる駆動手段を備えている。さらに、駆動部 2 2 は、超音波画像処理装置 3 に接続されている。

【0021】

磁気センサ 4 は、被検体の体外に配置され、磁気ソース 2 4 からの磁場を受信を行う。

【0022】

超音波画像処理装置 3 は、超音波観測部 3 1 と、位置検出部 3 2 と、画像処理部 3 3 とを含んで構成される。

【0023】

超音波観測部 3 1 は、超音波内視鏡 2 の超音波振動子 2 3 に超音波信号を送受信して、超音波音線データ a 1 を得る。

【0024】

位置検出部 3 2 は、磁気ソース 2 4 と磁気センサ 4 を用いて、体腔内での超音波内視鏡 2 の挿入部 2 1 の先端の位置データを得る。

【0025】

図 2 に示すように、画像処理部 3 3 は、判断部 3 4 と、画像加工部 3 5 と、圧縮部 3 6 とを含んで構成されている。

【0026】

画像加工部 3 5 は、超音波観測部 3 1 からの超音波音線データ a 1 を基に、超音波断層像データを生成する。さらに、画像加工部 3 5 は、位置検出部 3 2 からの位置情報を前記超音波断層像データに関連付け、ラジアルスキャン面（図 1 の超音波断層面 2 0）の位置を特定し、超音波 3 次元画像を生成する。さらに、画像加工部 3 5 は、生成した超音波 3 次元画像をモニタ 5 に表示する。

【0027】

判断部 3 4 は、位置検出部 3 2 の前記位置情報が、超音波診断に必要な画像データのものが、不要な画像データのものが判断し、不要な画像データの位置情報を画像加工部 3 5 に供給する。

【0028】

画像加工部 3 5 は、超音波 3 次元画像生成に使われたデータの内、判断部 3 4 からの不要な画像データの位置情報に該当しない画像データを、そのまま圧縮部 3 6 に供給する。画像加工部 3 5 は、判断部 3 4 からの不要な画像データの位置情報に該当する画像データに対して画素の輝度レベルを所定の一定値に加工して圧縮部 3 6 に供給する。

【0029】

圧縮部 3 6 は、画像加工部 3 5 からの画像データを所定の方式で圧縮して外部記録装置 6 に保存させる。圧縮部 3 6 の圧縮方法は、画像データ圧縮に一般的に用いられている方法（JPEG, TIFF, ZIP, LZW）を用いれば良い。

【0030】

このような構成により、超音波画像処理装置 3 は、被検体に超音波振動子 2 3 より超音波を送受信して得られた超音波信号を基に超音波画像を得る。

【0031】

判断部 3 4 は、前記超音波信号より得られた画像データうち、超音波診断に必要な画像データと不要な画像データとを判断する判断手段となっている。

【0032】

画像加工部 3 5 は、前記判断手段により不要と判断された画像データの画素の輝度レベル

10

20

30

40

50

を所定の一定値に加工する画像加工手段となっている。

【0033】

圧縮部36は、前記画像加工手段により加工されたデータを所定の方式で圧縮する圧縮手段となっている。

【0034】

(作用)

第1の実施の形態において、超音波観測部31は、超音波内視鏡1の先端の超音波振動子23を回転させながら、超音波を送受信することで、超音波音線データa1を得る。超音波画像処理装置3は、この超音波音線データa1を画像処理部33で座標変換し、図3に示すような超音波断層像41の画像データを生成する。生成された超音波断層像41は、図1で示す超音波断層面20に相当する。超音波内視鏡2を動かすことで、超音波断層面20を移動させることができ、超音波観測部31は、超音波断層面20の移動位置を位置検出部32で検出し、画像加工部35は、超音波断層像と位置検出部32が検出した位置とを関連付けて、図4に示すような超音波3次元像42を生成してモニタ5に表示する。

10

【0035】

画像加工部35で超音波3次元画像生成に使われたデータの内、判断部34により必要な部分と判断されたデータは、そのまま圧縮部36で圧縮されて外部記録装置6に記録される。前記超音波3次元画像生成に使われたデータの内、判断部34により不必要な部分と判断されたデータは、画素の輝度レベルが所定の一定値に加工され、即ち模様の無い画像に変換された状態で圧縮部36で圧縮されて外部記録装置6に記録される。

20

【0036】

(効果)

このような第1の実施の形態によれば、超音波3次元画像生成に使われたデータに対して位置情報に基づいて必要か否かを選択し、超音波3次元画像生成に使われたデータの内、必要な部分のみ選択して模様のある画像とし、必要の無い部分を模様の無い画像として圧縮保存できる。ここで、模様の無い画像をJPEG, TIFF, ZIP, LZWで圧縮した場合のデータ量は、必要な部分の模様のある画像をJPEG, TIFF, ZIP, LZWで圧縮した場合のデータ量に比べて殆ど無視できる量となるため、超音波信号より得られる画像データうち、診断に必要な部分を確実に残し、かつ前記画像データの容量を大幅に削減できる。これにより、外部記録装置6として大容量のメモリや記録媒体を用いる必要がなくなり、超音波診断システム1の全体のコストを低減できる。

30

【0037】

また、超音波の音線データは、データとして非常に大きいので、ネットワーク化の際、ネットワークに対する大きな負荷となる問題があるが、本実施の形態のようにデータを圧縮すればこの問題を解決できる。

【0038】

さらに、外部記録装置6には、超音波の音線データのまま保管することも可能で、このように保管することで、DICOMと違い、後で計測が可能であることという利点もある。

【0039】

(第2の実施の形態)

図5乃至図8は本発明の第2の実施の形態に係り、図5は画像処理部を詳細に示すブロック図、図6は超音波画像処理装置の動作を示すフローチャート、図7は加工前の超音波音線データを示すグラフ、図8は加工後の超音波音線データを示すグラフである。

40

【0040】

図5乃至図8を用いた第2の実施の形態の説明において、図1乃至図4に示した第1の実施の形態と同様の構成要素には同一の符号を付し、詳細な説明を省略する。

【0041】

(構成)

図5に示すように、画像処理部133の輝度判断部134は、超音波観測部31で取得された超音波音線データa1に対して、診断に不要な画素を特定するために、不要な輝度値

50

Lが設定されている。

【0042】

輝度判断部134は、超音波観測部31からの超音波音線データa1が画素の輝度が輝度値L以下か否かを判定し、この輝度値L以下の画素を輝度0（黒レベル、最低輝度レベル）加工する。

【0043】

そして、輝度判断部134は、加工後の超音波音線データb1を画像加工部35に供給する。画像加工部35及び圧縮部36は加工後の超音波音線データb1に対して第1の実施の形態と同様の処理を行い、画像データを圧縮して外部記録装置6に保存させる。

【0044】

このような構成により、輝度判断部134は、前記超音波信号より得られた画像データうち、超音波診断に必要な画像データと不要な画像データとを判断する判断手段となっている。

【0045】

また、輝度判断部134は、不要と判断した画像データの画素の輝度レベルを所定の一定値に加工する。

【0046】

（作用）

以下、図5に示した第2の実施の形態の作用について、図1、図6乃至図8を参照して説明する。

【0047】

第2の実施の形態において、まず、超音波観測部31（図1参照）は、図6のステップS1において、図7に示す超音波音線データa1を取得し、図6のステップS2において、輝度判断部134は、輝度値L以下の画素を診断に不要な画素として特定する。

【0048】

この後、図6のステップS3において、輝度判断部134は、不要な画素を輝度0（黒レベル、最低輝度レベル）に加工して図8に示す超音波音線データb1を出力する。この後、超音波音線データb1に対して第1の実施の形態と同様の処理を行い、超音波音線データb1を画像加工部35で超音波断層像データに変換し、超音波3次元像を生成してモニター5に表示する。超音波3次元画像生成に使われたデータは、図6のステップS4において圧縮部36で圧縮され、図6のステップS5において外部記録装置6に記録される。

【0049】

（効果）

第2の実施の形態によれば、第1の実施の形態と同様の効果が得られるとともに、不要な輝度の画素を一定輝度の画素に加工をすることにより、加工しない時に比べ、高い圧縮効果を得ることができ、全体の画像データ量をさらに削減できる。

【0050】

図9は本発明の第2の実施の形態の具体例を示すフローチャートである。

図9に示すように、本具体例は、不要な輝度値Lを16に設定している。

以下、第2の実施の形態の具体例の作用について図1、図5乃至図9を参照して説明する。

【0051】

第2の実施の形態の具体例において、まず、超音波観測部31（図1参照）は、図9のステップS11において、図7に示す超音波音線データa1を取得し、輝度判断部134（図5参照）は、図9のステップS12において、輝度値16以下の画素を輝度0（黒レベル、最低輝度レベル）に加工して図8に示す超音波音線データb1を出力する。この後、超音波音線データb1に対して第1の実施の形態と同様の処理を行い、超音波3次元画像生成に使われたデータは、図9のステップS13において圧縮部36で圧縮され、図9のステップS14において外部記録装置6に出力され記録される。

【0052】

10

20

30

40

50

このような第2の実施の形態の具体例によれば、不要な輝度値Lを16にしたことで、加工しない時に比べ、倍以上の圧縮効果を得ることができ、全体の画像データ量を削減できる。

【0053】

(第3の実施の形態)

図10及び図11は本発明の第3の実施の形態に係り、図10は画像処理部を詳細に示すブロック図、図11は超音波画像処理装置の動作を示すフローチャートである。

【0054】

図10及び図11を用いた第2の実施の形態の説明において、図1乃至図9に示した第1及び第2の実施の形態と同様の構成要素には同一の符号を付し、詳細な説明を省略する。

10

【0055】

(構成)

図10に示すように、画像処理部233の輝度判断部234は、超音波観測部31で取得された超音波音線データa1に対して、輝度値16未満の画素を一律輝度値0(最低輝度レベル)にし、輝度値32未満の画素を一律輝度値16に加工する。

【0056】

そして、輝度判断部234は、加工後の超音波音線データb2を画像加工部35に供給する。画像加工部35及び圧縮部36は加工後の超音波音線データb2に対して第1の実施の形態と同様の処理を行い、画像データを圧縮して外部記録装置6に保存させる。

【0057】

(作用)

以下、第3の実施の形態の作用について図1、図7、図10及び図11を参照して説明する。

20

【0058】

第3の実施の形態の具体例において、まず、超音波観測部31(図1参照)は、図11のステップS21において、図7に示す超音波音線データa1を取得し、図10に示す輝度判断部234は、図11のステップS22において、輝度値16未満を一律輝度値0にし、輝度値32未満を一律輝度値16に加工して、超音波音線データb2を出力する。この後、超音波音線データb2に対して第1の実施の形態と同様の処理を行い、超音波3次元画像生成に使われたデータは、図11のステップS23において圧縮部36で圧縮され、図11のステップS24において外部記録装置6に出力され記録される。

30

【0059】

(効果)

第3の実施の形態によれば、第2の実施の形態と同様の効果が得られるとともに、輝度値16以下の画素を輝度値0にし、輝度値32未満の画素を一律輝度値16にしたことで、さらに高い圧縮効果を得ることができる。

【0060】

(第4の実施の形態)

(構成)

図12は本発明の第4の実施の形態に係る超音波画像処理装置の画像処理部を詳細に示すブロック図である。

40

【0061】

図12を用いた第4の実施の形態の説明において、図1乃至図9に示した第1及び第2の実施の形態と同様の構成要素には同一の符号を付し、詳細な説明を省略する。

【0062】

(構成)

第2及び第3の実施の形態では、座標変換前の超音波音線データを加工したが、図12に示すように、第4の実施の形態の画像処理部333は、座標変換後の超音波断層像データに対して輝度値16以下の画素を一定値に加工する。

【0063】

50

画像処理部 3 3 3 の輝度判断部 3 3 4 は、画像加工部 3 3 5 内に設けられている。画像加工部 3 3 5 は、超音波観測部 3 1 で取得された超音波音線データ a 1 に対して座標変換して超音波断層像データを生成する。輝度判断部 3 3 4 は、超音波断層像データに対して輝度値 1 6 以下の画素を一定値に加工する。この後の画像加工部 3 3 5 の処理は、図 5 乃至図 9 に示した第 2 の実施の形態と同様である。

【 0 0 6 4 】

(作用)

第 4 の実施の形態の画像処理部 3 3 3 は、座標変換前の超音波音線データを加工する代わりに、座標変換後の超音波断層像データに対して輝度値 1 6 以下の画素を一定値に加工するだけで、他の動作は図 5 乃至図 9 に示した第 2 の実施の形態と同様である。

10

【 0 0 6 5 】

(効果)

このような第 4 の実施の形態によれば、第 2 の実施の形態と同様の効果が得られる。

【 0 0 6 6 】

(第 5 の実施の形態)

図 1 3 は本発明の第 5 の実施の形態に係る超音波画像処理装置の画像処理部を詳細に示すブロック図である。

【 0 0 6 7 】

図 1 3 を用いた第 5 の実施の形態の説明において、図 1 乃至図 9 に示した第 1 及び第 2 の実施の形態と同様の構成要素には同一の符号を付し、詳細な説明を省略する。

20

【 0 0 6 8 】

(構成)

第 2 乃至第 4 の実施の形態では、画像の加工を輝度が低い値に設定したが、第 5 の実施の形態では、逆に基準レベル以上の輝度を持つデータに加工を施している。

【 0 0 6 9 】

具体的には、図 1 3 に示すように、画像処理部 4 3 3 の輝度判断部 4 3 4 は、超音波観測部 3 1 で取得された超音波音線データ a 1 に対して、基準レベル以上の輝度を持つデータを不要と判断して、そのデータを最高輝度レベルに設定している。輝度判断部 4 3 4 より後段の回路の構成は第 2 の実施の形態と同様である。

【 0 0 7 0 】

(作用)

第 5 の実施の形態の画像処理部 4 3 3 は、超音波音線データ a 1 に対して、基準レベル以上の輝度を持つデータを最高輝度レベルに加工することで高い圧縮効果を得るようにしている。

30

【 0 0 7 1 】

(効果)

第 5 の実施の形態によれば、超音波音線データ a 1 に対して、基準レベル以上の輝度を持つデータを最高輝度レベルに加工することで、高い圧縮効果を得ることができ、全体の画像データ量を削減できる。

【 0 0 7 2 】

(第 6 の実施の形態)

図 1 4 は本発明の第 6 の実施の形態に係る超音波画像処理装置の超音波画像処理装置を詳細に示すブロック図である。

40

【 0 0 7 3 】

図 1 4 を用いた第 6 の実施の形態の説明において、図 1 乃至図 9 に示した第 1 及び第 2 の実施の形態と同様の構成要素には同一の符号を付し、詳細な説明を省略する。

【 0 0 7 4 】

(構成)

超音波画像処理装置 5 0 3 は、超音波観測部 5 3 1 と、位置検出部 3 2 と、画像処理部 5 3 3 と、ゲイン・コントラスト設定部 5 3 7 を含んで構成される。

50

【0075】

ゲイン・コントラスト設定入力部537は、ユーザーの操作により超音波観測部531のゲイン(Gain)及びコントラスト(Contrast)の設定の変更を行う補正値を入力するようになっている。この場合のゲイン及びコントラストの補正設定は、画像処理部533の輝度判断部534にも入力される。

【0076】

超音波観測部531は、ゲイン・コントラスト設定入力部537により補正されたゲイン及びコントラストの設定値に基づいて、駆動部22を介して図1に示した超音波内視鏡2の超音波振動子23に超音波信号を送受信して、超音波音線データa3を得る。

【0077】

輝度判断部534は、超音波音線データa3の画素の輝度を判定するための輝度値Lをゲイン・コントラスト設定入力部537からのゲイン及びコントラストの設定の補正値に基づいて補正し、補正した輝度値L以下の画素を輝度0(黒レベル、最低輝度レベル)加工して、超音波音線データb3として画像加工部35に供給する。これ以外の構成は、第2の実施の形態と同様である。

【0078】

(作用)

超音波観測部531はゲイン及びコントラストの設定を変えることで、超音波音線データa3の輝度値が変更できる。これに加えて、輝度判断部534における基準値Lをこれら設定と連動して変更することで、より適切な基準値を設定でき、圧縮効率が上げられる。

【0079】

例えば、ゲイン(Gain)が0の時の基準値を輝度16とすると、ゲイン(Gain)が+1となったとき、基準値Lも+1する。また、コントラスト(Contrast)が+1となったときは、基準値Lもそれに応じて増やす、

(効果)

このような加工をすることにより、第2の実施の形態と同様の効果が得られるとともに、第2の実施の形態に比べて、より適切な圧縮効果を得ることができ、全体の画像データ量を効率的に削減できる。

【0080】

(第7の実施の形態)

図15は本発明の第7の実施の形態に係る超音波画像処理装置の画像処理部を詳細に示すブロック図である。

【0081】

図15を用いた第7の実施の形態の説明において、図1乃至図9に示した第1及び第2の実施の形態と同様の構成要素には同一の符号を付し、詳細な説明を省略する。

【0082】

(構成)

図15に示すように、第7の実施の形態の画像処理部633は、座標変換後の超音波断層像データに対して、設定された関心領域内の輝度値の最大値、最小値を抽出し、最小値以下の輝度値、最大値以上の輝度値を不要としている。

【0083】

さらに詳細に説明すると、画像処理部633の輝度判断部634は、画像加工部635内に設けられている。画像加工部635は、超音波観測部31で取得された超音波音線データa1に対して座標変換して超音波断層像データを生成する。さらに、輝度判断部634は、生成した超音波断層像データに対して、設定された関心領域内の輝度値の最大値Lmax及び最小値Lminを抽出し、最小値Lmin以下の画素を第1の一定値(最小輝度)に加工し、最大値Lmax以上の画素を第2の一定値(最大輝度)に加工する。この後の画像加工部635の処理は、図5乃至図9に示した第2の実施の形態と同様である。

【0084】

(作用)

10

20

30

40

50

第7の実施の形態では、超音波断層像データの関心領域内の輝度値の最大値 L_{max} 及び最小値 L_{min} を輝度判断部634の判断基準にし、輝度判断部634は、超音波断層像データに対して、最小値 L_{min} 以下の画素を第1の一定値に加工し、最大値 L_{max} 以上の画素を第2の一定値に加工して、最小値 L_{min} 以下の輝度値、最大値 L_{max} 以上の輝度値を不要とすることになっている。

【0085】

(効果)

第7の実施の形態によれば、第2及び第5の実施の形態と同様の効果が得られるとともに、関心領域以外のデータを効率よく圧縮でき、画像データ全体の容量を削減できる。

【0086】

(第8の実施の形態)

図16及び図17は本発明の第8の実施の形態に係り、図16は超音波画像処理装置を詳細に示すブロック図、図17は画像処理部が生成した超音波断層像を示す説明図である。

【0087】

図16を用いた第8の実施の形態の説明において、図1乃至図9に示した第1及び第2の実施の形態と同様の構成要素には同一の符号を付し、詳細な説明を省略する。

【0088】

(構成)

図16に示すように、超音波画像処理装置703は、超音波観測部731と、位置検出部32と、画像処理部733と、周波数設定入力部737を含んで構成される。

【0089】

周波数設定入力部737は、ユーザーの操作により超音波観測部731が送受信する超音波信号の周波数の設定を行うようになっている。この場合の周波数の設定値は、画像処理部733の距離判断部734にも入力される。

【0090】

超音波観測部731は、周波数設定入力部737により周波数の設定値に基づいて超音波信号の周波数を設定する。そして、超音波観測部731は、超音波内視鏡2の超音波振動子23に周波数を設定した超音波信号を送受信して、超音波音線データa4を得る。

【0091】

距離判断部734は、周波数設定入力部737からの周波数の設定に基づいて、画像中心(超音波振動子23)からの所定の距離 L_1 の設定を行う。そして、距離判断部734は、超音波音線データa4に対して画像中心(超音波振動子23)からの所定の距離 L_1 以上を画素の不要とし、距離 L_1 以上を画素を輝度0(黒レベル、最低輝度レベル)加工して、超音波音線データb4として画像加工部35に供給する。これ以外の構成は、第2の実施の形態と同様である。

【0092】

(作用)

ここで、図1に示した超音波振動子23が送信する超音波は、周波数が高くなると減衰率も高くなり、遠くに行かないため、画像中心から距離が離れたところのデータは、診断上意味が無い。このため、距離判断部734で判断する基準として、図17に示すように、超音波断層像51の画像中心52からの所定の距離 L_1 以上の画素53を不要とし、その距離 L_1 は超音波振動子23が送信する超音波の周波数により自動的に設定されるようにしている。

【0093】

尚、超音波内視鏡やその簡易版である超音波プローブの種類によっても、超音波のパワーが異なるため、超音波の届く距離は異なり、有効な距離は異なる。このため、距離判断部734は、プローブの種類によって不要な所定の距離 L_1 を自動的に設定するように構成してもよい。

【0094】

(効果)

10

20

30

40

50

第 8 の実施の形態によれば、第 2 の実施の形態と同様の効果が得られるとともに、超音波振動子 2 3 によりほとんど検出が行えない領域のデータを効率よく圧縮でき、画像データ全体の容量をさらに削減できる。

【 0 0 9 5 】

(第 9 の実施の形態)

図 1 8 及び図 1 9 は本発明の第 9 の実施の形態に係り、図 1 8 は超音波画像処理装置の要部を示すブロック図、図 1 9 はモニタに表示される操作用画像を示す説明図である。

【 0 0 9 6 】

図 1 8 を用いた第 9 の実施の形態の説明において、図 1 乃至図 9 に示した第 1 及び第 2 の実施の形態と同様の構成要素には同一の符号を付し、詳細な説明を省略する。

10

【 0 0 9 7 】

(構成)

図 1 8 に示すように、超音波画像処理装置 8 0 3 の画像処理部 8 3 3 は、第 1 の実施の形態と同様の判断部 3 4 と、第 2 の実施の形態と同様の輝度判断部 1 3 4 と、画像加工部 8 3 5 と、圧縮部 8 3 6 とを含んで構成されている。

【 0 0 9 8 】

超音波画像処理装置 8 0 3 の CPU 8 3 8 は、外部の操作入力手段 (例えばマウス) の操作による操作入力に基づいて、画像加工部 8 3 5 の表示切り換えや、圧縮部 8 3 6 の圧縮方法の選択を行うようになっている。CPU 8 3 8 は、圧縮部 8 3 6 からデータを画像加工部 8 3 5 に供給して、画像加工部 8 3 5 に図 1 9 に示す画像を作成する制御を行う。

20

【 0 0 9 9 】

(作用)

第 9 の実施の形態において、画像加工部 8 3 5 は、外部の操作入力手段に基づいて、モニタ 5 に圧縮方法選択用の図 1 9 に示す画像 6 1 を表示する。画像 6 1 には、圧縮前の入力画像 6 2 と、J P E G 圧縮後の画像 6 3 と、Z I P 圧縮後の画像 6 4 と、黒レベルカット圧縮の画像 6 5 が並べて表示 (マルチ表示) される。画像 6 2 , 6 3 , 6 4 , 6 5 自体はボタンになっており、マウスなどで、ユーザーが好みのボタンを押すことで、圧縮するかどうかを含め様々な圧縮方式を選択できるようにする。

【 0 1 0 0 】

また、画像 6 1 には、圧縮レベル選択用の釦 7 3 , 7 4 , 7 5 も表示されている。ユーザーが好みのボタンを押すことで、圧縮レベルを選択できる。

30

【 0 1 0 1 】

(効果) 第 9 の実施の形態によれば、ユーザー自身の判断で、必要な画像圧縮を実行できるようになり、装置の使い勝手が良くなる。

【 0 1 0 2 】

尚、図 1 に示した第 1 の実施の形態では、位置検出部 3 2 が挿入部 2 1 の先端の位置を検出するため、磁気ソース 2 4 を挿入部 2 1 の先端に配置し、磁気センサ 4 を被検体の体外に配置したが、磁気センサ 4 を挿入部 2 1 の先端に配置し、磁気ソース 2 4 を被検体の体外に配置してもよい。

【 0 1 0 3 】

40

[付記]

以上詳述したような本発明の実施の形態によれば、以下の如き構成を得ることができる。

【 0 1 0 4 】

(付記項 1) 被検体に超音波振動子より超音波を送受信して得られた超音波信号を基に超音波画像を得る超音波画像処理装置において、

前記超音波信号より得られた画像データうち、超音波診断に必要な画像データと不要な画像データとを判断する判断手段と、

前記判断手段により不要と判断された画像データの画素の輝度レベルを所定の一定値に加工する画像加工手段と、

前記画像加工手段により加工されたデータを所定の方式で圧縮する圧縮手段と、

50

を備えたことを特徴とする超音波画像処理装置。

【0105】

(付記項2) 前記判断手段は、前記超音波信号より得られた画像データの各画素の輝度値を所定の基準値と比較し、該基準値以下の輝度値の画素を有する画像データを不要な画像データであると判断することを特徴とする付記項1に記載の超音波画像処理装置。

【0106】

(付記項3) 前記判断手段は、前記超音波信号より得られた画像データに対して、前記超音波振動子からの距離により超音波診断に必要な画像データと不要な画像データとを判断することを特徴とする付記項1に記載の超音波画像処理装置。

【0107】

(付記項4) 画像データのうち、特定の画素が診断に不要か否かを判定する判断手段と、

この判断手段により不要と判断された画素の輝度レベルを一定にする画像加工手段と、この画像加工手段による加工済みデータを所定の方式で圧縮する圧縮手段と、を備えたことを特徴とする超音波画像処理装置。

【0108】

(付記項5) 前記画像データは、座標変換前の超音波音線データであることを特徴とする付記項4に記載の超音波画像処理装置。

【0109】

(付記項6) 前記画像データは、超音波音線データを座標変換した後の超音波断層像である

10

20

ことを特徴とする付記項4に記載の超音波画像処理装置。

【0110】

(付記項7) 前記判断手段は、データの持つ輝度値を所定の基準値と比較し、この基準レベル以下の輝度を持つデータを不要と判断することを特徴とする付記項4に記載の超音波画像処理装置。

【0111】

(付記項8) 前記画像加工手段が一定にした後の輝度レベルは、画像データに含むことができる最低輝度とすることを特徴とする付記項7に記載の超音波画像処理装置。

【0112】

(付記項9) 前記判断手段は、データの持つ輝度値を所定の基準値と比較し、この基準レベル以上の輝度を持つデータを不要と判断することを特徴とする、付記項4に記載の超音波画像処理装置。

30

【0113】

(付記項10) 前記画像加工手段が一定にした後の輝度レベルは、画像データに含むことができる最高輝度とすることを特徴とする付記項9に記載の超音波画像処理装置

(付記項11) 前記判断手段は、超音波観測装置のゲインとコントラストの少なくとも一方の設定と連動して基準値を変更することを特徴とする付記項4に記載の超音波画像処理装置。

【0114】

(付記項12) 前記判断手段は、設定された関心領域内の輝度値の最大値及び最小値を抽出し、最小値以下の輝度値と最大値以上の輝度値を不要とすることを特徴とする付記項4に記載の超音波画像処理装置。

40

【0115】

(付記項13) 前記判断手段は、中心からの所定の距離以上の画像データを不要とすることを特徴とする付記項4に記載の超音波画像処理装置。

【0116】

(付記項14) 前記所定の距離は、超音波周波数に応じて自動的に設定されることを特徴とする付記項13に記載の超音波画像処理装置。

【0117】

(付記項15) 前記所定の距離は、超音波プローブに応じて自動的に設定されることを

50

特徴とする、付記項 13 に記載の超音波画像処理装置。

【0118】

(付記項 16) 圧縮前の画像と圧縮後の画像をマルチ表示して、ユーザーに圧縮方法を選ばせることを特徴とする付記項 4 乃至 15 のいずれか一つに記載の超音波画像処理装置。

【0119】

【発明の効果】

以上述べた様に本発明によれば、超音波信号より得られる画像データうち、診断に必要な部分を確実に残し、かつ前記画像データの容量を大幅に削減できる。これにより、外部記録装置として大容量のメモリや記録媒体を用いる必要がなくなり、超音波診断システム全体のコストを低減できる。また、データを圧縮したことで、超音波診断システムを容易にネットワーク化できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態に係る超音波画像処理装置を用いた超音波診断システムのブロック図。

【図 2】本発明の第 1 の実施の形態に係る超音波画像処理装置の画像処理部を詳細に示すブロック図。

【図 3】本発明の第 1 の実施の形態に係る画像処理部が生成した超音波断層像を示す説明図。

【図 4】本発明の第 1 の実施の形態に係る超音波画像処理装置による三次元画像の構築を示す説明図。

【図 5】本発明の第 2 の実施の形態に係る超音波画像処理装置の画像処理部を詳細に示すブロック図。

【図 6】本発明の第 2 の実施の形態に係る超音波画像処理装置の動作を示すフローチャート。

【図 7】本発明の第 2 の実施の形態に係る超音波画像処理装置の加工前の超音波音線データを示すグラフ。

【図 8】本発明の第 2 の実施の形態に係る超音波画像処理装置の加工前の加工後の超音波音線データを示すグラフ。

【図 9】本発明の第 2 の実施の形態の具体例を示すフローチャート。

【図 10】本発明の本発明の第 3 の実施の形態に係る超音波画像処理装置の画像処理部を詳細に示すブロック図。

【図 11】本発明の本発明の第 3 の実施の形態に係る超音波画像処理装置の動作を示すフローチャート。

【図 12】本発明の本発明の第 4 の実施の形態に係る超音波画像処理装置の画像処理部を詳細に示すブロック図。

【図 13】本発明の第 5 の実施の形態に係る超音波画像処理装置の画像処理部を詳細に示すブロック図。

【図 14】本発明の第 6 の実施の形態に係る超音波画像処理装置を詳細に示すブロック図。

【図 15】本発明の本発明の第 7 の実施の形態に係る超音波画像処理装置の画像処理部を詳細に示すブロック図。

【図 16】本発明の第 8 の実施の形態に係る超音波画像処理装置を詳細に示すブロック図。

【図 17】本発明の第 8 の実施の形態に係る画像処理部が生成した超音波断層像を示す説明図。

【図 18】本発明の第 9 の実施の形態に係る超音波画像処理装置の要部を示すブロック図。

【図 19】本発明の第 9 の実施の形態に係るモニタに表示される操作用画像を示す説明図。

10

20

30

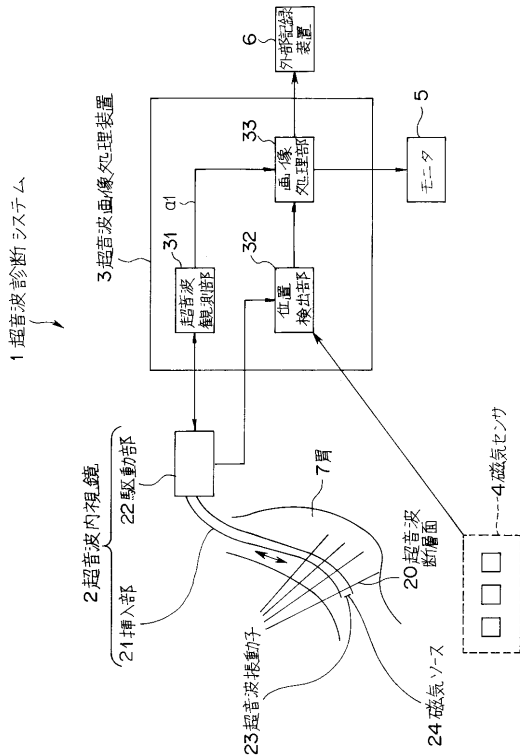
40

50

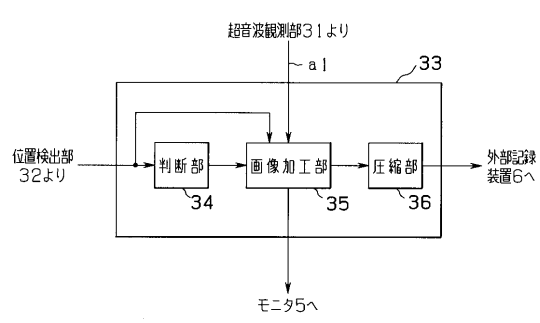
【符号の説明】

- 1 ... 超音波診断システム
- 2 ... 超音波内視鏡
- 3 ... 超音波画像処理装置
- 4 ... 磁気センサ
- 5 ... モニタ
- 6 ... 外部記録装置
- 2 1 ... 挿入部
- 2 2 ... 駆動部
- 3 1 ... 超音波観測部
- 3 2 ... 位置検出部
- 3 3 ... 画像処理部
- 3 4 ... 判断部
- 3 5 ... 画像加工部
- 3 6 ... 圧縮部

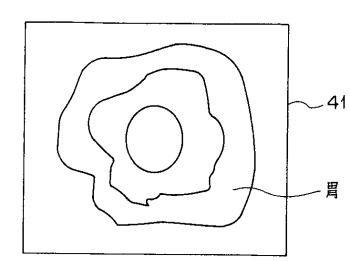
【図1】



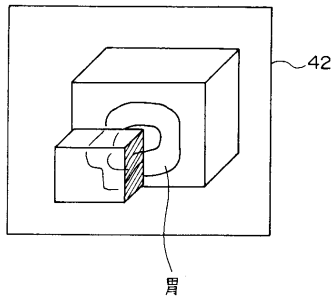
【図2】



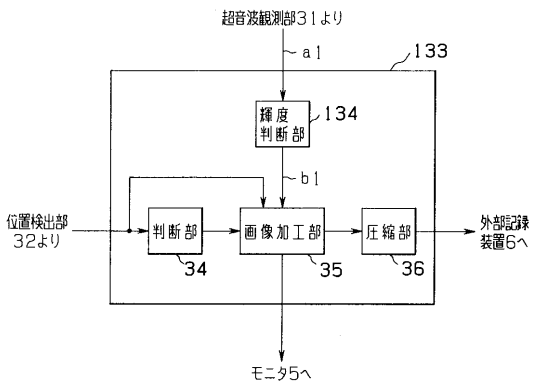
【図3】



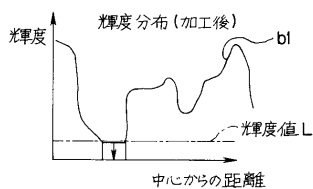
【 図 4 】



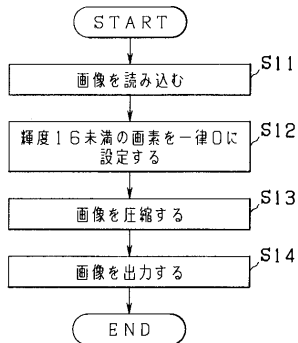
【 図 5 】



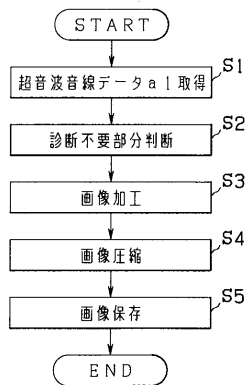
【 図 8 】



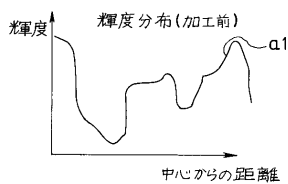
【 図 9 】



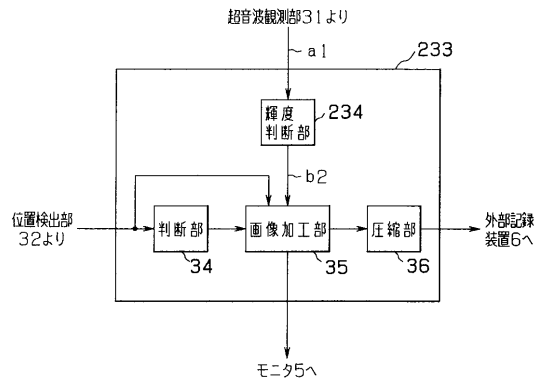
【 図 6 】



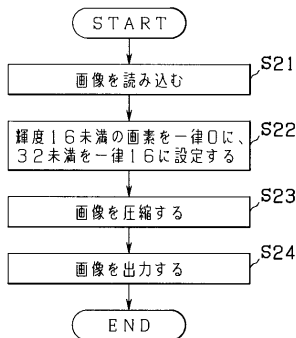
【 図 7 】



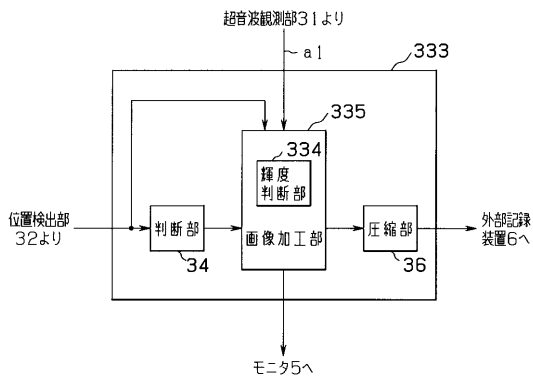
【 図 10 】



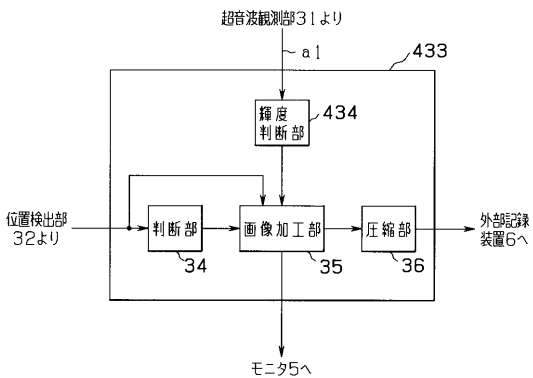
【 図 11 】



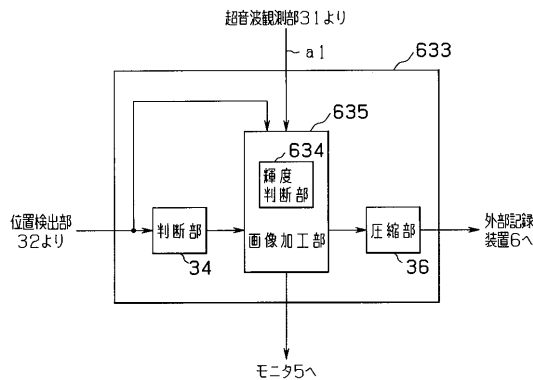
【 図 1 2 】



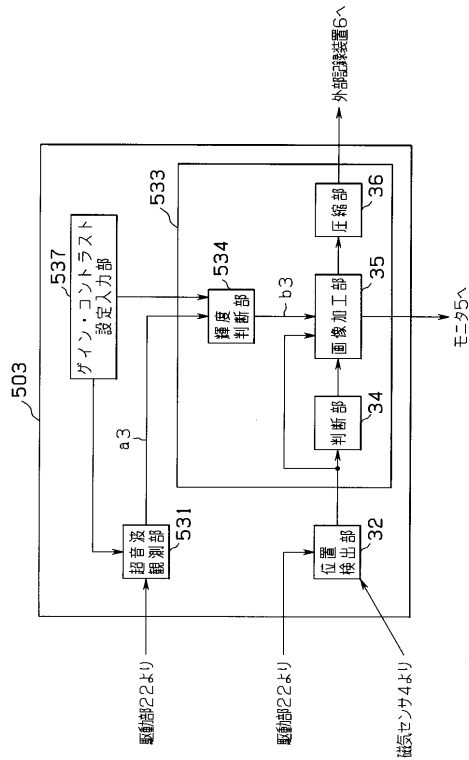
【 図 1 3 】



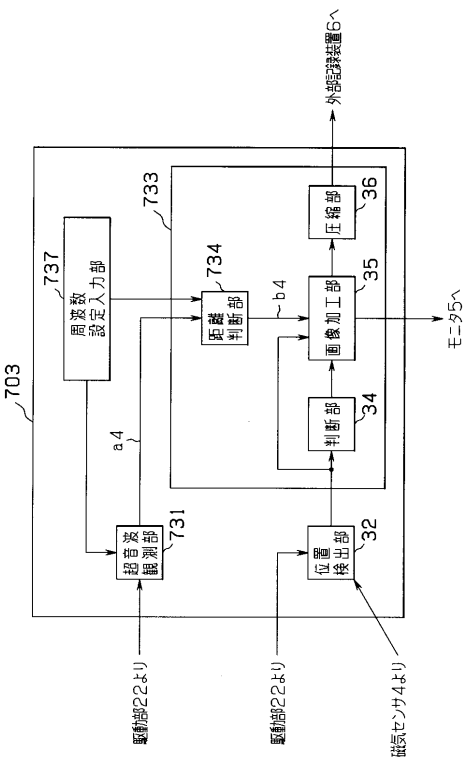
【 図 1 5 】



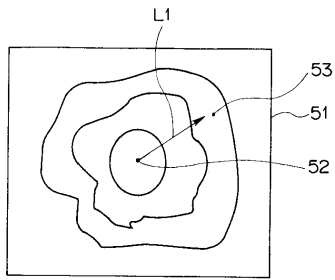
【 図 1 4 】



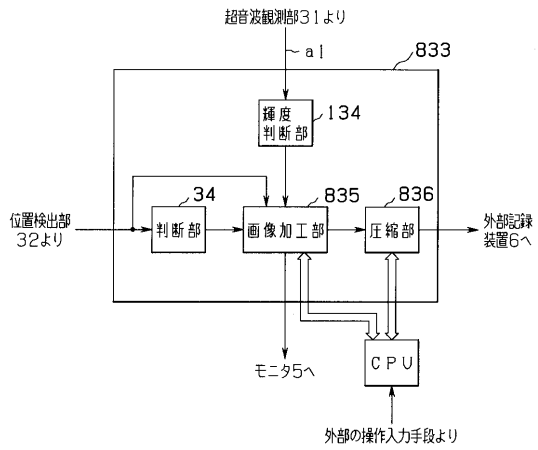
【 図 1 6 】



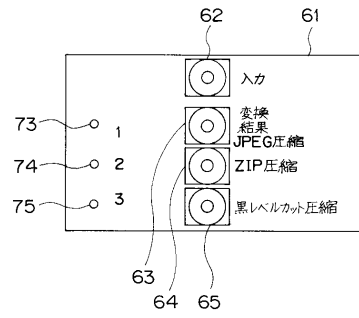
【図17】



【図18】



【図19】



专利名称(译)	超声波图像处理装置		
公开(公告)号	JP2004135951A	公开(公告)日	2004-05-13
申请号	JP2002304702	申请日	2002-10-18
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	市川純一		
发明人	市川 純一		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB01 4C301/BB03 4C301/BB13 4C301/CC02 4C301/EE13 4C301/EE16 4C301/FF04 4C301/GD06 4C301/JB23 4C301/JB27 4C301/KK16 4C301/LL03 4C301/LL13 4C301/LL20 4C601/BB03 4C601/BB21 4C601/BB24 4C601/EE11 4C601/EE13 4C601/FE01 4C601/GA17 4C601/GA19 4C601/GA21 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JC25 4C601/KK12 4C601/KK21 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 4C601/LL09 4C601/LL11 4C601/LL40		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4187499B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在从超声信号获得的图像数据中可靠地保留诊断所需的部分，并显著减小图像数据的容量。 解决方案：超声波观察部分31在旋转和旋转超声波内窥镜1的超声波换能器23以获得超声波数据a1的同时接收和接收超声波。 图像处理单元33根据超声波数据a1生成超声波断层图像数据。 图像处理单元33将由位置检测单元32检测到的超声内窥镜2的移动位置与超声断层图像数据相关联，生成超声三维图像，并将其显示在监视器5上。 然后，用于超声波三维图像生成的数据中的图像处理单元33压缩由位置检测单元32确定为必要部分的数据，并将其记录在外部记录装置6中。 对于确定为不必要部分的数据，将像素的亮度水平处理为预定常数值，将其压缩并记录在外部记录装置6中。 [选型图]图1

