

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4248843号
(P4248843)

(45) 発行日 平成21年4月2日(2009.4.2)

(24) 登録日 平成21年1月23日(2009.1.23)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

請求項の数 2 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2002-304701 (P2002-304701)
 (22) 出願日 平成14年10月18日(2002.10.18)
 (65) 公開番号 特開2004-135950 (P2004-135950A)
 (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)

(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

審査官 右▲高▼ 孝幸

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】

超音波振動子を駆動して断層像データを取得する断層像データ取得手段と、
 前記超音波振動子の位置情報を検出する位置検出手段と、
 前記断層像データ取得手段で取得した前記断層像データを前記位置検出手段で検出した
 位置情報に関連付け、表示手段に表示するための超音波3次元画像を生成する画像加工手
 段と、

前記画像加工手段に接続され、当該画像加工手段において生成された前記超音波3次元
 画像に係る断層像データを入力し、さらに前記位置検出手段で検出した位置情報に基づい
 て当該断層像データのうち不要画像データ部分を判定する判断手段と、

前記画像加工手段に接続され、当該画像加工手段において生成された前記超音波3次元
 画像に係る断層像データを入力すると共に前記判断手段に接続され、前記判断手段の判断
 に基づいて、入力した前記断層像データに対して前記不要画像データ部分であるか否かに
 応じて圧縮率を変えて圧縮を施す圧縮手段と、

前記圧縮手段により圧縮されたデータを含む前記断層像データを外部記憶部に対して送
 出する圧縮データ送出手段と、

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】

前記判断手段は、前記位置検出手段で検出した位置情報に基づいて、1画面前の超音波
 断層像との間の距離が所定値より大きい断層像に係るデータを前記不要画像データ部分で

10

20

あると判定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】

【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。

10

【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活用している。

【0004】

さらに、近年では、生体内に生じた腫瘍等の形状の把握や、体積の計測を行え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。このような超音波診断装置では、位置検出手段で超音波振動子のラジアルスキャン面の位置を検出し、位置検出手段からの位置情報を超音波断層像データに関連付け、超音波 3 次元画像を生成する（例えば、特許文献 1 及び 2 参照）。

20

【0005】

【特許文献 1】

特開 2000 - 23982 号公報（第 2 - 3 頁、図 1 - 5）

【0006】

【特許文献 2】

特開 2002 - 143167 号公報（第 2 - 7 頁、図 1 - 8）

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

前述した従来の超音波診断装置では、位置検出手段で超音波振動子のラジアルスキャン面の位置を検出することで、超音波 3 次元画像を生成しているが、超音波 3 次元画像は、3 次元データなので、データ量が膨大であり、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生じ、超音波診断システム全体のコストを増大させていた。

30

【0008】

本発明は、前記事情に鑑みてなされたものであり、超音波 3 次元画像を生成するとともに、超音波 3 次元画像生成に使われた画像データの容量を効率的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。

【0009】

【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超音波画像処理装置は、超音波振動子を駆動して断層像データを取得する断層像データ取得手段と、前記超音波振動子の位置情報を検出する位置検出手段と、前記断層像データ取得手段で取得した前記断層像データを前記位置検出手段で検出した位置情報に関連付け、表示手段に表示するための超音波 3 次元画像を生成する画像加工手段と、前記画像加工手段に接続され、当該画像加工手段において生成された前記超音波 3 次元画像に係る断層像データを入力し、さらに前記位置検出手段で検出した位置情報に基づいて当該断層像データのうち不要画像データ部分を判定する判断手段と、前記画像加工手段に接続され、当該画像加工手段において生成された前記超音波 3 次元画像に係る断層像データを入力すると共に前記判断手段に接続され、前記判断手段の判断に基づいて、入力した前記断層像データに対して前記不要画像データ部分であるか否かに応じて圧縮率を変えて圧縮を施す圧縮手段と、前記圧縮手段により圧縮されたデータを含む

40

50

前記断層像データを外部記憶部に対して送出する圧縮データ送出手段と、を備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

【 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。

10

【 0 0 1 3 】

(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。

【 0 0 1 4 】

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。

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。

【 0 0 1 5 】

20

駆動部 2 2 は、挿入部 2 1 の基端部を着脱自在の状態で接続している。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 1 6 】

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 1 7 】

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 1 8 】

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。

30

【 0 0 1 9 】

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 0 】

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

【 0 0 2 1 】

画像加工部 3 4 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。また、画像加工部 3 4 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 4 は、生成した超音波 3 次元画像をモニタ 5 に表示する。さらに、画像加工部 3 4 は、超音波 3 次元画像生成に使われた画像データを、判断部 3 5 と圧縮部 3 6 に供給する。この場合、判断部 3 5 と圧縮部 3 6 に供給される画像データは、位置情報が関連付けられた前記超音波断層像データとなる。

40

【 0 0 2 2 】

判断部 3 5 は、画像加工部 3 4 からの前記超音波断層像データの前記位置情報が、超音波診断に必要な超音波断層像データのもののか、不要な超音波断層像データのもののか判断し、不要な超音波断層像データの位置情報を不要画像データ位置情報として圧縮部 3 6 に供給する。

50

【 0 0 2 3 】

圧縮部 3 6 は、画像加工部 3 4 からの前記超音波断層像データの内、判断部 3 5 からの不要画像データ位置情報に該当しない前記超音波断層像データを比較的低い圧縮率で圧縮して外部記録装置 6 に出力し、判断部 3 5 からの不要画像データ位置情報に該当する前記超音波断層像データに対して比較的高い圧縮率で圧縮して外部記録装置 6 に出力する。

【 0 0 2 4 】

外部記録装置 6 は、圧縮部 3 6 からの超音波断層像データを保存する。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 (J P E G , T I F F , Z I P , L Z W) を用いれば良い。

【 0 0 2 5 】

このような構成により、超音波観測部 3 1 は、超音波振動子 2 3 を駆動して断層像データを取得する断層像データ取得手段となっている。

【 0 0 2 6 】

位置検出部 3 2 は、前記超音波振動子 2 3 の位置情報を検出する位置検出手段となっている。

【 0 0 2 7 】

画像加工部 3 4 は、前記断層像データ取得手段で取得される断層像データを前記位置検出手段で検出された位置情報に関連付ける関連付け手段となっている。

【 0 0 2 8 】

圧縮部 3 6 は、前記関連付け手段により関連付けられた断層像データを、前記位置情報に基づいて圧縮する圧縮手段となっている。

【 0 0 2 9 】

(作用)

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 (断層像データ) を生成する。生成された超音波断層像 4 1 は、図 1 に示す超音波断層面 2 0 に相当する。さらに、術者が超音波内視鏡 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る。この状態で、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 4 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 0 】

画像加工部 3 4 で超音波 3 次元画像生成に使われた超音波断層像データの内、判断部 3 5 により必要な部分と判断された超音波断層像データは、圧縮部 3 6 で低い圧縮率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超音波断層像データの内、判断部 3 5 により不必要な部分と判断された超音波断層像データは、圧縮部 3 6 で高い圧縮率で圧縮されて外部記録装置 6 に記録される。

【 0 0 3 1 】

(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超音波断層像データに対して位置情報に基づいて診断に必要なか否かを選択し、必要な部分のみを低い圧縮率で圧縮し、不必要な部分を高い圧縮率で圧縮保存できる。これにより、超音波 3 次元画像を生成するとともに、超音波 3 次元画像生成に使われた画像データの容量を効率的に削減でき、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 2 】

(第 2 の実施の形態)

図 5 乃至図 7 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 3 次元スキャンの

10

20

30

40

50

模式を示す説明図である。

【 0 0 3 3 】

図 5 乃至図 7 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 3 4 】

(構成)

図 5 に示す第 2 の実施の形態の画像処理部 1 3 3 は、超音波 3 次元画像生成に使われた超音波断層像データに対して、1 画面前の超音波断層像との間の距離が、離れているときは高圧縮で、近づいているときは低圧縮で圧縮する。

【 0 0 3 5 】

さらに詳細に説明すると、画像処理部 1 3 3 の判断部 1 3 5 は、画像加工部 3 4 で超音波 3 次元画像生成に使われた超音波断層像データに付随する位置情報より、1 画面前の超音波断層像との間の距離が所定値 L (本実施の形態の場合 $L = 1 \text{ mm}$) 以下か否かを検出し、1 画面前の超音波断層像との間の距離が所定値 L より長くなる位置情報を不要画像データ位置情報として圧縮部 3 6 に供給する。

【 0 0 3 6 】

圧縮部 3 6 は、第 1 の実施の形態と同様に、画像加工部 3 4 からの位置情報が関連付けられた前記超音波断層像データの内、判断部 1 3 5 からの不要画像データ位置情報に該当しない前記超音波断層像データを比較的低い圧縮率で圧縮して外部記録装置 6 に出力し、判断部 1 3 5 からの不要画像データ位置情報に該当する前記超音波断層像データに対して比

【 0 0 3 7 】

このような構成により、圧縮部 3 6 は、前記断層像を取得するステップの粗さに基づき、前記圧縮率の変更を行う圧縮手段となっている。

【 0 0 3 8 】

(作用)

第 2 の実施の形態において、まず、画像処理部 1 3 3 の判断部 1 3 5 は、図 6 のステップ S 1 において、術者の操作に基づいてスキャン開始位置の設定を行い、図 6 のステップ S 2 において、画像加工部 3 4 で超音波 3 次元画像生成に使われた超音波断層像データに付随する位置情報の確認を一画像ずつ連続して行う。

【 0 0 3 9 】

この後、判断部 1 3 5 は、図 6 のステップ S 3 において、1 画面前の超音波断層像との間の空間的距離が 1 mm 以下か否かを検出する。1 画面前の超音波断層像との間の距離が 1 mm 以下となる場合は、図 6 のステップ S 3 の判定がイエスとなりステップ S 4 に移行し、不要画像データ位置情報を圧縮部 3 6 に供給せず、圧縮部 3 6 は、超音波断層像データを比較的低い圧縮率で圧縮して外部記録装置 6 に供給して外部記録装置 6 に保存させる。

【 0 0 4 0 】

また、判断部 1 3 5 は、1 画面前の超音波断層像との間の距離が 1 mm より長くなる場合は、図 6 のステップ S 3 の判定がノーとなりステップ S 5 に移行し、位置情報を不要画像データ位置情報として圧縮部 3 6 に供給し、圧縮部 3 6 は、超音波断層像データを比較的高い圧縮率で圧縮して外部記録装置 6 に供給して外部記録装置 6 に保存させる。

【 0 0 4 1 】

この後、画像処理部 1 3 3 の判断部 1 3 5 は、図 6 のステップ S 6 において、術者の操作に基づいてスキャン開始位置の設定を行い、処理を終了する。

【 0 0 4 2 】

画像処理部 1 3 3 を用いたシステムの 3 次元スキャンでは、図 7 に示すように、超音波振動子 2 3 の軌跡 5 1 に沿って、超音波断層像 P_1 , $P_2 \dots P_n$ が連風のようにならぶことになる。

【 0 0 4 3 】

一般に、画像を高圧縮率で圧縮すると、画像が劣化するが、第 2 の実施の形態では、図 7

10

20

30

40

50

に示すように、超音波断層像の距離が近づいているときは、術者がきちんと超音波断層面の画像を見ていると判断し、その間の画像は診断に必要な画像として低圧縮にし、診断に必要な情報を失わないようにする。超音波断層像の距離が離れている場合は、術者が単に超音波内視鏡を移動させて、他の患部に移動させていると判断し、この間の超音波断層像は診断に必要なないと判断して、高圧縮する。

【 0 0 4 4 】

また、こうしたスキャンの場合、超音波断層像のフレームレートは一定なため、超音波内視鏡を動かすスピードにより、超音波断層像の空間間隔にはばらつきがある。3次元画像を構築する際、前後の超音波断層像の間隔が広いところは、元データが少ないため、3次元画像化する際に補間が荒くなる。よって、前後の超音波断層像の間隔が広いところは、もともと画像情報に信頼性がないため、高い圧縮率で圧縮して元データの画質が荒くなっても相対的に影響が少ない。一方、画像間隔が狭いところは、ゆっくりとスキャンして精査しているところなので、超音波断層像の圧縮率を低くし、高解像度を保つようにしている。

【 0 0 4 5 】

(効果)

このような第2の実施の形態によれば、1画面前の超音波断層像との間の距離に基づいて超音波断層像データの圧縮率の設定を行うので、診断に必要な関心領域の画像の解像度を保ちつつ、全体の画像データ量を削減できる。

【 0 0 4 6 】

(第3の実施の形態)

図8及び図9は本発明の第3の実施の形態に係り、図8は画像処理部を詳細に示すブロック図、図9は3次元スキャンの模式を示す説明図である。

【 0 0 4 7 】

図8及び図9を用いた第3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 8 】

(構成)

図8に示すように、画像処理部233は、取得した超音波断層像を一枚毎に、圧縮率を切り替えて圧縮する。

【 0 0 4 9 】

さらに詳細に説明すると、画像処理部233の距離検出部235は、画像加工部34で超音波3次元画像生成に使われた超音波断層像データに付随する位置情報より、1画面前の超音波断層像との間の距離を検出し、この距離の検出結果を圧縮部236に供給する。

【 0 0 5 0 】

圧縮部236は、画像加工部34からの前記超音波断層像データに対して、距離検出部235からの距離の検出結果に基づいて、超音波断層像の一枚毎に圧縮率を切り替えて圧縮して外部記録装置6に出力する。

【 0 0 5 1 】

(作用)

第3の実施の形態において、画像処理部233は、図9に示すように、取得した超音波断層像P1, P2... Pnを一枚毎に、圧縮率を切り替えて圧縮する。こうすることで、全体の解像度をそれほど落とすことなく、全体の画像容量を削減できる。

【 0 0 5 2 】

(効果)

このような第3の実施の形態によれば、診断に必要な画像を劣化させることなく、全体の画像データ量を削減できる。

【 0 0 5 3 】

尚、第3の実施の形態における前記圧縮率切り替えは、一枚おきに高圧縮と低圧縮を切り替えてもよく、連続的に圧縮率が変化するようにしてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 4 】

(第 4 の実施の形態)

図 1 0 及び図 1 1 は本発明の第 4 の実施の形態に係り、図 1 0 は画像処理部を詳細に示すブロック図、図 1 1 は圧縮率の設定方法を示す説明図である。

【 0 0 5 5 】

図 1 0 及び図 1 1 を用いた第 4 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 5 6 】

(構成)

図 1 0 に示すように、超音波画像処理装置 3 0 3 の画像処理部 3 3 3 は、画像加工部 3 3 4 と、圧縮部 3 3 6 とを含んで構成されている。

10

【 0 0 5 7 】

画像加工部 3 3 4 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し、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、超音波 3 次元画像を生成する。さらに、画像加工部 3 3 4 は、生成した超音波 3 次元画像をモニタ 5 に表示する。

【 0 0 5 8 】

超音波画像処理装置 3 0 3 の制御部 3 4 0 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 3 3 4 の表示切り換えや、圧縮部 3 3 6 の圧縮率の選択を行うようになっている。また、制御部 3 4 0 は、圧縮部 3 3 6 からデータを画像加工部 3 3 4 に供給して、圧縮部 3 3 6 に図 1 1 に示す画像を作成する制御を行う。

20

【 0 0 5 9 】

(作用)

第 4 の実施の形態において、画像加工部 3 3 4 は、図 1 1 に示すように、取得した超音波断層像 P 1 , P 2 ... P n をモニタ 6 上に連列のように表示する。術者は、個々の超音波断層像 P 1 , P 2 ... P n を図示しない操作入力手段 (マウスなど) でモニタ上で選択する。圧縮部 3 3 6 は、術者が操作入力手段で選択した超音波断層像に対して、さらに術者が操作入力手段で任意に設定した圧縮率で超音波断層像で圧縮するよう設定する。こうすることで、術者が簡単かつ任意に圧縮率を設定できる。

【 0 0 6 0 】

(効果)

第 4 の実施の形態によれば、術者の操作により超音波断層像を保存する場合の圧縮率を変えることで関心領域の解像度を保ちつつ、画像データ全体としては圧縮することができる。

30

【 0 0 6 1 】

(第 5 の実施の形態)

図 1 2 及び図 1 3 は本発明の第 5 の実施の形態に係り、図 1 2 は画像処理部を詳細に示すブロック図、図 1 3 は 3 次元スキャンのモードを示す説明図である。

【 0 0 6 2 】

図 1 2 及び図 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 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。

40

【 0 0 6 3 】

(構成)

図 1 2 に示すように、超音波画像処理装置 4 0 3 の画像処理部 4 3 3 は、画像加工部 4 3 4 と、判断部 4 3 5 と、圧縮部 3 3 6 とを含んで構成されている。

【 0 0 6 4 】

画像加工部 4 3 4 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し、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、超音波 3 次元画像を生成する。さらに、画像加工部 4 3 4 は、生成した超音波 3 次元画像をモニタ 5 に表示する。ここまでは、第 1 及び第 2 の実施の形態の画像加工部 3 4 と同

50

様である。

【 0 0 6 5 】

第 5 の実施の形態では、画像加工部 4 3 4 は、スキャン開始位置から終了位置までの超音波断層像データの総データ量を制御部 4 4 0 に供給する。

【 0 0 6 6 】

超音波画像処理装置 4 0 3 の制御部 4 4 0 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、術者が望む画像容量を指定できるようになっている。

【 0 0 6 7 】

制御部 4 4 0 は、画像加工部 4 3 4 からの超音波断層像データの総データ量と、術者が指定した画像容量を比較し、この比較結果に基づいて、判断部 4 3 5 の判断基準となる所定値 L の設定を行う。

10

【 0 0 6 8 】

判断部 4 3 5 は、画像加工部 4 3 4 からの超音波断層像データに付随する位置情報より、1 画面前の超音波断層像との間の距離が所定値 L 以下か否かを検出し、1 画面前の超音波断層像との間の距離が所定値 L より長くなる位置情報を不要画像データ位置情報として圧縮部 3 6 に供給する。

【 0 0 6 9 】

（作用）

第 5 の実施の形態において、制御部 4 4 0 は、術者が望む画像容量を指定すると、その容量に収まるように、判断部 4 3 5 の所定値 L を設定し、圧縮部 3 6 が圧縮する範囲を設定する。例えば、図 1 3 のような範囲設定から、さらに容量を削減するよう術者が設定した場合、圧縮部 3 6 の圧縮率の第 1 の境界 E 1 をスキャン開始位置側（超音波断層像 P 1 側）に動かし、圧縮部 3 6 の圧縮率の第 2 の境界 E 2 をスキャン終了位置側（超音波断層像 P n 側）に動かし、高圧縮の範囲をそれぞれ均等に大きくし、圧縮後の画像容量を計算しながら自動的に境界 E 1 , E 2 を設定する。

20

【 0 0 7 0 】

（効果）

このような第 5 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、圧縮後の画像データ量を容易に調整できる。

【 0 0 7 1 】

30

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 0 7 2 】

〔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 0 7 3 】

（付記項 1） 超音波振動子を駆動して断層像データを取得する断層像データ取得手段と

40

、
前記超音波振動子の位置情報を検出する位置検出手段と、
前記断層像データ取得手段で取得される断層像データを前記位置検出手段で検出された位置情報に関連付ける関連付け手段と、
前記関連付け手段により関連付けられた断層像データを、前記位置情報に基づいて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。

【 0 0 7 4 】

（付記項 2） 前記圧縮手段は、圧縮率の変更が可能であ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。

【 0 0 7 5 】

50

(付記項 3) 前記断層像を取得するステップの粗さに基づき、前記圧縮率の変更を行うことを特徴とする付記項 2 に記載の超音波画像処理装置。

【0076】

(付記項 4) 超音波振動子を駆動して断層像データ取得する断層像データ取得手段と、体腔内での超音波振動子装置の位置を検出する位置検出手段と、前記断層像データ取得手段で取得される断層像データを前記位置検出手段で検出された位置情報に関連付ける関連付け手段と、前記関連付け手段により関連付けられた断層像データと、前記位置情報に基づいて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

【0077】

(付記項 5) 前記圧縮手段は、取得した超音波断層像のステップ粗さにより、圧縮率を変え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。

【0078】

(付記項 6) 前記圧縮手段は、取得した超音波断層像を一枚毎に、圧縮率を切り替え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。

【0079】

(付記項 7) 前記圧縮率切り替えは、一枚おきに高圧縮と低圧縮を切り替えであることを特徴とする付記項 6 に記載の超音波画像処理装置。

【0080】

20

(付記項 8) 前記圧縮手段は、圧縮率を任意に変更することができ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。

【0081】

(付記項 9) 前記圧縮率は、術者が任意に指定できることを特徴とする付記項 8 に記載の超音波画像処理装置。

【0082】

(付記項 10) 前記圧縮率は、連風表示の画像で術者が任意に指定することができることを特徴とする付記項 8 に記載の超音波画像処理装置。

【0083】

(付記項 11) 前記圧縮手段は、術者が望む画像容量を指定すると、その容量に収まるように、自動的に圧縮する範囲を設定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

【0084】

【発明の効果】

以上述べた様に本発明によれば、超音波 3 次元画像を生成するとともに、超音波 3 次元画像生成に使われた画像データの容量を効率的に削減できる。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】

40

【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。

50

【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 3 次元スキャンの模式を示す説明図。

【図 8】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 9】本発明の第 3 の実施の形態に係る 3 次元スキャンの模式を示す説明図。

【図 10】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 11】本発明の第 4 の実施の形態に係る圧縮率の設定方法を示す説明図。

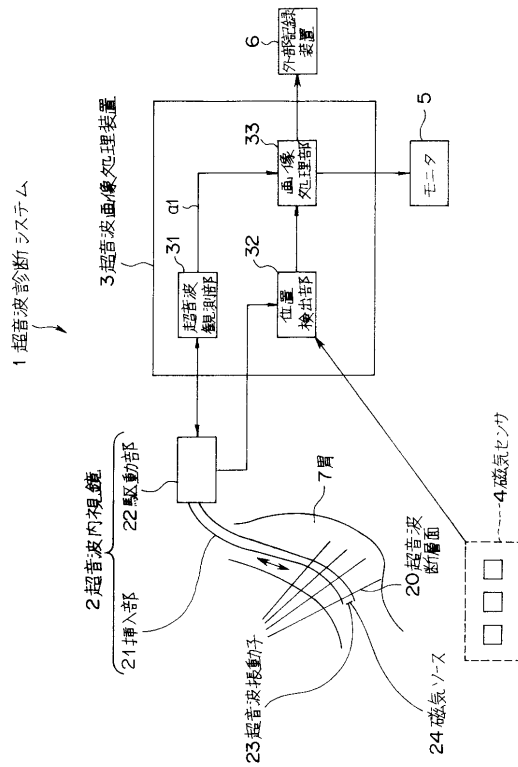
【図 12】本発明の第 3 の実施の形態に係る超音波画像処理装置の画像処理部を詳細に示すブロック図。 10

【図 13】本発明の第 3 の実施の形態に係る 3 次元スキャンの模式を示す説明図。

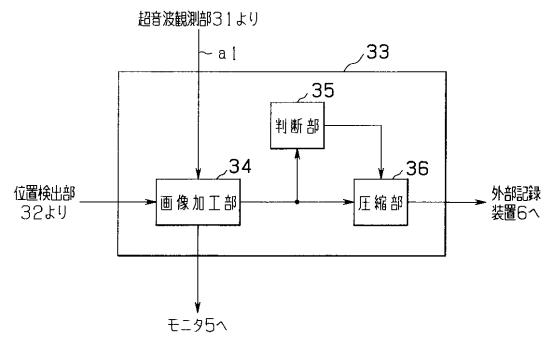
【符号の説明】

- 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
- 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 ... 画像加工部
- 3 5 ... 判断部
- 3 6 ... 圧縮部

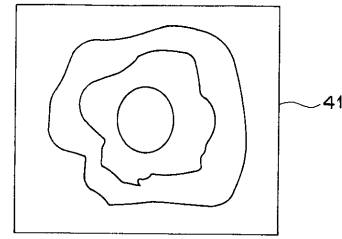
【図 1】



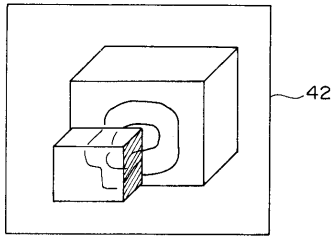
【図 2】



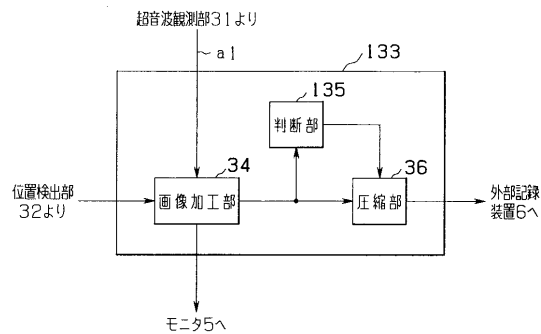
【図 3】



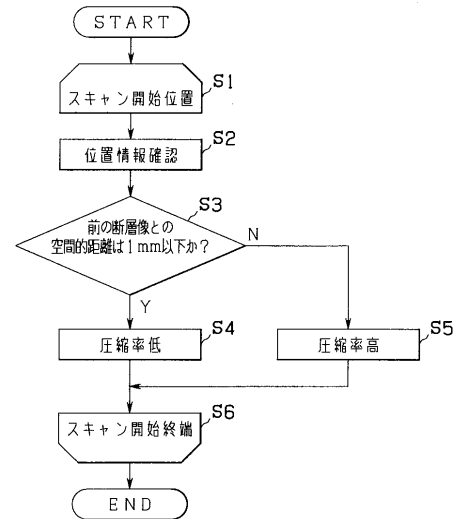
【図 4】



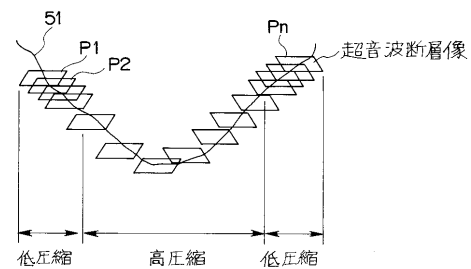
【図 5】



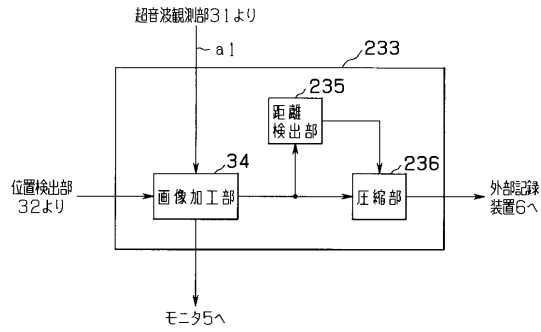
【図 6】



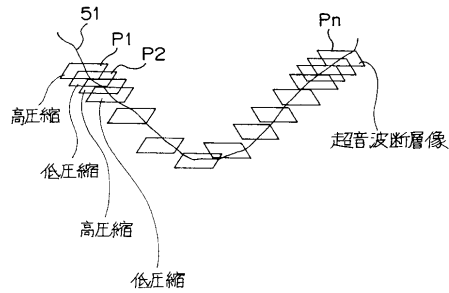
【図 7】



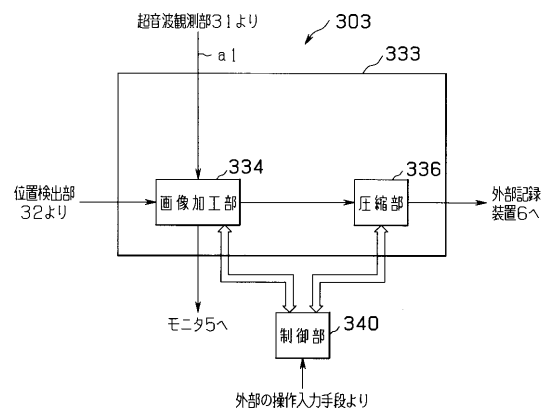
【図 8】



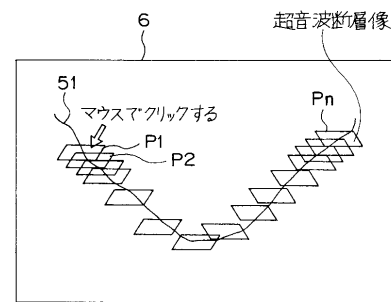
【図 9】



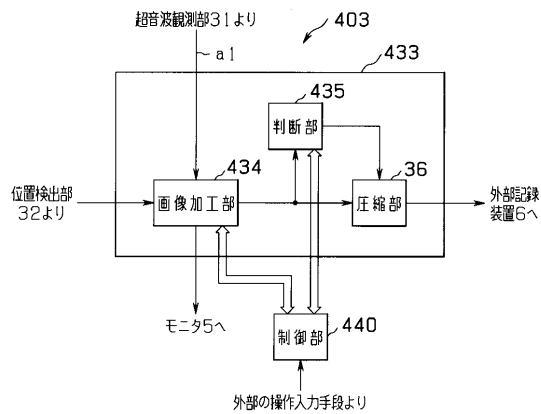
【図 10】



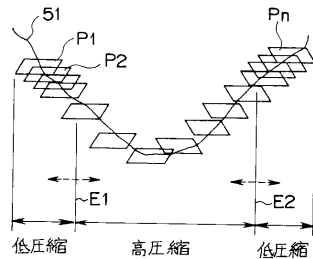
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平4 - 332544 (J P , A)
特開平11 - 113912 (J P , A)
特開2001 - 504378 (J P , A)
特開2002 - 95640 (J P , A)
特開2002 - 233528 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声波图像处理装置		
公开(公告)号	JP4248843B2	公开(公告)日	2009-04-02
申请号	JP2002304701	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		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB03 4C301/BB13 4C301/CC01 4C301/EE16 4C301/EE17 4C301/FF04 4C301/GD06 4C301/KK16 4C301/LL03 4C301/LL13 4C301/LL20 4C601/BB03 4C601/BB24 4C601/EE13 4C601/EE14 4C601/FE01 4C601/GA17 4C601/GA19 4C601/GA21 4C601/GA25 4C601/JC25 4C601/KK21 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 4C601/LL09 4C601/LL11 4C601/LL13 4C601/LL40		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2004135950A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在生成超声波三维图像的同时有效地减少用于生成超声波三维图像的图像数据的容量。解决方案：超声波观察部分31发送或接收旋转超声波内窥镜1的超声波振荡器23的超声波，以获取超声波声线数据a1。图像处理部分33根据超声波声线数据a1生成超声波断层图像数据。图像处理部33通过将由位置检测部32检测到的超声波内窥镜2的移动位置与超声波断层图像数据相关联，生成要在监视器5上显示的超声波三维图像。然后，图像处理部分33将从位置检测部分32的检测中判断为必要部分的数据压缩在用于以低压缩率生成超声三维图像的数据中，以记录到外部记录器6或以高压缩率压缩被判断为不必要部分的数据，以记录到外部记录器6中

【 図 1 】

