

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4187499号
(P4187499)

(45) 発行日 平成20年11月26日(2008.11.26)

(24) 登録日 平成20年9月19日(2008.9.19)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12

請求項の数 5 (全 18 頁)

<p>(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) (65) 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) 審査請求日 平成17年9月30日(2005.9.30)</p>	<p>(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43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43番2号 オリンパス光学工業株式会社内 審査官 樋口 宗彦</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内に挿入された超音波医療装置における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、

前記超音波医療装置における前記超音波振動子からの前記超音波信号を受信して超音波音線データを生成する超音波観測手段と、

前記超音波観測手段において生成した超音波音線データに基づいて超音波断層像を生成する画像処理手段と、

前記画像処理手段において生成した超音波断層像の画像中心から距離に基づいて不要画素領域を判断する不要画素領域判断手段と、

前記不要画素領域判断手段において不要画素領域と判断された画素領域における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。

【請求項2】

前記不要画素領域判断手段は、前記超音波断層像の画像中心から距離が所定距離値以上の領域を前記不要画素領域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】

前記所定の一定値は、零であることを特徴とする請求項1または2に記載の超音波画像

処理装置。

【請求項 4】

前記所定距離値は、前記超音波振動子が送信する超音波の周波数に応じて設定されることを特徴とする請求項 1 - 3 のいずれか一項に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 5】

前記所定距離値は、前記超音波医療装置の種類に応じて設定されることを特徴とする請求項 1 - 3 のいずれか一項に記載の超音波画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【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。

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。

【0004】

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。

【0005】

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）。

【0006】

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）。

【0007】

特開平8 - 26573号公報（第2 - 6頁、図1 - 15）

【0008】

【特許文献1】

特開2002 - 143167号公報（第2 - 7頁、図1 - 8）

【0009】

【特許文献2】

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。

【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。

【0011】

10

20

30

40

50

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】

前記目的を達成するため本発明の第1の超音波画像処理装置は、被検体内に挿入された超音波医療装置における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、前記超音波医療装置における前記超音波振動子からの前記超音波信号を受信して超音波音線データを生成する超音波観測手段と、前記超音波観測手段において生成した超音波音線データに基づいて超音波断層像を生成する画像処理手段と、前記画像処理手段において生成した超音波断層像の画像中心から距離に基づいて不要画素領域を判断する不要画素領域判断手段と、前記不要画素領域判断手段において不要画素領域と判断された画素領域における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】

本発明の第2の超音波画像処理装置は、第1の超音波画像処理装置において、前記不要画素領域判断手段は、前記超音波断層像の画像中心から距離が所定距離値以上の領域を前記不要画素領域であると判断することを特徴とする。

【0015】

本発明の第3の超音波画像処理装置は、第1、第2の超音波画像処理装置において、前記所定の一定値は、零であることを特徴とする。

本発明の第4の超音波画像処理装置は、第1 - 第3の超音波画像処理装置において、前記所定距離値は、前記超音波振動子が送信する超音波の周波数に応じて設定されることを特徴とする。

本発明の第5の超音波画像処理装置は、第1 - 第3の超音波画像処理装置において、前記所定距離値は、前記超音波医療装置の種類に応じて設定され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。

(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】

超音波内視鏡2は挿入部21と駆動部22を接続したものである。

【0019】

挿入部21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21の先端には、超音波を送受信する超音波振動子23と、磁場を発生または受信する磁気ソース24とが設けられている。

【0020】

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 2 1 】

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。

【 0 0 2 2 】

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。

【 0 0 2 3 】

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。

10

【 0 0 2 4 】

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。

【 0 0 2 5 】

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。

【 0 0 2 6 】

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。

20

【 0 0 2 7 】

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か、不要な画像データのものか判断し、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。

【 0 0 2 8 】

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。

30

【 0 0 2 9 】

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。

【 0 0 3 0 】

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。

【 0 0 3 1 】

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。

40

【 0 0 3 2 】

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を所定の一定値に加工する画像加工手段となっている。

【 0 0 3 3 】

圧縮部 3 6 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。

【 0 0 3 4 】

（作用）

50

第 1 の実施の形態において、超音波観測部 3 1 は、超音波内視鏡 1 の先端の超音波振動子 2 3 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 a 1 を得る。超音波画像処理装置 3 は、この超音波音線データ a 1 を画像処理部 3 3 で座標変換し、図 3 に示すような超音波断層像 4 1 の画像データを生成する。生成された超音波断層像 4 1 は、図 1 で示す超音波断層面 2 0 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 2 0 を移動させることができ、超音波観測部 3 1 は、超音波断層面 2 0 の移動位置を位置検出部 3 2 で検出し、画像加工部 3 5 は、超音波断層像と位置検出部 3 2 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 4 2 を生成してモニタ 5 に表示する。

【 0 0 3 5 】

画像加工部 3 5 で超音波 3 次元画像生成に使われたデータの内、判断部 3 4 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 3 6 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 3 4 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 3 6 で圧縮されて外部記録装置 6 に記録される。

【 0 0 3 6 】

(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 J P E G , T I F F , Z I P , L Z W 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 J P E G , T I F F , Z I P , L Z W 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。

【 0 0 3 7 】

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。

【 0 0 3 8 】

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、D I C O M と違い、後で計測が可能であることという利点もある。

【 0 0 3 9 】

(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。

【 0 0 4 0 】

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。

【 0 0 4 1 】

(構成)

図 5 に示すように、画像処理部 1 3 3 の輝度判断部 1 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、診断に不要な画素を特定するために、不要な輝度値 L が設定されている。

【 0 0 4 2 】

輝度判断部 1 3 4 は、超音波観測部 3 1 からの超音波音線データ a 1 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。

【 0 0 4 3 】

10

20

30

40

50

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。

10

【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 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。

20

【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。

30

【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。

40

【0052】

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

50

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。

【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。

【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。

【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、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。

【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】

画像処理部 333 の輝度判断部 334 は、画像加工部 335 内に設けられている。画像加工部 335 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。輝度判断部 334 は、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。この後の画像加工部 335 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。

【0064】

10

20

30

40

50

(作用)

第4の実施の形態の画像処理部333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16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。

【0065】

(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。

【0066】

(第5の実施の形態)

図13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。

10

【0067】

図13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。

【0068】

(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。

【0069】

具体的には、図13に示すように、画像処理部433の輝度判断部434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、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434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。

20

【0070】

(作用)

第5の実施の形態の画像処理部433は、超音波音線データa1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。

【0071】

(効果)

第5の実施の形態によれば、超音波音線データa1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。

30

【0072】

(第6の実施の形態)

図14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。

【0073】

図14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。

40

【0074】

(構成)

超音波画像処理装置503は、超音波観測部531と、位置検出部32と、画像処理部533と、ゲイン・コントラスト設定部537を含んで構成される。

【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值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】

50

超音波観測部 5 3 1 は、ゲイン・コントラスト設定入力部 5 3 7 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 2 2 を介して図 1 に示した超音波内視鏡 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 3 を得る。

【 0 0 7 7 】

輝度判断部 5 3 4 は、超音波音線データ a 3 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 5 3 7 からのゲイン及びコントラストの設定の補正值に基づいて補正し、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 b 3 として画像加工部 3 5 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。

【 0 0 7 8 】

(作用)

超音波観測部 5 3 1 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 a 3 の輝度値が変更できる。これに加えて、輝度判断部 5 3 4 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。

【 0 0 7 9 】

例えば、ゲイン (Gain) が 0 の時の基準値を輝度 1 6 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。

【 0 0 8 0 】

(第 7 の実施の形態)

図 1 5 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。

【 0 0 8 1 】

図 1 5 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。

【 0 0 8 2 】

(構成)

図 1 5 に示すように、第 7 の実施の形態の画像処理部 6 3 3 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。

【 0 0 8 3 】

さらに詳細に説明すると、画像処理部 6 3 3 の輝度判断部 6 3 4 は、画像加工部 6 3 5 内に設けられている。画像加工部 6 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。さらに、輝度判断部 6 3 4 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 6 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 8 4 】

(作用)

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 Lmax 及び最小値 Lmin を輝度判断部 6 3 4 の判断基準にし、輝度判断部 6 3 4 は、超音波断層像データに対して、最小値 Lmin 以下の画素を第 1 の一定値に加工し、最大値 Lmax 以上の画素を第 2 の一定値に加工して、最小値 Lmin 以下の輝度値、最大値 Lmax 以上の輝度値を不要とすることとしている。

【 0 0 8 5 】

10

20

30

40

50

(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。

10

【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。

20

【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L1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L1以上を画素の不要とし、距離L1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L1以上の画素53を不要とし、その距離L1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。

30

【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L1を自動的に設定するように構成してもよい。

40

【0094】

(効果)

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23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。

【0095】

(第9の実施の形態)

図18及び図19は本発明の第9の実施の形態に係り、図18は超音波画像処理装置の要

50

部を示すブロック図、図 19 はモニタに表示される操作画面を示す説明図である。

【0096】

図 18 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。

【0097】

(構成)

図 18 に示すように、超音波画像処理装置 803 の画像処理部 833 は、第 1 の実施の形態と同様の判断部 34 と、第 2 の実施の形態と同様の輝度判断部 134 と、画像加工部 835 と、圧縮部 836 とを含んで構成されている。

【0098】

超音波画像処理装置 803 の CPU 838 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 835 の表示切り換えや、圧縮部 836 の圧縮方法の選択を行うようになっている。CPU 838 は、圧縮部 836 からデータを画像加工部 835 に供給して、画像加工部 835 に図 19 に示す画像を作成する制御を行う。

【0099】

(作用)

第 9 の実施の形態において、画像加工部 835 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 19 に示す画像 61 を表示する。画像 61 には、圧縮前の入力画像 62 と、JPEG 圧縮後の画像 63 と、ZIP 圧縮後の画像 64 と、黒レベルカット圧縮の画像 65 が並べて表示 (マルチ表示) される。画像 62, 63, 64, 65 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。

【0100】

また、画像 61 には、圧縮レベル選択用の釦 73, 74, 75 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。

【0101】

(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。

【0102】

尚、図 1 に示した第 1 の実施の形態では、位置検出部 32 が挿入部 21 の先端の位置を検出するため、磁気ソース 24 を挿入部 21 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 21 の先端に配置し、磁気ソース 24 を被検体の体外に配置してもよい。

【0103】

[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。

【0104】

(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、

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】

10

20

30

40

50

(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。

【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。

【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】

10

20

30

40

50

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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画面を示す説明図。

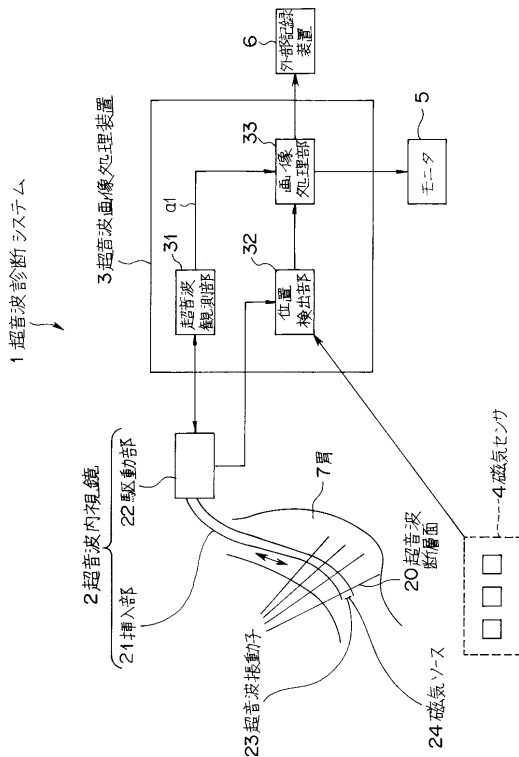
【符号の説明】

- 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

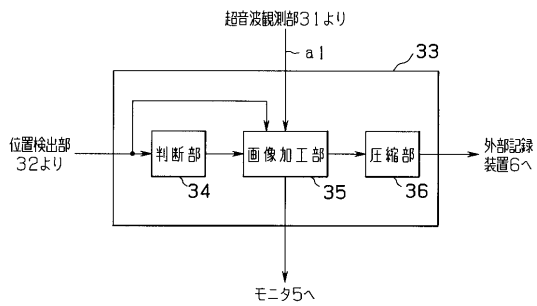
50

- 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

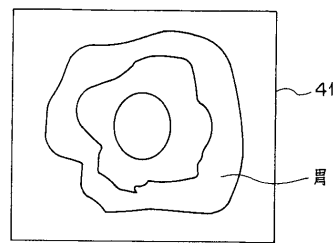
【 図 1 】



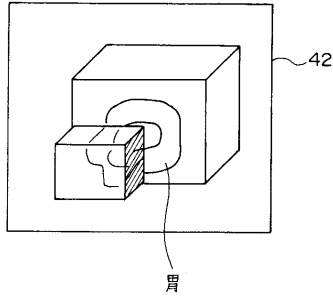
【 図 2 】



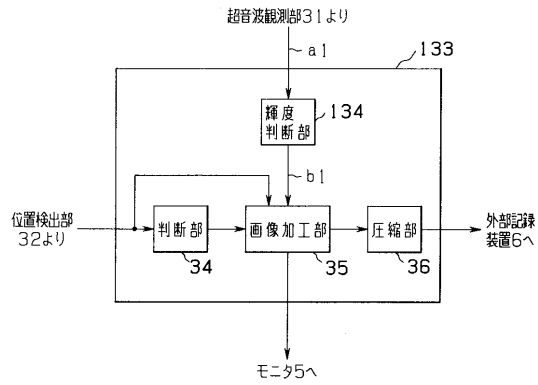
【 図 3 】



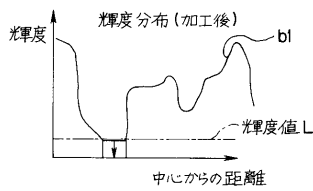
【図4】



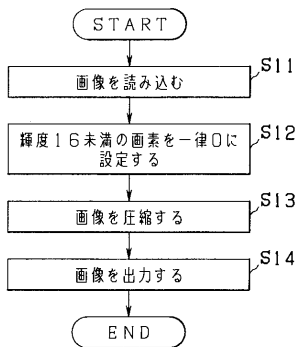
【図5】



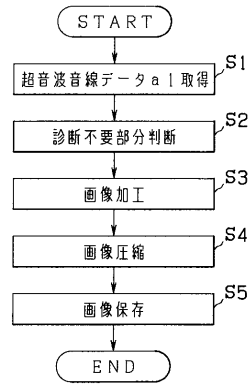
【図8】



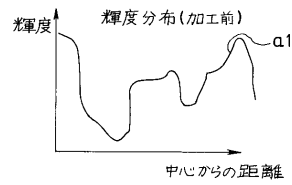
【図9】



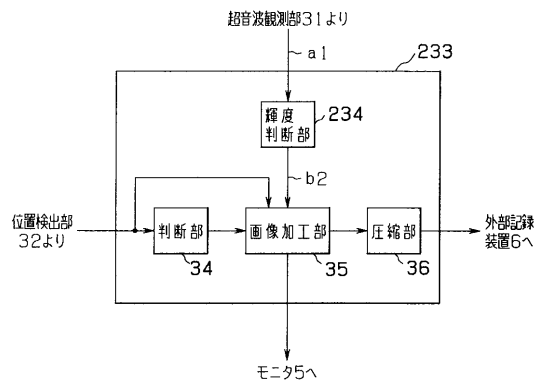
【図6】



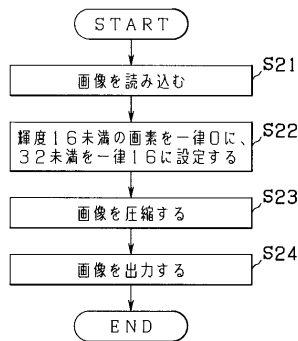
【図7】



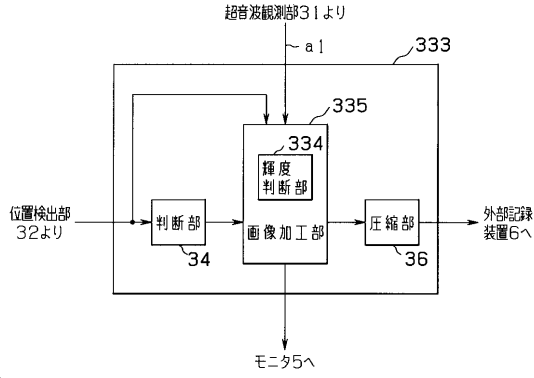
【図10】



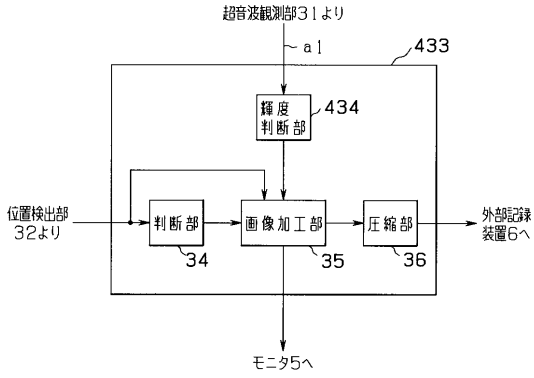
【図11】



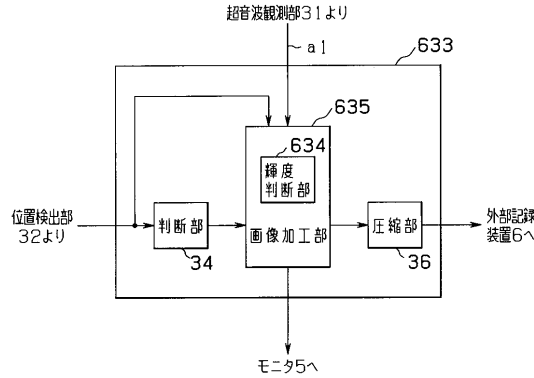
【図12】



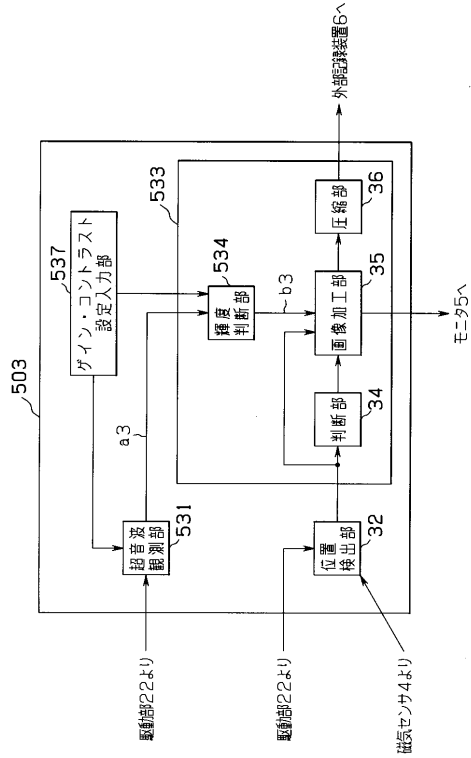
【図13】



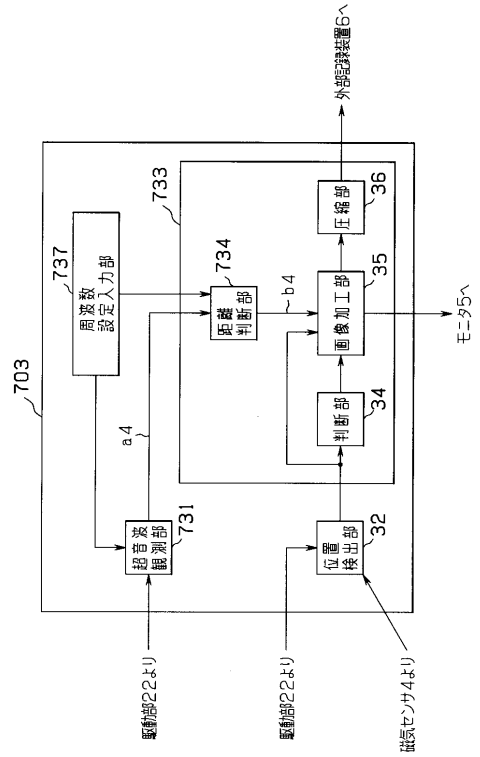
【図15】



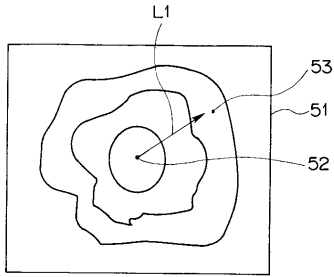
【図14】



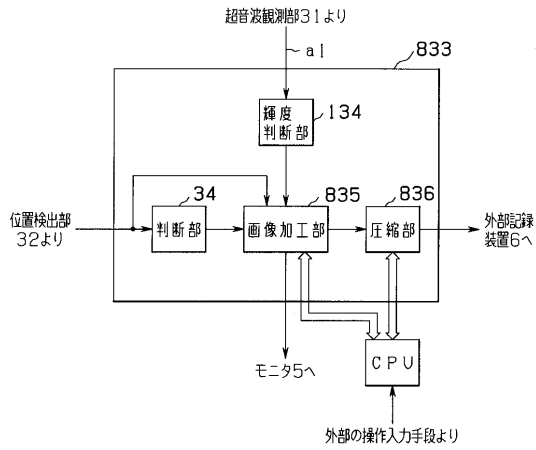
【図16】



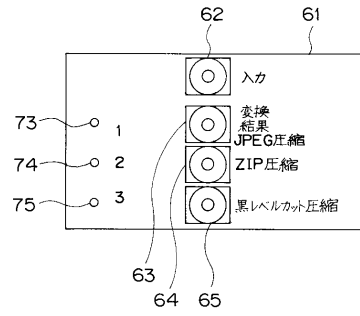
【図17】



【図18】



【図19】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平08 - 000621 (JP, A)
特開2002 - 095640 (JP, A)
特開昭57 - 069849 (JP, A)
特開昭61 - 184052 (JP, A)
特開2001 - 212142 (JP, A)
特開2002 - 034984 (JP, A)
特開2001 - 017428 (JP, A)
特開平10 - 071143 (JP, A)
特開平08 - 275947 (JP, A)
特開2002 - 017732 (JP, A)
特開平04 - 263843 (JP, A)
特開平03 - 224550 (JP, A)
特開昭55 - 107382 (JP, A)
特開平10 - 124664 (JP, A)
特開昭61 - 220633 (JP, A)
特開平07 - 308315 (JP, A)
特開2003 - 126087 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00-8/15
PATOLIS

专利名称(译)	超声波图像处理装置		
公开(公告)号	JP4187499B2	公开(公告)日	2008-11-26
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		
当前申请(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		
审查员(译)	樋口宗彦		
其他公开文献	JP2004135951A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在从超声波信号获得的图像数据中可靠地留下诊断所需的部分，并大大降低图像数据的容量。解决方案：超声波观察单元31通过在旋转超声波内窥镜1的超声波换能器23的同时发送和接收超声波来获取超声波声线数据a 1。图像处理单元33从超声波声线数据a 1生成超声波断层图像数据。图像处理单元33个相关联的位置检测单元32检测超声波内窥镜2和超声波断层图像数据的移动位置显示在监视器5上并产生超声的三维图像。然后，图像处理单元33将用于生成超声波三维图像的数据中的位置检测单元32检测确定为必要部分的数据压缩，将其记录在外部记录装置6中，将该像素的亮度级别相对于判断为不需要的数据处理为预定的恒定值，对其进行压缩，并将其记录在外部记录装置6中。点域1

【图 2】

