

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3748848号
(P3748848)

(45) 発行日 平成18年2月22日(2006.2.22)

(24) 登録日 平成17年12月9日(2005.12.9)

(51) Int.C1.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 17 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2002-326198 (P2002-326198)
 (22) 出願日 平成14年11月11日 (2002.11.11)
 (65) 公開番号 特開2004-159722 (P2004-159722A)
 (43) 公開日 平成16年6月10日 (2004.6.10)
 審査請求日 平成16年5月24日 (2004.5.24)

(73) 特許権者 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710
 3000
 (74) 代理人 100095511
 弁理士 有近 紳志郎
 (72) 発明者 加藤 生
 東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127
 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波探触子と、前記超音波探触子を駆動して被検体内を面的に超音波ビームで走査する送受信手段と、一つの走査面から得られた受信データを基に画像を生成する画像生成手段と、画像と画像の相関値を算出する相関値算出手段と、造影剤を破壊してしまわない程度の超音波ビームで走査することを初回の画像と今回の画像の相関値が閾値より小さくなるまで繰り返す監視走査制御手段と、相関値が閾値より小さくなったら造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を1枚撮影すると共に前記監視走査制御手段に制御を戻す撮影走査制御手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項1に記載の超音波診断装置において、前記撮影走査制御手段で撮影する時間間隔を取得する撮影走査時間間隔取得手段を具備すると共に、前記撮影走査制御手段は、時間間隔を1回取得した後は、前記監視走査制御手段に制御を戻さず、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを前記時間間隔で行うことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項2に記載の超音波診断装置において、前記撮影走査制御手段は、前記監視走査制御手段に制御を戻さずに造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを前記時間間隔でM(1)回行った後、前記監視走査制御手段に制御を戻すことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、前記撮影走査制御手段で撮影する時間間隔を取得する撮影走査時間間隔取得手段を具備すると共に、前記撮影走査制御手段は、時間間隔を $N (2)$ 回取得した後は、前記監視走査制御手段に制御を戻さず、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを前記時間間隔の平均値または最大値で行うことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、前記撮影走査制御手段は、前記監視走査制御手段に制御を戻さずに造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを前記時間間隔の平均値または最大値で $M (1)$ 回行った後、前記監視走査制御手段に制御を戻すことを特徴とする超音波診断装置。 10

【請求項 6】

超音波探触子と、前記超音波探触子の位置を検出する超音波探触子位置検出手段と、前記超音波探触子を駆動して被検体内を面的に超音波ビームで走査することを繰り返す送受信手段と、一つの走査面から得られた受信データを基に画像を生成する画像生成手段と、画像と画像の相関値を算出する相関値算出手段と、造影剤を破壊してしまわない程度の超音波ビームで走査することを初回の画像と今回の画像の相関値が閾値より小さくなるまで繰り返す監視走査制御手段と、相関値が閾値より小さくなったら造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を 1 枚撮影すると共に前記監視走査制御手段に制御を戻す撮影走査制御手段と、前記撮影走査制御手段で撮影する走査面間隔を前記超音波探触子位置検出手段により取得する撮影走査面間隔取得手段を具備すると共に、前記撮影走査制御手段は、走査面間隔を 1 回取得した後は、前記監視走査制御手段に制御を戻さず、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを前記走査面間隔で行うことを特徴とする超音波診断装置。 20

【請求項 7】

請求項 6 に記載の超音波診断装置において、前記撮影走査制御手段は、前記監視走査制御手段に制御を戻さずに造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを前記走査面間隔で $M (1)$ 回行った後、前記監視走査制御手段に制御を戻すことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

超音波探触子と、前記超音波探触子の位置を検出する超音波探触子位置検出手段と、前記超音波探触子を駆動して被検体内を面的に超音波ビームで走査することを繰り返す送受信手段と、一つの走査面から得られた受信データを基に画像を生成する画像生成手段と、画像と画像の相関値を算出する相関値算出手段と、造影剤を破壊してしまわない程度の超音波ビームで走査することを初回の画像と今回の画像の相関値が閾値より小さくなるまで繰り返す監視走査制御手段と、相関値が閾値より小さくなったら造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を 1 枚撮影すると共に前記監視走査制御手段に制御を戻す撮影走査制御手段と、前記撮影走査制御手段で撮影する走査面間隔を前記超音波探触子位置検出手段により取得する撮影走査面間隔取得手段を具備すると共に、前記撮影走査制御手段は、走査面間隔を $N (2)$ 回取得した後は、前記監視走査制御手段に制御を戻さず、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを前記走査面間隔の平均値または最大値で行うことを特徴とする超音波診断装置。 40

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波診断装置において、前記撮影走査制御手段は、前記監視走査制御手段に制御を戻さずに造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを前記走査面間隔の平均値または最大値で $M (1)$ 回行った後、前記監視走査制御手段に制御を戻すことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 1 から請求項 9 のいずれかに記載の超音波診断装置において、前記超音波探触子を走査面と直交する方向に定速で移動する超音波探触子移動手段を具備したことを特徴とす 50

る超音波診断装置を提供する。

【請求項 1 1】

2次元アレイ超音波探触子と、前記2次元アレイ超音波探触子を駆動して被検体内を面的に超音波ビームで走査し次いで前回の走査面から所定間隔離れて隣接する走査面を走査することを次々に繰り返す送受信手段と、一つの走査面から得られた受信データを基に画像を生成する画像生成手段と、画像と画像の相関値を算出する相関値算出手段と、造影剤を破壊してしまわない程度の超音波ビームで走査することを初回の画像と今回の画像の相関値が閾値より小さくなるまで繰り返す監視走査制御手段と、相関値が閾値より小さくなったら造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を1枚撮影すると共に前記監視走査制御手段に制御を戻す撮影走査制御手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置
10。

【請求項 1 2】

請求項 1 1 に記載の超音波診断装置において、前記撮影走査制御手段で撮影する走査面間隔を取得する撮影走査面間隔取得手段を具備すると共に、前記撮影走査制御手段は、走査面間隔を1回取得した後は、前記監視走査制御手段に制御を戻さず、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを前記走査面間隔で行うことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 3】

請求項 1 2 に記載の超音波診断装置において、前記撮影走査制御手段は、前記監視走査制御手段に制御を戻さずに造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを前記走査面間隔で M (1) 回行った後、前記監視走査制御手段に制御を戻すことを特徴とする超音波診断装置。
20

【請求項 1 4】

請求項 1 1 に記載の超音波診断装置において、前記撮影走査制御手段で撮影する走査面間隔を取得する撮影走査面間隔取得手段を具備すると共に、前記撮影走査制御手段は、走査面間隔を N (2) 回取得した後は、前記監視走査制御手段に制御を戻さず、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを前記走査面間隔の平均値または最大値で行うことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 5】

請求項 1 4 に記載の超音波診断装置において、前記撮影走査制御手段は、前記監視走査制御手段に制御を戻さずに造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを前記走査面間隔の平均値または最大値で M (1) 回行った後、前記監視走査制御手段に制御を戻すことを特徴とする超音波診断装置。
30

【請求項 1 6】

請求項 1 から請求項 1 5 のいずれかに記載の超音波診断装置において、前記監視走査制御手段および前記撮影走査制御手段は、B モードの走査を行うことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 7】

請求項 1 から請求項 1 5 のいずれかに記載の超音波診断装置において、前記監視走査制御手段は B モードの走査を行い、前記撮影走査制御手段は C F M , P D I , ハーモニック・イメージングまたは造影剤用アプリケーションの走査を行うことを特徴とする超音波診断装置。
40

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断装置に関し、さらに詳しくは、適正な走査面間隔で造影剤増強画像の3次元データを取り込むことが出来る超音波診断装置に関する。

【0 0 0 2】

【従来の技術】

従来の超音波診断装置では、造影剤を破壊してしまわない程度の超音波ビームで走査する
50

ことと造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで走査することを交互に行って造影剤増強画像を撮影している（例えば、特許文献1参照）。

また、従来の超音波診断装置では、超音波探触子を走査面と直交する方向に操作者が移動させながら連続的に隣接する走査面で画像を得ることにより3次元データを得ている（例えば、特許文献2参照）。

また、従来の超音波診断装置では、3次元データを得る際に超音波探触子の位置を検出するセンサを利用するものがある（例えば、特許文献3参照）。

【0003】

【特許文献1】

特開2002-045360号公報。

10

【特許文献2】

特開2000-325348号公報。

【特許文献3】

特開2001-252268号公報。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

上記従来の技術を組み合わせれば、造影剤増強画像の3次元データを取り込むことが出来る。

ところで、造影剤補強画像を撮影する際の超音波ビームは造影剤を破壊してしまう程度になるため、3次元データを得る際に隣接する走査面間隔が近すぎると、前回の走査で今回の走査面の造影剤まで破壊されてしまうことになり、良好な造影剤補強画像の3次元データが得られない。一方、3次元データを得る際に隣接する走査面間隔が遠いと、前回の走査で今回の走査面の造影剤まで破壊されてしまうことはなくなるが、走査面に直交する方向の3次元データ密度が不十分になってしまう。

20

しかし、上記従来の技術では、造影剤増強画像の3次元データを取り込む際の走査面間隔を適正にすることは難しい問題点があった。

そこで、本発明の目的は、適正な走査面間隔で造影剤増強画像の3次元データを取り込むことが出来る超音波診断装置を提供することにある。

【0005】

【課題を解決するための手段】

30

第1の観点では、本発明は、超音波探触子と、前記超音波探触子を駆動して被検体内を面的に超音波ビームで走査する送受信手段と、一つの走査面から得られた受信データを基に画像を生成する画像生成手段と、画像と画像の相関値を算出する相関値算出手段と、造影剤を破壊してしまわない程度の超音波ビームで走査することを初回の画像と今回の画像の相関値が閾値より小さくなるまで繰り返す監視走査制御手段と、相関値が閾値より小さくなったら造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を1枚撮影すると共に前記監視走査制御手段に制御を戻す撮影走査制御手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記構成において「初回の画像」とは、監視走査制御手段に制御が渡されて最初に得た画像である。つまり、撮影走査制御手段から監視走査制御手段に制御が戻された場合は、その後、最初に得た画像である。

40

上記第1の観点による超音波診断装置では、走査面と直交する方向に操作者がやや低速で超音波探触子を移動させると、初回の走査面からの間隔が近すぎる間は、画像間の相関値が閾値より大きいため、造影剤を破壊してしまわない程度の超音波ビームで走査する。このため、造影剤が破壊されてしまうことがない。初回の走査面からの間隔が適正な距離まで離れると、画像間の相関値が閾値より小さくなるため、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで走査する。これにより、超音波探触子の移動速度が違ったり、被検体や撮影部位が違っても、適正な走査面間隔で造影剤増強画像の3次元データを取り込むことが出来る。

なお、閾値を変更することにより、走査面間隔（すなわち、走査面に直交する方向の3次

50

元データ密度)を調整できる。

【0006】

第2の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記撮影走査制御手段で撮影する時間間隔を取得する撮影走査時間間隔取得手段を具備すると共に、前記撮影走査制御手段は、時間間隔を1回取得した後は、前記監視走査制御手段に制御を戻さず、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを前記時間間隔で行うことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第2の観点による超音波診断装置では、時間間隔を1回取得した後は、造影剤を破壊してしまわない程度の超音波ビームで撮影せず、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを取得した時間間隔で行うため、相関値の演算を常時行わないで済み、処理が簡単になる。

【0007】

第3の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記撮影走査制御手段は、前記監視走査制御手段に制御を戻さずに造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを前記時間間隔でM(1)回行った後、前記監視走査制御手段に制御を戻すことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第3の観点による超音波診断装置では、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することをM回行った後、造影剤を破壊してしまわない程度の超音波ビームで撮影して相関値の演算を行う処理に戻るため、3次元データを取り込む途中で時間間隔を適正に補正できる。

10

【0008】

第4の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記撮影走査制御手段で撮影する時間間隔を取得する撮影走査時間間隔取得手段を具備すると共に、前記撮影走査制御手段は、時間間隔をN(2)回取得した後は、前記監視走査制御手段に制御を戻さず、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを前記時間間隔の平均値または最大値で行うことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第4の観点による超音波診断装置では、時間間隔をN回取得した後は、造影剤を破壊してしまわない程度の超音波ビームで撮影せず、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを取得した時間間隔の平均値または最大値で行うため、相関値の演算を常時行わないで済み、処理が簡単になる。また、N回取得した時間間隔の平均値または最大値を用いるため、信頼性を向上できる。

20

【0009】

第5の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記撮影走査制御手段は、前記監視走査制御手段に制御を戻さずに造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを前記時間間隔の平均値または最大値でM(1)回行った後、前記監視走査制御手段に制御を戻すことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第5の観点による超音波診断装置では、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することをM回行った後、造影剤を破壊してしまわない程度の超音波ビームで撮影して相関値の演算を行う処理に戻るため、3次元データを取り込む途中で時間間隔を適正に補正できる。

30

【0010】

第6の観点では、本発明は、超音波探触子と、前記超音波探触子の位置を検出する超音波探触子位置検出手段と、前記超音波探触子を駆動して被検体内を面的に超音波ビームで走査することを繰り返す送受信手段と、一つの走査面から得られた受信データを基に画像を生成する画像生成手段と、画像と画像の相関値を算出する相関値算出手段と、造影剤を破壊してしまわない程度の超音波ビームで走査することを初回の画像と今回の画像の相関値が閾値より小さくなるまで繰り返す監視走査制御手段と、相関値が閾値より小さくなったら造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を1枚撮影すると共に前記監視走査制御手段に制御を戻す撮影走査制御手段と、前記撮影走査制御手段で撮影する走査面間隔を前記超音波探触子位置検出手段により取得する撮影走査面間隔取得手段を具備すると共

40

50

に、前記撮影走査制御手段は、走査面間隔を1回取得した後は、前記監視走査制御手段に制御を戻さず、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを前記走査面間隔で行うことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記構成において「初回の画像」とは、監視走査制御手段に制御が渡されて最初に得た画像である。つまり、撮影走査制御手段から監視走査制御手段に制御が戻された場合は、その後、最初に得た画像である。

上記第6の観点による超音波診断装置では、走査面と直交する方向に操作者がやや低速で超音波探触子を移動させると、初回の走査面からの間隔が近すぎる間は、画像間の相関値が閾値より大きいため、造影剤を破壊してしまわない程度の超音波ビームで走査する。このため、造影剤が破壊されてしまうことがない。初回の走査面からの間隔が適正な距離まで離れると、画像間の相関値が閾値より小さくなるため、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで走査する。これにより、超音波探触子の移動速度が違ったり、被検体や撮影部位が違っても、適正な走査面間隔で造影剤増強画像の3次元データを取り込むことが出来る。

そして、走査面間隔を1回取得した後は、造影剤を破壊してしまわない程度の超音波ビームで撮影せず、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを取得した走査面間隔で行うため、相関値の演算を常時行わないで済み、処理が簡単になる。

なお、閾値を変更することにより、走査面間隔（すなわち、走査面に直交する方向の3次元データ密度）を調整できる。

【0011】

第7の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記撮影走査制御手段は、前記監視走査制御手段に制御を戻さずに造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを前記走査面間隔でM（1）回行った後、前記監視走査制御手段に制御を戻すことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第7の観点による超音波診断装置では、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することをM回行った後、造影剤を破壊してしまわない程度の超音波ビームで撮影して相関値の演算を行う処理に戻るため、3次元データを取り込む途中で時間間隔を適正に補正できる。

【0012】

第8の観点では、本発明は、超音波探触子と、前記超音波探触子の位置を検出する超音波探触子位置検出手段と、前記超音波探触子を駆動して被検体内を面的に超音波ビームで走査することを繰り返す送受信手段と、一つの走査面から得られた受信データを基に画像を生成する画像生成手段と、画像と画像の相関値を算出する相関値算出手段と、造影剤を破壊してしまわない程度の超音波ビームで走査することを初回の画像と今回の画像の相関値が閾値より小さくなるまで繰り返す監視走査制御手段と、相関値が閾値より小さくなったら造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を1枚撮影すると共に前記監視走査制御手段に制御を戻す撮影走査制御手段と、前記撮影走査制御手段で撮影する走査面間隔を前記超音波探触子位置検出手段により取得する撮影走査面間隔取得手段を具備すると共に、前記撮影走査制御手段は、走査面間隔をN（2）回取得した後は、前記監視走査制御手段に制御を戻さず、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを前記走査面間隔の平均値または最大値で行うことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記構成において「初回の画像」とは、監視走査制御手段に制御が渡されて最初に得た画像である。つまり、撮影走査制御手段から監視走査制御手段に制御が戻された場合は、その後、最初に得た画像である。

上記第8の観点による超音波診断装置では、走査面と直交する方向に操作者がやや低速で超音波探触子を移動させると、初回の走査面からの間隔が近すぎる間は、画像間の相関値が閾値より大きいため、造影剤を破壊してしまわない程度の超音波ビームで走査する。このため、造影剤が破壊されてしまうことがない。初回の走査面からの間隔が適正な距離まで離れると、画像間の相関値が閾値より小さくなるため、造影剤を破壊してしまう程度の

10

20

30

40

50

超音波ビームで走査する。これにより、超音波探触子の移動速度が違ったり、被検体や撮影部位が違っても、適正な走査面間隔で造影剤増強画像の3次元データを取り込むことが出来る。

そして、走査面間隔をN回取得した後は、造影剤を破壊してしまわない程度の超音波ビームで撮影せず、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを取得した走査面間隔の平均値または最大値で行うため、相関値の演算を常時行わないで済み、処理が簡単になる。また、N回取得した時間間隔の平均値または最大値を用いるため、信頼性を向上できる。

なお、閾値を変更することにより、走査面間隔（すなわち、走査面に直交する方向の3次元データ密度）を調整できる。

10

【0013】

第9の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記撮影走査制御手段は、前記監視走査制御手段に制御を戻さずに造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを前記走査面間隔の平均値または最大値でM（1）回行った後、前記監視走査制御手段に制御を戻すことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第9の観点による超音波診断装置では、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することをM回行った後、造影剤を破壊してしまわない程度の超音波ビームで撮影して相関値の演算を行う処理に戻るため、3次元データを取り込む途中で時間間隔を適正に補正できる。

【0014】

20

第10の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記超音波探触子を走査面と直交する方向に定速で移動する超音波探触子移動手段を具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第10の観点による超音波診断装置では、走査面と直交する方向に自動的に超音波探触子を移動させることができる。これにより、被検体や撮影部位が違っても、超音波探触子の移動速度を一定にしたままで、適正な走査面間隔で造影剤増強画像の3次元データを取り込むことが出来る。

【0015】

第11の観点では、本発明は、2次元アレイ超音波探触子と、前記2次元アレイ超音波探触子を駆動して被検体内を面的に超音波ビームで走査し次いで前回の走査面から所定間隔離れて隣接する走査面を走査することを次々に繰り返す送受信手段と、一つの走査面から得られた受信データを基に画像を生成する画像生成手段と、画像と画像の相関値を算出する相関値算出手段と、造影剤を破壊してしまわない程度の超音波ビームで走査することを初回の画像と今回の画像の相関値が閾値より小さくなるまで繰り返す監視走査制御手段と、相関値が閾値より小さくなったら造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を1枚撮影すると共に前記監視走査制御手段に制御を戻す撮影走査制御手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

30

上記構成において「初回の画像」とは、監視走査制御手段に制御が渡されて最初に得た画像である。つまり、撮影走査制御手段から監視走査制御手段に制御が戻された場合は、その後、最初に得た画像である。

40

上記第11の観点による超音波診断装置では、走査面の間隔をやや近めにして撮影を繰り返すと、初回の走査面との間隔が近すぎる間は、画像間の相関値が閾値より大きいため、造影剤を破壊してしまわない程度の超音波ビームで走査する。このため、造影剤が破壊されてしまうことがない。初回の走査面から適正な距離まで離れると、画像間の相関値が閾値より小さくなるため、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで走査する。これにより、被検体や撮影部位が違っても、走査面の間隔を一定にしたままで、適正な走査面間隔で造影剤増強画像の3次元データを取り込むことが出来る。

なお、閾値を変更することにより、走査面間隔を調整できる。すなわち、走査面に直交する方向の3次元データ密度を調整できる。

【0016】

50

第12の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記撮影走査制御手段で撮影する走査面間隔を取得する撮影走査面間隔取得手段を具備すると共に、前記撮影走査制御手段は、走査面間隔を1回取得した後は、前記監視走査制御手段に制御を戻さず、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを前記走査面間隔で行うことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第12の観点による超音波診断装置では、時間間隔を1回取得した後は、造影剤を破壊してしまわない程度の超音波ビームで撮影せず、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを取得した走査面間隔で行うため、相関値の演算を常時行わないで済み、処理が簡単になる。

【0017】

10

第13の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記撮影走査制御手段は、前記監視走査制御手段に制御を戻さずに造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを前記走査面間隔でM(1)回行った後、前記監視走査制御手段に制御を戻すことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第13の観点による超音波診断装置では、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することをM回行った後、造影剤を破壊してしまわない程度の超音波ビームで撮影して相関値の演算を行う処理に戻るため、3次元データを取り込む途中で時間間隔を適正に補正できる。

【0018】

20

第14の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記撮影走査制御手段で撮影する走査面間隔を取得する撮影走査面間隔取得手段を具備すると共に、前記撮影走査制御手段は、走査面間隔をN(2)回取得した後は、前記監視走査制御手段に制御を戻さず、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを前記走査面間隔の平均値または最大値で行うことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第14の観点による超音波診断装置では、時間間隔をN回取得した後は、造影剤を破壊してしまわない程度の超音波ビームで撮影せず、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを取得した時間間隔の平均値または最大値で行うため、相関値の演算を常時行わないで済み、処理が簡単になる。また、N回取得した時間間隔の平均値または最大値を用いるため、信頼性を向上できる。

【0019】

30

第15の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記撮影走査制御手段は、前記監視走査制御手段に制御を戻さずに造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することを前記走査面間隔の平均値または最大値でM(1)回行った後、前記監視走査制御手段に制御を戻すことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第15の観点による超音波診断装置では、造影剤を破壊してしまう程度の超音波ビームで画像を撮影することをM回行った後、造影剤を破壊してしまわない程度の超音波ビームで撮影して相関値の演算を行う処理に戻るため、3次元データを取り込む途中で時間間隔を適正に補正できる。

【0020】

40

第16の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記監視走査制御手段および前記撮影走査制御手段は、Bモードの走査を行うことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第16の観点による超音波診断装置では、適正な走査面間隔でBモードの造影剤増強画像の3次元データを取り込むことが出来る。

【0021】

第17の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記監視走査制御手段はBモードの走査を行い、前記撮影走査制御手段はCFM(Color Flow Mapping), PDI(Power Doppler Imaging), ハーモニック・イメージングまたは造影剤用アプリケーションの走査を行うことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第17の観点による超音波診断装置では、適正な走査面間隔でCFM, PDI, 位相

50

反転等のハーモニック・イメージングまたは造影剤用アプリケーションによる造影剤増強画像の3次元データを取り込むことが出来る。

【0022】

【発明の実施の形態】

以下、図に示す発明の実施の形態により本発明をさらに詳細に説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【0023】

- 第1の実施形態 -

図1は、第1の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

この超音波診断装置100は、超音波探触子1と、超音波探触子1を駆動して被検体内を面的に超音波ビームで走査する送受信部2と、一つの走査面から得られた受信データを基に画像を生成する画像生成部3と、画像を表示する画像表示部4と、画像や3次元データを記憶するデータ記憶部5と、全体の動作を制御する制御部6と、操作者が閾値を設定したり指示を与えるための入力部7とを具備している。

制御部6は、造影剤を破壊してしまわない程度の低M I (Mechanical Index) 値で走査することを受け持つ低M I 値走査制御部6Lと、造影剤を破壊してしまう程度の高M I 値で走査することを受け持つ高M I 値走査制御部6Hと、画像と画像の相関値を算出する相関値算出部6Cとを含んでいる。

なお、M I 値とは、音軸上の最大ピーク負音圧を基準音圧1Mpaで正規化した値である。

【0024】

図2は、超音波診断装置100による造影剤増強3次元データ取り込み処理の第1例を示すフロー図である。

操作者は、被検体に造影剤を注入し、超音波探触子1を被検体に当て、造影剤増強3次元データ取り込み処理を起動した後、超音波探触子1をその走査面(x y面)と直交する方向(z方向)へゆっくりと移動させる。

【0025】

ステップS1では、低M I 値走査制御部6Lは、造影剤を破壊してしまわない程度の低M I 値でBモードの走査を行い、画像生成部3はBモード画像を生成し、データ記憶部5はBモード画像を初回の画像として記憶する。

図3に、初回の画像に対応する走査面p1の位置を示す。

【0026】

ステップS2では、低M I 値走査制御部6Lは、所定時間待った後、造影剤を破壊してしまわない程度の低M I 値でBモードの走査を行い、画像生成部3はBモード画像を生成し、データ記憶部5はBモード画像を今回の画像として記憶する。

ステップS3では、相関演算部6Cは、初回の画像と今回の画像の相関値を算出する。

ステップS4では、低M I 値走査制御部6Lは、相関値が閾値より小さくないならステップS2に戻り、相関値が閾値より小さかったらステップS5へ進む。図4の(a)に示すように、初回の画像に対応する走査面p1の位置と今回の画像に対応する走査面p2の位置とが近接していると、相関値は閾値より小さくないので、ステップS2に戻る。

図4の(b)に示すように、初回の画像に対応する走査面p1の位置と今回の画像に対応する走査面piの位置とが適正に離れると、相関値は閾値より小さくなるので、ステップS5へ進む。

【0027】

ステップS5では、高M I 値走査制御部6Hは、造影剤を破壊してしまう程度の高M I 値でBモードまたはCFMまたはPDIの走査を行い、画像生成部3はBモード画像またはCFM画像またはPDI画像を生成し、データ記憶部5はBモード画像またはCFM画像またはPDI画像を造影剤増強3次元データの基になるデータとして記憶する。

図5に、高M I 値で走査する走査面P1の位置を示す。

【0028】

ステップS11では、制御部6は、取り込みを終了する指示がなければ、低M I 値走査制

10

20

30

40

50

御部 6 L による次の走査で生成される画像を今回の画像として記憶するようにデータ記憶部 5 に通知し、ステップ S 1 に戻る。取り込みを終了する指示があれば、処理を終了する。

図 6 に、ステップ S 1 に戻った後の新たな初回の画像に対応する走査面 p 1 の位置を示す。

【 0 0 2 9 】

上記の結果、図 7 に示すように、超音波探触子 1 の移動速度が違ったり、被検体や撮影部位が違っても、適正な間隔の走査面 P 1 , P 2 , P 3 , ... で、高 M I 値の走査が行われることになる。

従って、図 8 に示すように、データ記憶部 5 は、造影剤増強 3 次元データ T D を好適に取り込むことが出来る。

なお、閾値を変更することにより、走査面 P 1 , P 2 , P 3 , ... の間隔（すなわち、走査面に直交する方向の造影剤増強 3 次元データ T D の密度）を調整できる。

【 0 0 3 0 】

- 第 2 の実施形態 -

図 9 は、超音波診断装置 1 0 0 による造影剤増強 3 次元データ取り込み処理の第 2 例を示すフロー図である。

この処理で用いる繰返し回数 n (1) は、操作者により予め設定されている。

ステップ S 0 では、制御部 6 は、繰返しカウンタ k = 0 に初期化する。

【 0 0 3 1 】

ステップ S 1 ~ ステップ S 5 は、第 1 の実施形態で説明した通りである。

ステップ S 6 では、制御部 6 は、k = n + 1 でないならステップ S 7 へ進み、k = n + 1 ならステップ S 8 へ進む。

ステップ S 7 では、制御部 6 は、繰返しカウンタ k をインクリメントする。そして、ステップ S 1 に戻る。

【 0 0 3 2 】

ステップ S 8 では、制御部 6 は、高 M I 値で画像を撮影した時間間隔の平均値（または最大値）を得る。なお、n = 1 を設定した場合は、時間間隔が 1 回しか得られないため、その時間間隔が平均値（および最大値）になる。

【 0 0 3 3 】

ステップ S 1 0 では、ステップ S 8 で得た時間間隔の平均値（または最大値）毎に、高 M I 値走査制御部 6 H は高 M I 値で B モードまたは C F M または P D I の走査を行い、画像生成部 3 は B モード画像または C F M 画像または P D I 画像を生成し、データ記憶部 5 は B モード画像または C F M 画像または P D I 画像を造影剤増強 3 次元データの基になるデータとして記憶する。

【 0 0 3 4 】

ステップ S 1 1 では、制御部 6 は、取り込みを終了する指示がなければ、ステップ S 1 0 に戻る。取り込みを終了する指示があれば、処理を終了する。

【 0 0 3 5 】

上記の結果、超音波探触子 1 の移動速度が違ったり、被検体や撮影部位が違っても、適正な走査面間隔で高 M I 値の走査が行われるため、造影剤増強 3 次元データを好適に取り込むことが出来る。そして、相關演算を最初の n 回しか行わないため、処理負担が軽減される。

【 0 0 3 6 】

- 第 3 の実施形態 -

図 1 0 は、超音波診断装置 1 0 0 による造影剤増強 3 次元データ取り込み処理の第 3 例を示すフロー図である。

この処理で用いる繰返し回数 n (1) および M (1) は、操作者により予め設定されている。

ステップ S 0 ~ ステップ S 8 は、第 2 の実施形態で説明した通りである。

10

20

30

40

50

ステップ S 9 では、制御部 6 は、繰返しカウンタ $q = 1$ に初期化する。

【0037】

ステップ S 10 では、ステップ S 8 で得た時間間隔の平均値（または最大値）毎に、高 M I 値走査制御部 6 H は高 M I 値で B モードまたは C F M または P D I の走査を行い、画像生成部 3 は B モード画像または C F M 画像または P D I 画像を生成し、データ記憶部 5 は B モード画像または C F M 画像または P D I 画像を造影剤増強 3 次元データの基になるデータとして記憶する。

ステップ S 11 では、制御部 6 は、取り込みを終了する指示がなければ、ステップ S 12 へ進む。取り込みを終了する指示があれば、処理を終了する。

【0038】

10

ステップ S 12 では、制御部 6 は、 $q \neq M$ でないならステップ S 13 へ進み、 $q = M$ ならステップ S 0 に戻る。

ステップ S 13 では、制御部 6 は、繰返しカウンタ q をインクリメントする。そして、ステップ S 10 に戻る。

【0039】

上記の結果、超音波探触子 1 の移動速度が違ったり、被検体や撮影部位が違っても、適正な走査面間隔で高 M I 値の走査が行われるため、造影剤増強 3 次元データを好適に取り込むことが出来る。そして、高 M I 値で M 回走査する間は相関演算を行わないため、処理負担が軽減される。また、高 M I 値で M 回走査した後、低 M I 値で撮影して相関値の演算を行う処理に戻るため、3 次元データを取り込む途中で時間間隔を適正に補正できる。

20

【0040】

- 第 4 の実施形態 -

図 11 は、第 4 の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

この超音波診断装置 400 は、超音波探触子 1 に位置センサ 8 を備えている以外は、第 1 の実施形態にかかる超音波診断装置 100 と基本的に同じである。

【0041】

図 12 は、超音波診断装置 400 による造影剤増強 3 次元データ取り込み処理を示すフロー図である。

ステップ S 0 では、制御部 6 は、繰返しカウンタ $k = 0$ に初期化する。

【0042】

30

ステップ S 1 では、低 M I 値走査制御部 6 L は、低 M I 値で B モードの走査を行い、画像生成部 3 は B モード画像を生成し、データ記憶部 5 は B モード画像を初回の画像として記憶する。

図 3 に、初回の画像に対応する走査面 p 1 の位置を示す。

【0043】

ステップ S 2' では、低 M I 値走査制御部 6 L は前回の走査面から所定間隔離れたことを位置センサ 8 で検出するまで待ってから低 M I 値で B モードの走査を行い、画像生成部 3 は B モード画像を生成し、データ記憶部 5 は B モード画像を今回の画像として記憶する。

ステップ S 3 では、相関演算部 6 C は、初回の画像と今回の画像の相関値を算出する。

40

ステップ S 4 では、低 M I 値走査制御部 6 L は、相関値が閾値より小さくないならステップ S 2' に戻り、相関値が閾値より小さかったらステップ S 5 へ進む。

【0044】

ステップ S 5 では、高 M I 値走査制御部 6 H は高 M I 値で B モードまたは C F M または P D I の走査を行い、画像生成部 3 は B モード画像または C F M 画像または P D I 画像を生成し、データ記憶部 5 は B モード画像または C F M 画像または P D I 画像を造影剤増強 3 次元データの基になるデータとして記憶する。

ステップ S 6 では、制御部 6 は、 $k = n + 1$ でないならステップ S 7 へ進み、 $k = n + 1$ ならステップ S 8 へ進む。

ステップ S 7 では、制御部 6 は、繰返しカウンタ k をインクリメントする。そして、ステ

50

ツップ S 1 に戻る。

【 0 0 4 5 】

ステップ S 8 ' では、制御部 6 は、高 M I 値で画像を撮影した走査面間隔の平均値（または最大値）を得る。なお、n = 1 を設定した場合は、走査面間隔が 1 回しか得られないため、その走査面間隔が平均値（および最大値）になる。

【 0 0 4 6 】

ステップ S 9 では、制御部 6 は、繰返しカウンタ q = 1 に初期化する。

【 0 0 4 7 】

ステップ S 10 ' では、ステップ S 8 ' で得た時間間隔の平均値（または最大値）毎に、高 M I 値走査制御部 6 H は高 M I 値で B モードまたは C F M または P D I の走査を行い、画像生成部 3 は B モード画像または C F M 画像または P D I 画像を生成し、データ記憶部 5 は B モード画像または C F M 画像または P D I 画像を造影剤増強 3 次元データの基に 10 なるデータとして記憶する。

【 0 0 4 8 】

ステップ S 11 では、制御部 6 は、取り込みを終了する指示がなければ、ステップ S 12 へ進む。取り込みを終了する指示があれば、処理を終了する。

【 0 0 4 9 】

ステップ S 12 では、制御部 6 は、q M でないならステップ S 13 へ進み、q M ならステップ S 0 に戻る。

ステップ S 13 では、制御部 6 は、繰返しカウンタ q をインクリメントする。そして、ステップ S 10 ' に戻る。 20

【 0 0 5 0 】

上記の結果、超音波探触子 1 の移動速度が違ったり、被検体や撮影部位が違っても、適正な走査面間隔で高 M I 値の走査が行われるため、造影剤増強 3 次元データを好適に取り込むことが出来る。

【 0 0 5 1 】

なお、図 12 は、図 10 に対応するが、これを図 2 や図 9 に対応するように容易に変形できる。

【 0 0 5 2 】

- 第 5 の実施形態 -

図 13 は、第 5 の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。 30

この超音波診断装置 500 は、2 次元アレイ超音波探触子 10 を備えると共に、走査面に直交する方向に電子的に走査面を煽ることで走査面の位置を変えることが出来る制御部 6 ' を備える以外は、第 1 の実施形態にかかる超音波診断装置 100 と基本的に同じである。

【 0 0 5 3 】

図 14 は、超音波診断装置 500 による造影剤増強 3 次元データ取り込み処理を示すフロー図である。

操作者は、被検体に造影剤を注入し、超音波探触子 10 を被検体に当て、造影剤増強 3 次元データ取り込み処理を起動した後、超音波探触子 10 の走査面（x y 面）を直交方向（z 方向）へ所定角度間隔ずつ電子的に移動させる。 40

【 0 0 5 4 】

ステップ S 1 では、低 M I 値走査制御部 6 L は低 M I 値で B モードの走査を行い、画像生成部 3 は B モード画像を生成し、データ記憶部 5 は B モード画像を初回の画像として記憶する。

図 15 に、初回の画像に対応する走査面 p 1 の位置を示す。

【 0 0 5 5 】

ステップ S 2 " では、低 M I 値走査制御部 6 L は前回の走査面から所定間隔離れた走査面に変えて低 M I 値で B モードの走査を行い、画像生成部 3 は B モード画像を生成し、データ記憶部 5 は B モード画像を今回の画像として記憶する。ステップ S 3 では、相関演算 50

部 6 C は、初回の画像と今回の画像の相関値を算出する。

ステップ S 4 では、低 M I 値走査制御部 6 L は、相関値が閾値より小さくないならステップ S 2" に戻り、相関値が閾値より小さかったらステップ S 5 へ進む。

図 16 の (a) に示すように、初回の画像に対応する走査面 p 1 の位置と今回の画像に対応する走査面 p 2 の位置とが近接していると、相関値は閾値より小さくならないで、ステップ S 2" に戻る。

図 16 の (b) に示すように、初回の画像に対応する走査面 p 1 の位置と今回の画像に対応する走査面 p i の位置とが適正に離れると、相関値は閾値より小さくなるので、ステップ S 5 へ進む。

【 0 0 5 6 】

ステップ S 5 では、高 M I 値走査制御部 6 H は高 M I 値で B モードまたは C F M または P D I の走査を行い、画像生成部 3 は B モード画像または C F M 画像または P D I 画像を生成し、データ記憶部 5 は B モード画像または C F M 画像または P D I 画像を造影剤増強 3 次元データの基になるデータとして記憶する。

図 17 に、高 M I 値で走査する走査面 P 1 の位置を示す。

【 0 0 5 7 】

ステップ S 1 1 では、制御部 6 は、取り込みを終了する指示がなければ、低 M I 値走査制御部 6 L による次の走査で生成される画像を今回の画像として記憶するようにデータ記憶部 5 に通知し、ステップ S 1 に戻る。取り込みを終了する指示があれば、処理を終了する。

図 18 に、ステップ S 1 に戻った後の新たな初回の画像に対応する走査面 p 1 の位置を示す。

【 0 0 5 8 】

上記の結果、図 19 に示すように、被検体や撮影部位が違っても、適正な間隔の走査面 P 1, P 2, ... で、高 M I 値の走査が行われることになる。

従って、図 20 に示すように、データ記憶部 5 は、造影剤増強 3 次元データ T D を好適に取り込むことが出来る。

なお、閾値を変更することにより、走査面 P 1, P 2, ... の間隔（すなわち、走査面に直交する方向の造影剤増強 3 次元データ T D の密度）を調整できる。

【 0 0 5 9 】

なお、図 14 は、図 2 に対応するが、これを図 9 や図 10 または図 12 に対応するように容易に変形できる。

【 0 0 6 0 】

- 他の実施形態 -

第 1 ~ 第 4 の実施形態では、走査面に直交する方向に操作者が超音波探触子 1 を移動させる場合を想定したが、定速で機械的に超音波探触子 1 を移動する超音波探触子移動手段を用いてもよい。

【 0 0 6 1 】

【 発明の効果 】

本発明の超音波診断装置によれば、超音波探触子の移動速度が違ったり、被検体や撮影部位が違っても、適正な走査面間隔で造影剤増強画像の 3 次元データを取り込むことが出来る。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 第 1 の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

【 図 2 】 第 1 の実施形態にかかる超音波診断装置による造影剤増強 3 次元データ取り込み処理を示すフロー図である。

【 図 3 】 初回の画像に対応する走査面の位置を示す説明図である。

【 図 4 】 初回の画像と今回の画像に対応する走査面の位置を示す説明図である。

【 図 5 】 高 M I 値で走査する走査面の位置を示す説明図である。

【 図 6 】 新たな初回の画像に対応する走査面の位置を示す説明図である。

10

20

30

40

50

【図 7】高 M I 値で走査する走査面の間隔を示す説明図である。

【図 8】造影剤増強 3 次元データを示す概念図である。

【図 9】第 2 の実施形態にかかる超音波診断装置による造影剤増強 3 次元データ取り込み処理を示すフロー図である。

【図 10】第 3 の実施形態にかかる超音波診断装置による造影剤増強 3 次元データ取り込み処理を示すフロー図である。

【図 11】第 4 の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

【図 12】第 4 の実施形態にかかる超音波診断装置による造影剤増強 3 次元データ取り込み処理を示すフロー図である。

【図 13】第 5 の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

10

【図 14】第 5 の実施形態にかかる超音波診断装置による造影剤増強 3 次元データ取り込み処理を示すフロー図である。

【図 15】初回の画像に対応する走査面の位置を示す説明図である。

【図 16】初回の画像と今回の画像に対応する走査面の位置を示す説明図である。

【図 17】高 M I 値で走査する走査面の位置を示す説明図である。

【図 18】新たな初回の画像に対応する走査面の位置を示す説明図である。

【図 19】高 M I 値で走査する走査面の間隔を示す説明図である。

【図 20】造影剤増強 3 次元データを示す概念図である。

【符号の説明】

1 超音波探触子

20

2 送受信部

3 画像生成部

5 データ記憶部

6 制御部

6 C 相関値算出部

6 L 低 M I 値走査制御部

6 H 高 M I 値走査制御部

7 入力部

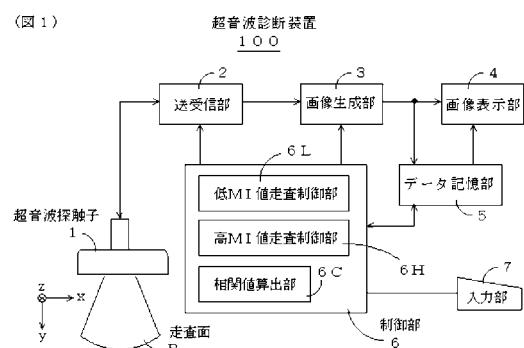
8 位置センサ

1 0 2 次元アレイ超音波探触子

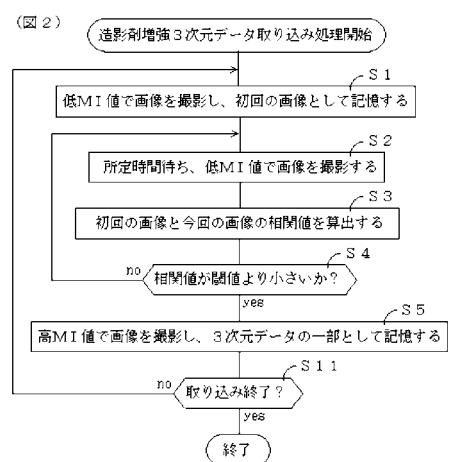
30

1 0 0 超音波診断装置

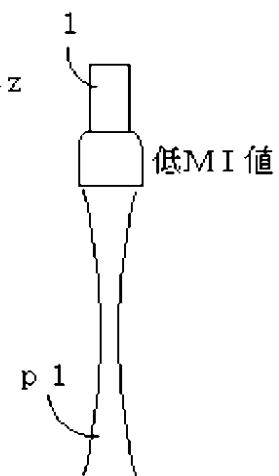
【図1】



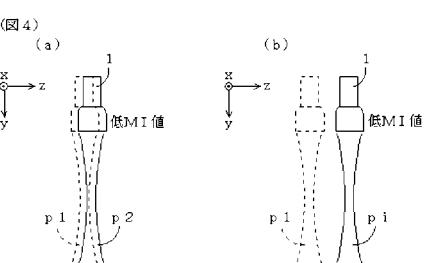
【図2】



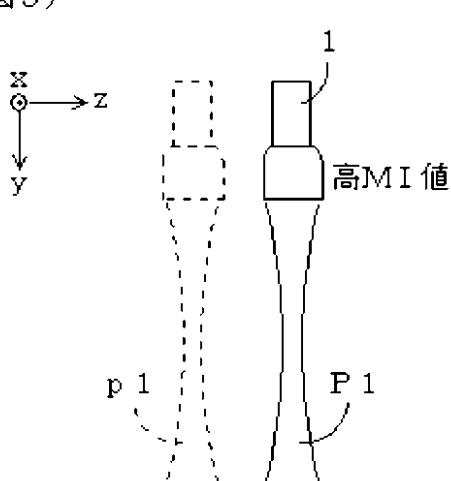
【図3】



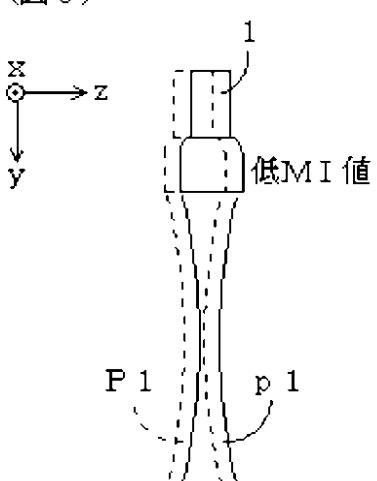
【図4】



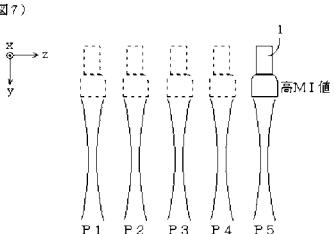
【図5】



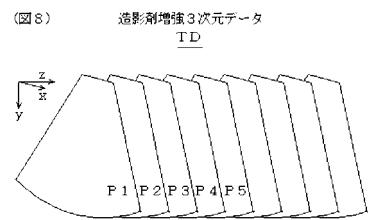
【図6】



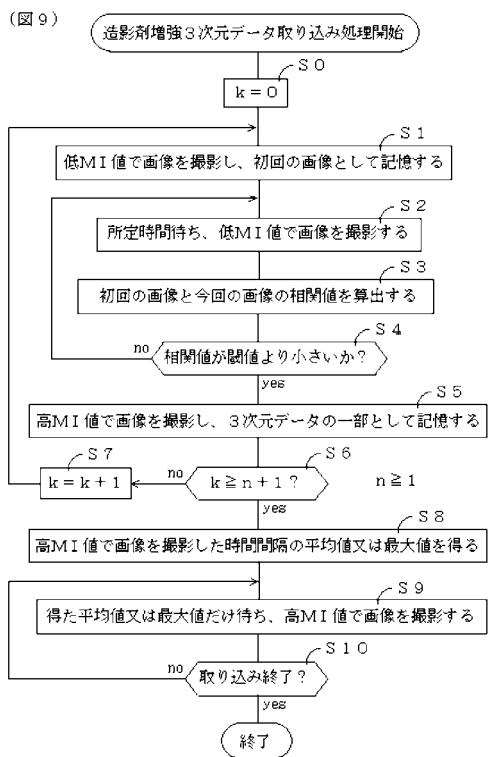
【図7】



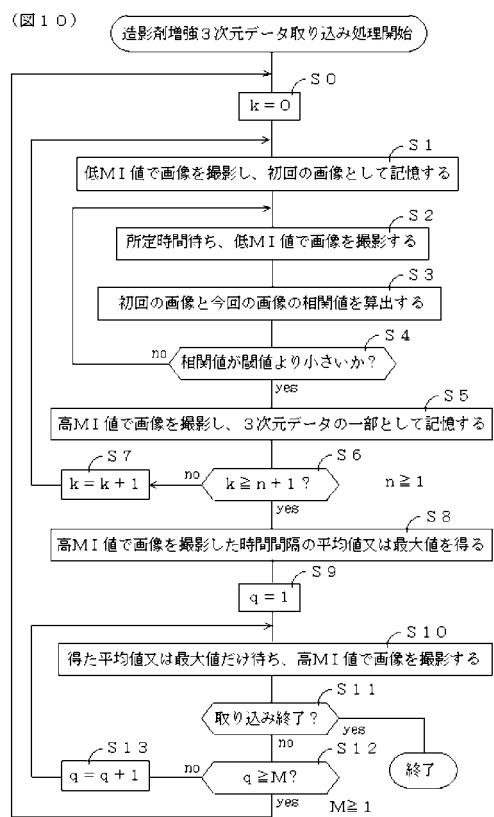
【図 8】



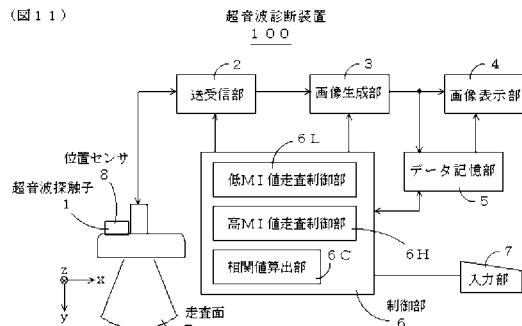
【図 9】



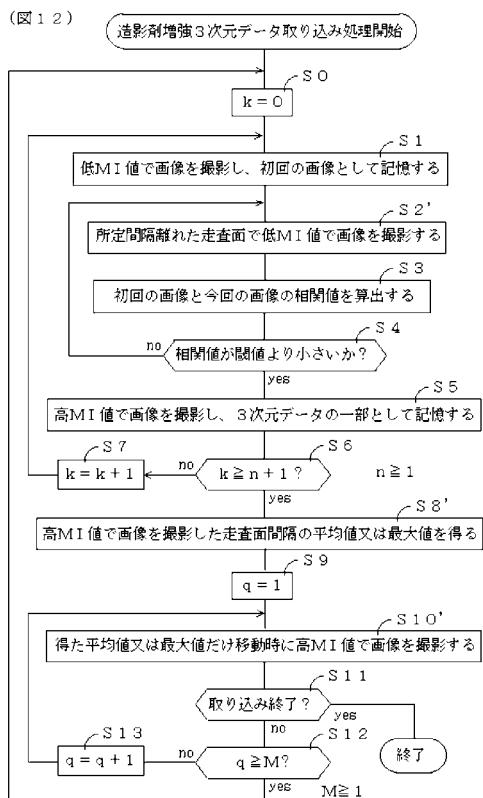
【図 10】



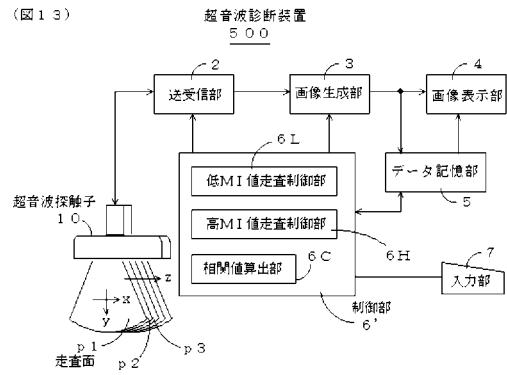
【図 11】



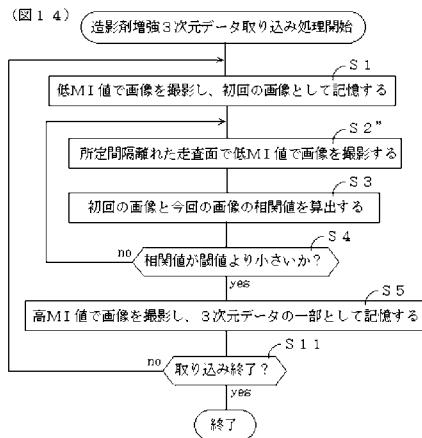
【図12】



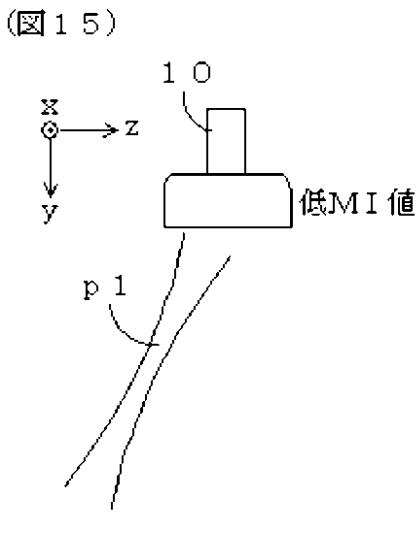
【図13】



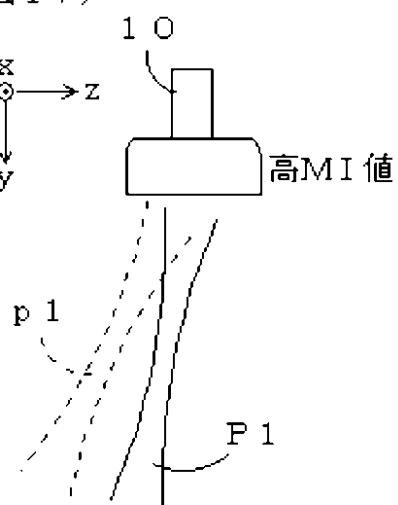
【図14】



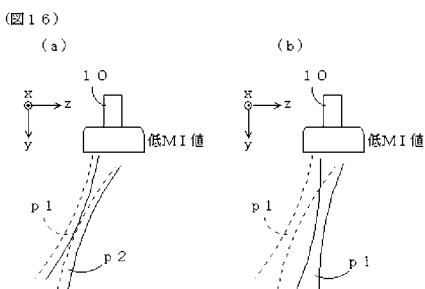
【図15】



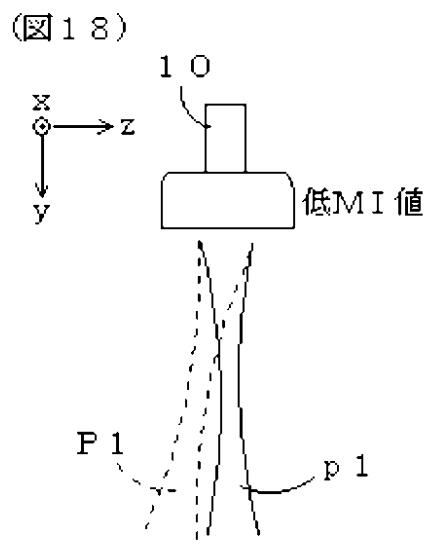
【図17】



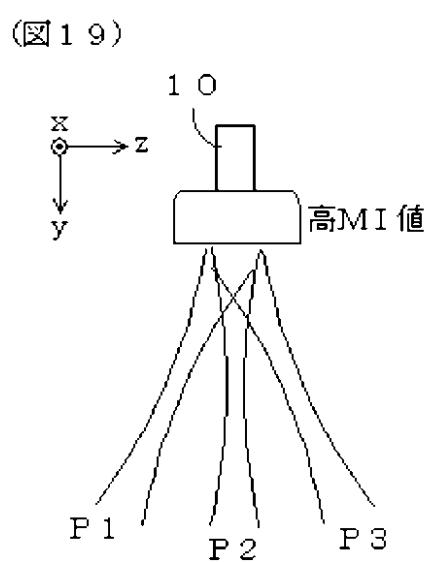
【図16】



【図18】

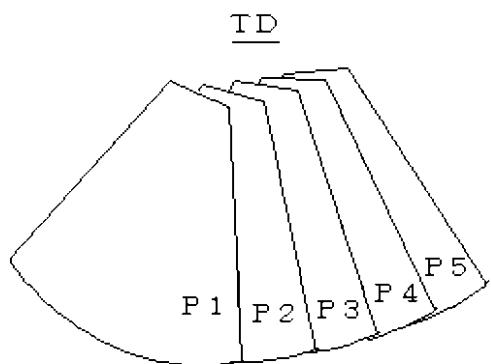


【図19】



【図20】

(図20) 造影剤増強3次元データ



フロントページの続き

(72)発明者 橋本 浩

東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開平5-277009 (JP, A)

特開平11-99152 (JP, A)

特開2000-325347 (JP, A)

特開2002-45360 (JP, A)

J. E. Chomas et al, Correlation Analysis of Received Echoes from Contrast Agents in-vitro and in-vivo, Proceedings of IEEE ULTRASONICS SYMPOSIUM 1998, vol.2, 1803-1806

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP3748848B2	公开(公告)日	2006-02-22
申请号	JP2002326198	申请日	2002-11-11
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	加藤生 橋本浩		
发明人	加藤 生 橋本 浩		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/13 A61B8/14 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/481 A61B8/14 G01S7/52046 G01S7/52085 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB13 4C301/BB22 4C301/BB26 4C301/CC02 4C301/DD02 4C301/EE06 4C301/EE07 4C301/EE11 4C301/GB03 4C301/GB09 4C301/GD02 4C301/HH02 4C301/HH11 4C301/JB25 4C301/JB27 4C301/JB28 4C301/KK22 4C301/LL03 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB09 4C601/BB16 4C601/DE01 4C601/DE06 4C601/EE03 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/GA17 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/HH14 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB38 4C601/JB40 4C601/JB41 4C601/JB43 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK19 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04		
其他公开文献	JP2004159722A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：即使当超声波探头的移动速度不同或者对象或拍摄部分不同时，也能以适当的扫描表面间隔获取造影剂增强图像的三维数据。
 ŽSOLUTION：超声波诊断设备包括：图像生成部分3，用于根据从一个扫描表面获得的接收数据生成图像;相关值计算部分6C，用于计算图像的相关值;低MI值扫描控制部分6L，用于在不破坏造影剂的水平下以低MI值重复执行扫描，直到第一次图像和此时图像的相关值变得小于阈值;高MI值扫描控制部分6H，用于当相关值变得小于阈值并且将控制返回到低MI值扫描控制部分6L时，在破坏造影剂的水平下以高MI值拍摄一个图像。
 Ž

