

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2001 - 198128

(P2001 - 198128A)

(43)公開日 平成13年7月24日(2001.7.24)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マコ-ト^{*} (参考)

A 6 1 B 8/14

A 6 1 B 8/14

4 C 3 0 1

G 0 6 T 1/00

G 0 6 F 15/62

390 D

5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 10数)

(21)出願番号 特願2000 - 11476(P2000 - 11476)

(22)出願日 平成12年1月20日(2000.1.20)

(71)出願人 000121936

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

(72)発明者 松村 滋

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

(74)代理人 100095511

弁理士 有近 紳志郎

F タ-ム (参考) 4C301 AA02 BB13 BB28 BB34 CC02

EE10 EE11 EE15 GD02 JB29

JB30 JC20 KK24

5B057 AA07 BA05 CA13 CB13 DA07

DA16 DB03 DC03

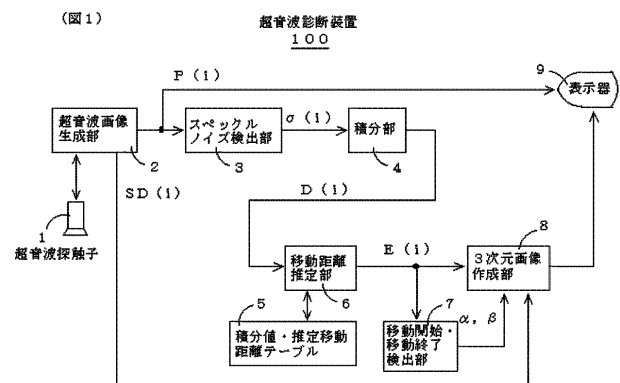
(54)【発明の名称】 移動距離推定方法および超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 探触子の正確な移動距離を複雑な構成なしに且つ短い演算時間で推定する。

【解決手段】 超音波診断装置 1 0 0 は、超音波探触子 1 と、音線データ S D (i) および超音波画像の画像データ P (i) を生成する超音波画像生成部 2 と、スペckルノイズを検出するスペckルノイズ検出部 3 と、隣接するスキャン面に対応する超音波画像間のスペckルノイズの差の 2 乗和すなわち積分値 D (i) を算出する積分部 4 と、積分値 D (i) と超音波探触子 1 の推定移動距離 E (i) との関係を格納する積分値・推定移動距離テーブル 5 と、超音波探触子 1 の推定移動距離 E (i) を出力する移動距離推定部 6 と、超音波探触子 1 の移動開始および移動終了を検出する移動開始・移動終了検出部 7 と、音線データ S D (i) および推定移動距離 E (i) に基づいて 3 次元画像を作成する 3 次元画像作成部 8 と、表示器 9 とを具備する。

【効果】 各画像に対応する被検体断面の位置関係を正確に取得することが出来る。特に、3 次元画像を作成するのに有用である。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 移動する探触子の位置に対応するスキャン面で被検体内をスキャンして複数の画像を生成し、互いに隣接するか又は近接するスキャン面に対応する画像間のスペckルノイズの差に基づいて前記探触子の移動距離を推定することを特徴とする移動距離推定方法。

【請求項 2】 請求項 1 に記載の移動距離推定方法において、前記移動距離の変化の微分値が移動開始判定閾値より大きくなった時点を前記探触子の移動開始時刻と判定し、前記移動距離の変化の微分値が移動終了判定閾値より小さくなった時点を前記探触子の移動終了時刻と判定することを特徴とする移動距離推定方法。

【請求項 3】 請求項 1 または請求項 2 に記載の移動距離推定方法において、前記探触子が等速移動するものと仮定して前記移動距離を推定し直すか、又は、前記探触子の移動速度が滑らかに変化するものと仮定して前記移動距離を推定し直すことを特徴とする移動距離推定方法。

【請求項 4】 請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の移動距離推定方法において、一定の時間幅を有する推定移動距離ブロックごとに前記推定した移動距離の平均値を算出し、各平均値の変化特性から大きく外れた平均値を有する推定移動距離ブロックに対応する移動距離を除外して前記移動距離を推定し直すことを特徴とする移動距離推定方法。

【請求項 5】 請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の移動距離推定方法において、構造物判別用閾値より大きいスペckルノイズを除外して前記探触子の移動距離を推定することを特徴とする移動距離推定方法。

【請求項 6】 超音波を被検体内に送信すると共に該被検体内からの超音波エコーを受信する超音波探触子と、前記超音波エコーに基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、前記超音波画像に基づいてスペckルノイズを検出するスペckルノイズ検出手段と、互いに隣接するスキャン面に対応する超音波画像のスペckルノイズの差の積分値に基づいて該超音波探触子の移動距離を推定する移動距離推定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 7】 請求項 6 に記載の超音波診断装置において、前記推定した移動距離に基づいて被検体の 3 次元画像を作成する 3 次元画像作成手段を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明が属する技術分野】本発明は、移動距離推定方法および超音波診断装置に関し、さらに詳しくは、探触子の正確な移動距離を複雑な構成なしに且つ短い演算時間で推定できる移動距離推定方法および超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波診断装置の超音波探触子の位置を推定する従来技術としては、次の(1)～(3)に例示するものが知られている。

(1) 移動開始から移動終了までに移動すべき距離を予め入力しておく。超音波探触子の移動中には、超音波探触子が等速移動するものと仮定してフレーム間隔 L を算出し、超音波探触子の位置を推定する。例えば、移動開始から移動終了までの長さ 100 mm を 3.3 秒間で移動し、 30 フレーム/秒の周期でシネ画像を取得する場合、フレーム間隔 L は $100 / (3.3 \times 30)$ により 1 mm と算出される。

(2) 米国特許 5,876,342 には、複数のフレーム間のスペckルノイズ (speckle noise) の相互相関を解析するスペckル相関法により超音波探触子の位置を推定する技術が開示されている。なお、スペckルノイズとは、超音波のランダムな干渉によって生じる細かい斑点状のノイズパターンである。

(3) 磁界発生源から発生した磁場を、超音波探触子に装着した磁気センサボックスで検出して、その検出結果に基づいて超音波探触子の 3 次元位置座標を推定する。また、超音波振動子を自動移動する技術に関連して、駆動用モータおよび位置検出用エンコーダを用いて、超音波振動子を位置決めするようにした技術が知られている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】ところが、上記(1)の従来技術では、移動すべき距離を予め入力する手間と時間がかかる。また、操作者の技量やスキャン部位の体表の状態等によっては、超音波探触子が等速移動するとは限らず、その場合には、推定誤差が増大する。また、上記(2)の従来技術では、スペckルノイズの相互相関を解析するための演算処理が複雑なので、演算時間が長くなる。さらに、上記(3)の従来技術および超音波振動子を自動移動する従来技術では、複雑な構成が必要となるので、高コスト化する。そこで、本発明の目的は、探触子の正確な移動距離を複雑な構成なしに且つ短い演算時間で推定できる移動距離推定方法および超音波診断装置を提供することにある。

【0004】

【課題を解決するための手段】第 1 の観点では、本発明は、移動する探触子の位置に対応するスキャン面で被検体内をスキャンして複数の画像を生成し、互いに隣接するか又は近接するスキャン面に対応する画像間のスペckルノイズの差に基づいて前記探触子の移動距離を推定することを特徴とする移動距離推定方法を提供する。上記第 1 の観点による移動距離推定方法では、比較的狭い範囲内で見ると、スキャン面間の距離が大きくなるほど各画像の間のスペckルノイズの差が大きくなることに着目して、移動距離を推定する。すなわち、互いに隣接するか又は近接するスキャン面に対応する画像間のス

ックルノイズの差から両スキャン面間の距離を取得することが可能となる。これにより、手動で探触子を移動した場合でも、探触子の移動距離を正確に推定することが出来る。また、スペックルノイズの検出やその値の差の算出は簡単な演算処理で足るので、複雑な構成を不要にすると共に、演算時間が短くて済む。

【0005】第2の観点では、本発明は、上記第1の観点の移動距離推定方法において、前記移動距離の変化の微分値が移動開始判定閾値より大きくなった時点の前記探触子の移動開始時刻と判定し、前記移動距離の変化の微分値が移動終了判定閾値より小さくなった時点の前記探触子の移動終了時刻と判定することを特徴とする移動距離推定方法を提供する。上記第2の観点による移動距離推定方法では、推定した移動距離の変化の微分値を移動速度と見なして、移動速度が移動開始判定閾値より大きくなったことをもって移動開始時刻と判定し、移動速度が移動終了判定閾値より小さくなったことをもって移動終了時刻と判定する。これにより、移動距離を推定する必要が生じる移動開始時刻と、移動距離を推定する必要がなくなる移動終了時刻を正確に判定できるようになる。

【0006】第3の観点では、本発明は、上記第1の観点または上記第2の観点の移動距離推定方法において、前記探触子が等速移動するものと仮定して前記移動距離を推定し直すか、又は、前記探触子の移動速度が滑らかに変化するものと仮定して前記移動距離を推定し直すことを特徴とする移動距離推定方法を提供する。上記第3の観点による移動距離推定方法では、探触子が等速移動するものと仮定して移動距離を推定し直すことで、移動開始時刻に対応する移動距離と移動終了時刻に対応する移動距離のみから両時刻間の各スキャン時刻の移動距離をすべて推定することが出来る。また、探触子の移動速度が滑らかに変化するものと仮定して移動距離を推定し直すことで、超音波画像ごとのスペックルノイズのバラツキが相対的に大きくなったときでも、推定誤差を低減することができる。

【0007】第4の観点では、本発明は、上記第1の観点から上記第3の観点の移動距離推定方法において、一定の時間幅を有する推定移動距離ブロックごとに前記推定した移動距離の平均値を算出し、各平均値の変化特性から大きく外れた平均値を有する推定移動距離ブロックに対応する移動距離を除外して前記移動距離を推定し直すことを特徴とする移動距離推定方法を提供する。上記第4の観点による移動距離推定方法では、移動距離の平均値が他と大きく異なる推定移動距離ブロックを除外して移動距離を推定し直すので、体内構造物の存在等によるスペックルノイズのブレに起因する推定誤差を低減できる。

【0008】第5の観点では、本発明は、上記第1の観点から第4の観点のいずれかに記載の移動距離推定方法

において、構造物判別用閾値より大きいスペックルノイズを除外して前記探触子の移動距離を推定することを特徴とする移動距離推定方法を提供する。上記第5の観点による移動距離推定方法では、構造物判別用閾値より大きいスペックルノイズを除外して探触子の移動距離を推定するので、体内構造物の存在等によりスペックルノイズが極端に大きくなることに起因する推定誤差を低減できる。

【0009】第6の観点では、本発明は、超音波を被検体内に送信すると共に該被検体内からの超音波エコーを受信する超音波探触子と、前記超音波エコーに基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、前記超音波画像に基づいてスペックルノイズを検出するスペックルノイズ検出手段と、互いに隣接するスキャン面に対応する超音波画像のスペックルノイズの差の積分値に基づいて該超音波探触子の移動距離を推定する移動距離推定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。上記第6の観点による超音波診断装置では、互いに隣接するスキャン面に対応する画像間のスペックルノイズの差の積分値に基づいて、超音波探触子の移動距離を正確に推定することが出来る。また、スペックルノイズ検出手段や移動距離推定手段は比較的簡単な構成で足るので、低コスト化できる。

【0010】第7の観点では、本発明は、上記第6の観点の超音波診断装置において、前記推定した移動距離に基づいて被検体の3次元画像を作成する3次元画像作成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7の観点による超音波診断装置では、臨床上の利用価値が高い3次元画像を、推定した移動距離に基づいて精度よく作成することが出来る。

【0011】

【発明の実施の形態】以下、図に示す実施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。図1は、本発明の一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、超音波を被検体内に送信すると共に該被検体内からの超音波エコーを受信する超音波探触子1と、音線データ $SD(i)$ および超音波画像の画像データ $P(i)$ を生成する超音波画像生成部2と、スペックルノイズ $\sigma(i)$ を検出するスペックルノイズ検出部3と、隣接するスキャン面に対応する超音波画像間のスペックルノイズの差の2乗和すなわち積分値 $D(i)$ を算出する積分部4と、前記積分値 $D(i)$ と前記超音波探触子1の推定移動距離 $E(i)$ との関係を格納する積分値・推定移動距離テーブル5と、その積分値・推定移動距離テーブル5を参照して前記超音波探触子1の推定移動距離 $E(i)$ を出力する移動距離推定部6と、前記超音波探触子1の移動開始を検出したら移動開始検出信号 α を出力すると共に移動終了を検出したら移動終了検出信号 β を出力する移動開始・移動終了検出部

7と、前記音線データSD(i)および前記推定移動距離E(i)に基づいて3次元画像を作成する3次元画像作成部8と、前記超音波画像や前記3次元画像を表示する表示器9とを具備して構成されている。なお、iは、前記超音波探触子1の移動に伴って時々刻々と変わるスキャン面番号(1, 2, 3, ..., N)である。

【0012】図2は、前記積分値・推定移動距離テーブル5の内容を示す例示図である。積分値・推定移動距離テーブル5には、前記積分値D(i)ごとの標準的な推定移動距離E(i)が格納されている。なお、これらの推定移動距離は、標準的な被検体を模した標準ファントムなどをスキャンして予め取得されている。例えば、前記積分値“0”および“1”に対応して推定移動距離0〔mm〕が格納され、前記積分値“2”および“3”に対応して推定移動距離1〔mm〕が格納され、前記積分値“1000”に対応して推定移動距離500〔mm〕が格納されている。

【0013】次に、この超音波診断装置100の動作について説明する。まず、操作者は、図3に示すように、被検体Hに想定した3次元対象領域Rの一端の3次元スキャン開始位置Qsに超音波探触子1を当ててから、矢印で示すように、前記超音波探触子1を前記3次元対象

$$D(i) = \sum_{j=0}^N \{ \sigma(i+1) - \sigma(i) \}^2$$

により、互いに隣接するスキャン面間のスペckルノイズσ(i)の差の2乗和すなわち積分値D(i)を算出する。

【0016】前記移動距離推定部6は、前記積分値・推定移動距離テーブル5から前記積分値D(i)に対応する推定移動距離E(i)を読み出して、移動開始・移動終了検出部7および3次元画像作成部8へ送る。図2の例では、例えば積分値D(i)が“7”の時点では、推定移動距離E(i)として3〔mm〕が送られる。図5は、時間に対する推定移動距離E(i)の変化を例示するグラフである。黒丸は、スキャン面番号ごとの推定移動距離である。実線は、各推定移動距離E(i)の特性線である。

【0017】前記移動開始・移動終了検出部7は、前記推定移動距離E(i)の変化を微分して、推定移動速度Vを算出する。図6は、推定移動速度Vを例示するグラフである。そして、前記推定移動速度Vが移動開始判定閾値V1より大きくなったら移動開始時刻tsと判定して移動開始検出信号αを前記3次元画像作成部8へ送り、前記推定移動速度Vが移動終了判定閾値V2より小さくなったら移動終了時刻teと判定して移動終了検出信号βを前記3次元画像作成部8へ送る。なお、移動開始判定閾値V1と移動終了判定閾値V2とが等しい状態

*領域Rに沿って移動させ、3次元対象領域Rの他端の3次元スキャン終了位置Qeで超音波探触子1を止める。この間、所定の周期(例えば1/7秒~1/160秒)毎に、その時の超音波探触子1の位置に対応するスキャン面がスキャンされ、該スキャン面を構成する多数の音線上の複数のデータが取得されて、超音波画像生成部2で例えばBモード画像が生成される。図4の(a)に、超音波画像の画像データP(i)=P(0), P(1), ...を例示する。Sは、スペckルノイズである。Uは、組織像である。

【0014】前記スペckルノイズ検出部3は、スペckルノイズσ(i)を、 $\sigma(i) = |P(i+1) - P(i)|$ により抽出する。図4の(b)に、スペckルノイズσ(0), σ(1), σ(2), ...を例示する。隣接するスキャン面で変化が無い組織像Uが相殺され、スペckルノイズのみが残る。なお、移動距離を正確に推定する見地からは、超音波画像内で血管などの体内構造物を含まない画素領域に限定してスペckルノイズを抽出することが好ましい。

【0015】前記積分部4は、

を図示したが、両者を異ならせてもよい。

【0018】前記3次元画像作成部8は、移動開始検出信号αを受け付けてから移動終了検出信号βを受け付けるまでの移動期間の前記音線データSD(i)および前記推定移動距離E(i)に基づいて、3次元画像を作成し、表示器9の画面上に表示する。なお、3次元画像の作成原理の詳細は、例えば特開平9-299364号公報に開示されている。

【0019】以上の超音波診断装置100によれば、互いに隣接するスキャン面間のスペckルノイズσ(i)の差の2乗和すなわち積分値D(i)に基づいて、超音波探触子1の推定移動距離Eを正確に算出することが出来る。

【0020】上記超音波診断装置100の構成を次のように変更してもよい。

(1)図7に、実線で示すように、移動開始時刻tsから移動終了時刻teまで超音波探触子1が等速移動するものと仮定して移動距離を推定し直してもよい。黒丸は、先に図1~図5を参照して説明した動作で算出された推定移動距離である。白丸は、推定し直した移動距離である。この場合には、計算量を節減するために超音波画像内でスペckルノイズを抽出する画素領域を小さくすることで、超音波画像ごとのスペckルノイズのバラ

ツキが相対的に大きくなったときでも、推定誤差を低減することができる。

(2) 超音波探触子 1 の移動速度が滑らかに変化すると仮定して移動距離を推定し直してもよい。例えば、図 8 に点線で示す特性線上の推定移動距離 E_1 が推定された場合には、例えば 3 次式で表される移動距離関数に当てはめて、実線で示す特性線上の推定移動距離 E_2 に推定し直す。この場合には、上記 (1) の場合よりも、実際の状況により近い推定移動距離に修正することが可能となり、推定誤差をいっそう低減することが出来る。

(3) 一定の時間幅を有する推定移動距離ブロックごとに超音波探触子 1 の推定移動距離 $E(i)$ の特性線の平均値を算出し、各平均値の変化特性から大きく外れた平均値を有する推定移動距離ブロックに対応する移動距離を除外して推定移動距離 $E(i)$ を修正してもよい。例えば、図 9 に示すように、推定移動距離 $E(i)$ の特性線を時間幅 T_w の推定移動距離ブロック $B_1, B_2, B_3, \dots$ に区切ったときの平均値が 1, 2, 5, ... の場合、推定移動距離ブロック B_6 に対応する平均値 “47” を除外する。そして、図 10 に示すように、推定移動距離ブロック B_6 の前後の推定移動距離ブロック $B_1 \sim B_5$ の平均値および推定移動距離ブロック $B_7 \sim B_{10}$ の平均値から前記推定移動距離ブロック B_6 に対応する部分の推定移動距離 $E(i)$ の特性線を補間演算により算出する。この場合には、体内構造物の存在等によるスペックルノイズのブレに起因する推定誤差を低減できる。

(4) 構造物判別用閾値より大きいスペックルノイズを除外して超音波探触子 1 の移動距離を推定してもよい。この場合には、体内構造物の存在等によりスペックルノイズが極端に大きくなることに起因する推定誤差を低減できる。

【0021】

【発明の効果】本発明の移動距離推定方法および超音波診断装置によれば、画像間のスペックルノイズの差に基づいて探触子の移動距離を推定するので、各画像に対応する被検体断面の位置関係を正確に取得することが出来る。特に、3 次元画像を作成するのに有用である。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の一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】図 1 の超音波診断装置における積分値・推定移動距離テーブルを示す例示図である。

【図 3】3 次元対象領域に超音波探触子を当ててスキャンする状態を示す説明図である。

【図 4】スペックルノイズの積分値を算出する原理を示す説明図である。

【図 5】推定移動距離の特性線を例示するグラフである。

【図 6】推定移動速度を例示するグラフである。

【図 7】超音波探触子が等速移動するものと仮定して推定し直した移動距離の特性線を示すグラフである。

【図 8】超音波探触子の移動速度が滑らかに変化すると仮定して推定し直した移動距離の特性線を示すグラフである。

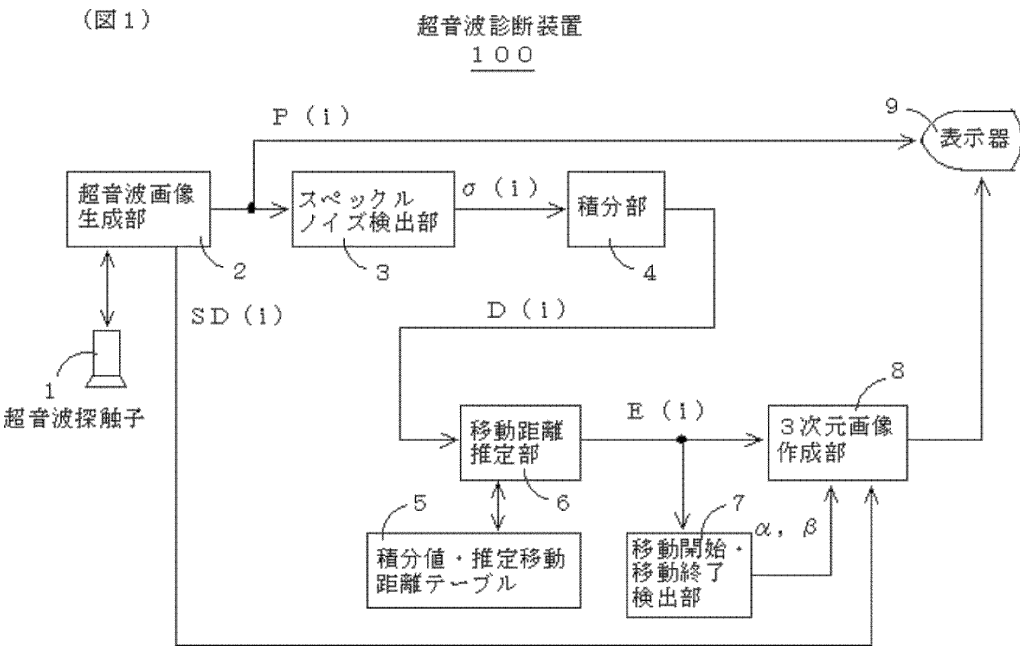
【図 9】推定移動距離ブロックごとの推定移動距離平均値を算出する原理を示す説明図である。

【図 10】補間演算により推定移動距離を修正する原理を示す説明図である。

【符号の説明】

100	超音波診断装置
1	超音波探触子
2	超音波画像生成部
3	スペックルノイズ検出部
4	積分部
5	積分値・推定移動距離テーブル
6	移動距離推定部
7	移動開始・移動終了検出部
8	3 次元画像作成部
9	表示器
$D(i)$	積分値
$E(i)$	推定移動距離
$P(i)$	画像データ
$SD(i)$	音線データ
α	移動開始検出信号
β	移動終了検出信号
$\sigma(i)$	スペックルノイズ

【図1】



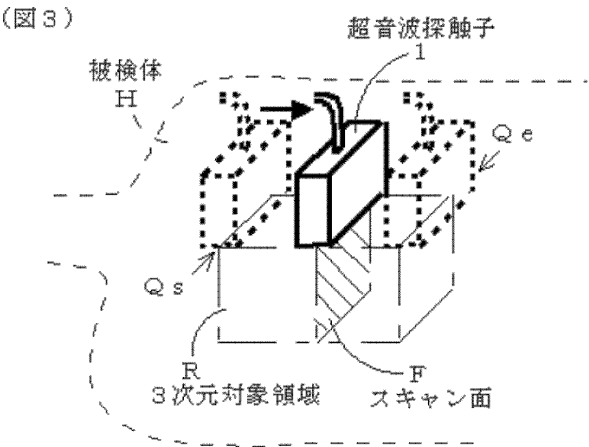
【図2】

(図2) 積分値・推定移動距離テーブル

6

積分値	推定移動距離[mm]
0	0
1	0
2	1
3	1
4	2
5	2
6	3
7	3
⋮	⋮
998	499
999	499
1000	500

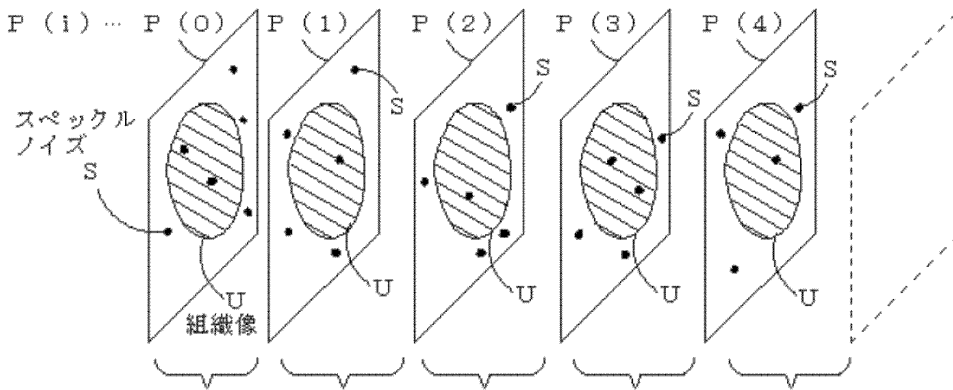
【図3】



【図4】

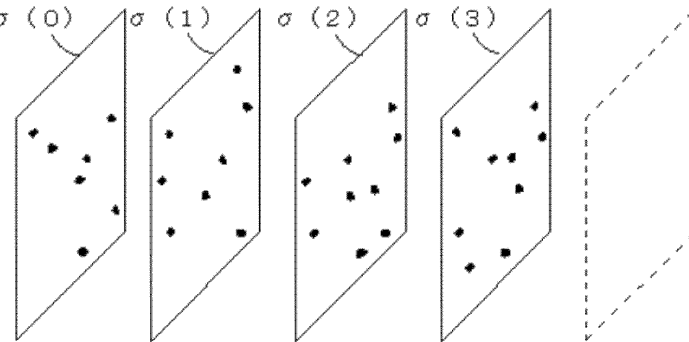
(図4)

(a)



(b)

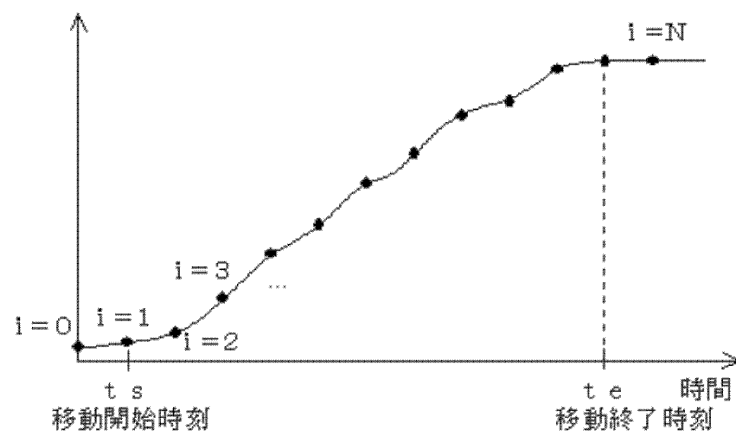
スペックルノイズ

 $\sigma(1) \dots \sigma(0)$ 

【図5】

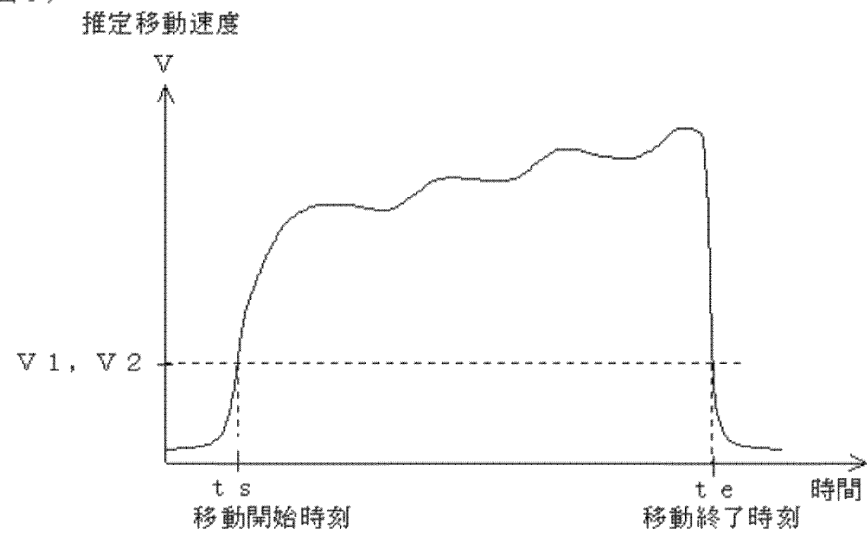
(図5)

推定移動距離

 $E(i)$ 

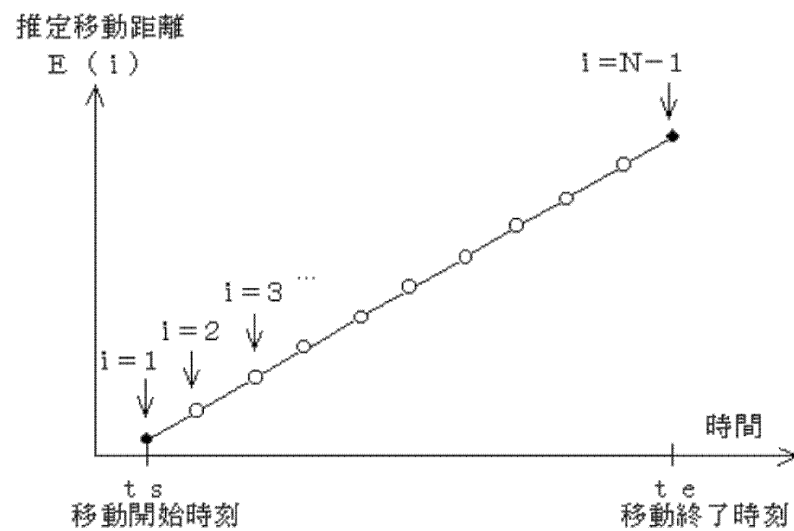
【図6】

(図6)



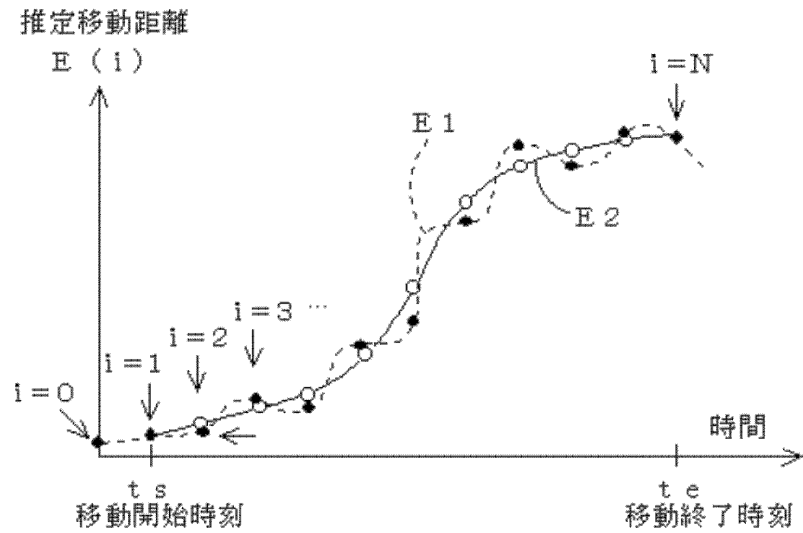
【図7】

(図7)



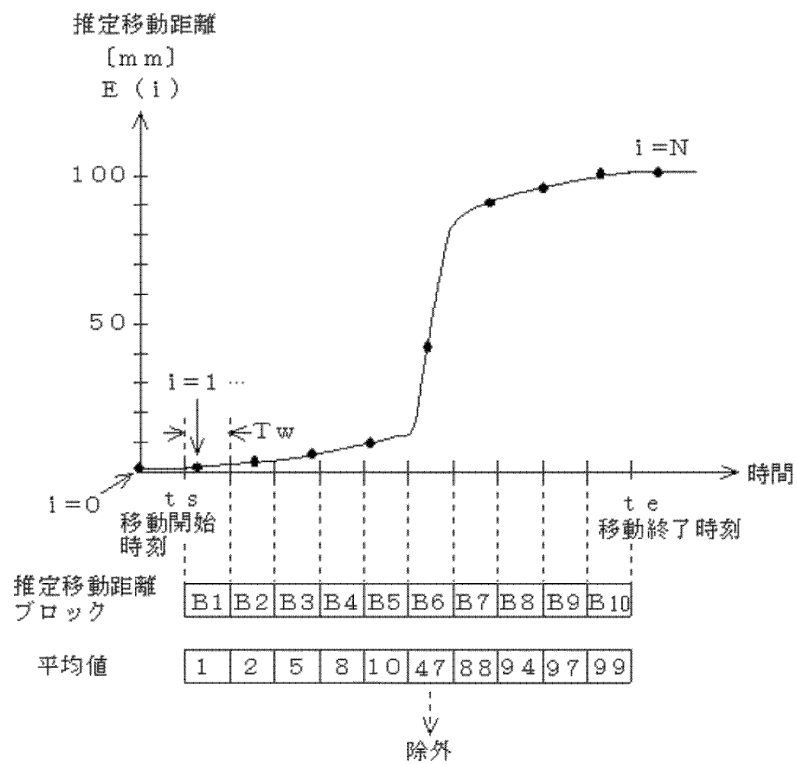
【図8】

(図8)

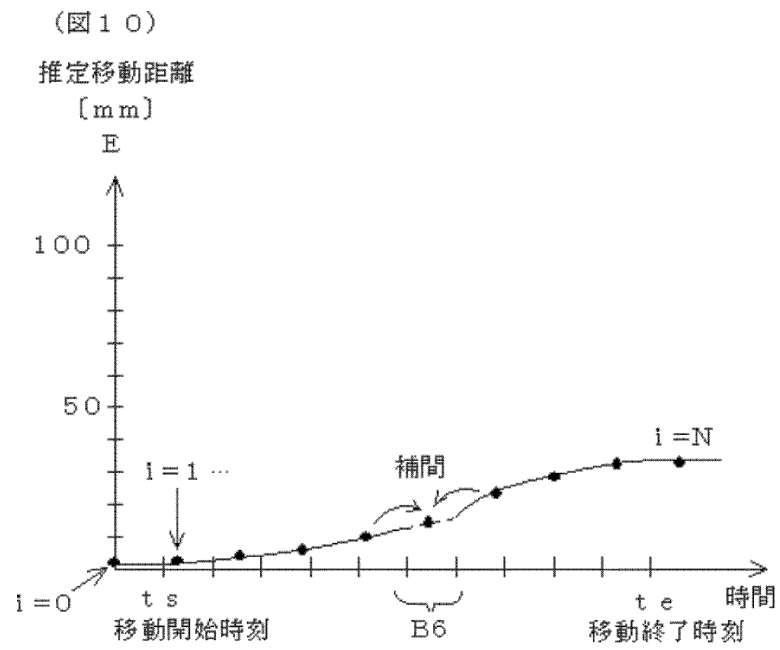


【図9】

(図9)



【図10】



专利名称(译)	移动范围估计方法		
公开(公告)号	JP2001198128A	公开(公告)日	2001-07-24
申请号	JP2000011476	申请日	2000-01-20
[标]申请(专利权)人(译)	通用电器横河医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	ジーイー横河メディカルシステム株式会社		
[标]发明人	松村 滋		
发明人	松村 滋		
IPC分类号	A61B8/14 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/14 G06F15/62.390.D G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB13 4C301/BB28 4C301/BB34 4C301/CC02 4C301/EE10 4C301/EE11 4C301/EE15 4C301/GD02 4C301/JB29 4C301/JB30 4C301/JC20 4C301/KK24 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA13 5B057/CB13 5B057/DA07 5B057/DA16 5B057/DB03 5B057/DC03 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB09 4C601/BB11 4C601/BB12 4C601/BB13 4C601/EE07 4C601/EE09 4C601/EE12 4C601/GA17 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB46 4C601/KK12 4C601/KK28 4C601/LL28 4C601/LL31 4C601/LL32		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：无需复杂的结构并在较短的计算时间内即可估算出探头的准确移动距离。超声波诊断装置（100）具备：超声波探头（1），产生超声波图像的声线数据SD（i）和图像数据P（i），以及斑点的超声波图像生成部（2）。斑点噪声检测单元3检测噪声，积分单元4计算与相邻扫描平面相对应的超声图像之间的斑点噪声之差的平方和，即，积分值D（i）和积分值。存储超声波探头1的D（i）与估算移动距离E（i）之间的关系和超声波探头1的估算移动距离E（i）之间的关系的积分值/估算移动距离表5是用于输出的移动距离估计单元6，用于检测超声波探头1的移动开始和移动结束的移动开始/移动结束检测单元7，声线数据SD（i）和估计的移动距离E（i）提供了用于基于显示器创建三维图像的三维图像创建部分8和显示器9。[效果]可以准确地获取与每个图像相对应的被摄体的横截面的位置关系。这对于创建3D图像特别有用。

