

(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2014-151057

(P2014-151057A)

(43) 公開日 平成26年8月25日(2014.8.25)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/08 (2006.01)F I  
A61B 8/08テーマコード (参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2013-24494 (P2013-24494)  
(22) 出願日 平成25年2月12日 (2013.2.12)(71) 出願人 390029791  
日立アロカメディカル株式会社  
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号  
(74) 代理人 110001210  
特許業務法人Y K I 国際特許事務所  
(72) 発明者 笠原 英司  
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立  
アロカメディカル株式会社内  
Fターム(参考) 4C601 FF04 FF16 GA20 JB41 KK31

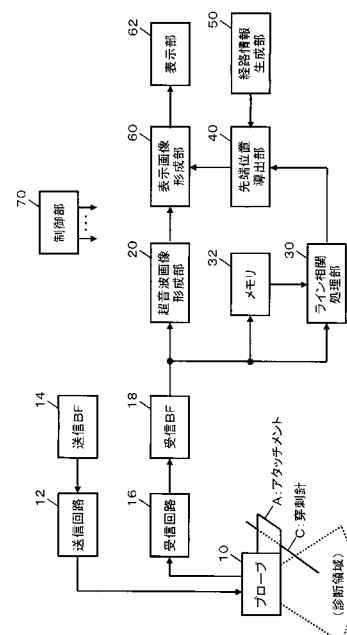
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

## (57) 【要約】

【課題】超音波診断装置により挿入器具の位置を確認する改良技術を提供する。

【解決手段】ライン相関処理部30は、フレームを構成する複数ラインについて、各ラインごとに時間間におけるラインデータの相関値を算出する。先端位置導出部40は、フレームを構成する複数ラインの中から、各ラインの相関値に基づいて、穿刺針Cの先端位置に対応したラインを特定する。また、先端位置導出部40は、特定したラインと超音波画像内に合成される挿入器具の挿入経路ガイドとに基づいて、その挿入経路ガイド上における穿刺針Cの先端の位置を導出する。表示画像形成部60は、超音波画像内における穿刺針Cの位置を示す表示態様と超音波画像とを合成した表示画像を形成する。形成された表示画像は表示部62に表示される。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

挿入器具が挿入される診断領域に超音波を送受するプローブと、  
プローブを制御して超音波ビームを走査することにより、診断領域内において複数ラインからなるフレームを形成し、各ラインごとにラインデータを得る送受信部と、  
フレームを構成する複数ラインから得られるラインデータに基づいて超音波画像を形成する超音波画像形成部と、  
フレームを構成する複数ラインについて、各ラインごとに時相間におけるラインデータの相関値を算出する相関処理部と、  
フレームを構成する複数ラインの中から前記相関値に基づいて挿入器具の位置に対応したラインを特定することにより、超音波画像内における挿入器具の位置を導出する位置導出部と、  
超音波画像内における挿入器具の位置を示す表示態様と当該超音波画像とを合成した表示画像を形成する表示画像形成部と、  
を有する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、  
前記位置導出部は、挿入器具の先端の位置に対応したラインを特定することにより、超音波画像内における挿入器具の先端の位置を導出し、  
前記表示画像形成部は、超音波画像内における挿入器具の先端の位置にその位置を示すマーカを合成した表示画像を形成する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

**【請求項 3】**

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、  
前記位置導出部は、特定したラインと超音波画像内に合成される挿入器具の挿入経路ガイドとに基づいて、当該挿入経路ガイド上における挿入器具の先端の位置を導出し、  
前記表示画像形成部は、超音波画像内の前記挿入経路ガイド上に挿入器具の先端の位置を示すマーカを合成した表示画像を形成する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

**【請求項 4】**

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、  
超音波画像内に合成される挿入経路ガイドを含むように帯状の関心領域が設定され、  
前記相関処理部は、各ラインごとに、前記関心領域内のラインデータから前記相関値を算出する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 5】**

請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、  
前記位置導出部は、前記相関値に基づいて前記複数ラインの中から挿入器具の先端の移動範囲に対応した幾つかのラインを特定し、超音波画像内における挿入器具の先端の移動範囲を導出し、  
前記表示画像形成部は、超音波画像内に合成される挿入経路ガイド上に、挿入器具の先端の移動範囲に応じた長さのマーカを合成した表示画像を形成する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

40

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波診断装置に関し、特に挿入器具の位置を確認する技術に関する。

**【背景技術】****【0002】**

50

穿刺針等の挿入器具により生体内から組織片を採取する際に、超音波診断装置を利用して挿入器具の位置を確認する技術が知られている。

【0003】

例えば、特許文献1には、エコー強度（輝度）のヒストグラムに基づいて、生体組織のエコーと挿入器具のエコーとを識別する閾値を自動設置し、その閾値を利用して挿入器具を特定してその位置を確認する画期的な技術が提案されている（特許文献1の第0022段落～第0023段落等参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

10

【特許文献1】特許第4205957号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上述した背景技術に鑑み、本願の発明者は、超音波診断装置により挿入器具の位置を確認する技術について研究開発を重ねてきた。特に、特許文献1に記載された画期的な技術の改良に注目した。

【0006】

本発明は、その研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、超音波診断装置により挿入器具の位置を確認する改良技術を提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、挿入器具が挿入される診断領域に超音波を送受するプローブと、プローブを制御して超音波ビームを走査することにより、診断領域内において複数ラインからなるフレームを形成し、各ラインごとにラインデータを得る送受信部と、フレームを構成する複数ラインから得られるラインデータに基づいて超音波画像を形成する超音波画像形成部と、フレームを構成する複数ラインについて、各ラインごとに時相間におけるラインデータの相関値を算出する相関処理部と、フレームを構成する複数ラインの中から前記相関値に基づいて挿入器具の位置に対応したラインを特定することにより、超音波画像内における挿入器具の位置を導出する位置導出部と、超音波画像内における挿入器具の位置を示す表示態様と当該超音波画像とを合成した表示画像を形成する表示画像形成部と、を有することを特徴とする。

30

【0008】

上記構成において、挿入器具の位置を示す表示態様は、超音波画像上において挿入器具の位置を直接的に視認できるものが望ましい。例えば、挿入器具の全体像を示す表示態様や、挿入器具の特定部分、例えば先端や特殊な形状部分等を示す表示態様が望ましい。なお、挿入器具の挿入状態を例えば座標値や長さ等により間接的に表示してもよい。

【0009】

上記超音波診断装置によれば、ラインデータの時相間における相関値を利用しているため、挿入器具の移動に伴うラインデータの変化を捉えて挿入器具の位置を確認することができる。これにより、例えばラインデータの強度（大きさ）に基づいて、挿入器具に対応したデータを識別して挿入器具の位置を確認する場合に比べて、ノイズ等による悪影響が低減され、挿入器具の位置を確認する際の精度が高められる。

40

【0010】

望ましい具体例において、前記位置導出部は、挿入器具の先端の位置に対応したラインを特定することにより、超音波画像内における挿入器具の先端の位置を導出し、前記表示画像形成部は、超音波画像内における挿入器具の先端の位置にその位置を示すマーカを合成した表示画像を形成する、ことを特徴とする。

【0011】

望ましい具体例において、前記位置導出部は、特定したラインと超音波画像内に合成さ

50

れる挿入器具の挿入経路ガイドとに基づいて、当該挿入経路ガイド上における挿入器具の先端の位置を導出し、前記表示画像形成部は、超音波画像内の前記挿入経路ガイド上に挿入器具の先端の位置を示すマーカを合成した表示画像を形成する、ことを特徴とする。

【0012】

望ましい具体例において、超音波画像内に合成される挿入経路ガイドを含むように帯状の関心領域が設定され、前記相関処理部は、各ラインごとに、前記関心領域内のラインデータから前記相関値を算出する、ことを特徴とする。

【0013】

望ましい具体例において、前記位置導出部は、前記相関値に基づいて前記複数ラインの中から挿入器具の先端の移動範囲に対応した幾つかのラインを特定し、超音波画像内における挿入器具の先端の移動範囲を導出し、前記表示画像形成部は、超音波画像内に合成される挿入経路ガイド上に、挿入器具の先端の移動範囲に応じた長さのマーカを合成した表示画像を形成する、ことを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0014】

本発明により超音波診断装置により挿入器具の位置を確認する改良技術が提供される。例えば、本発明の好適な態様によれば、ラインデータの時相間における相関値を利用しているため、ノイズ等による悪影響が比較的低減され、挿入器具の位置を確認する際の精度が高められる。

20

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本発明の好適な超音波診断装置の全体構成を示す機能ブロック図である。

【図2】相関値を利用した穿刺針Cの位置の確認を説明するための図である。

【図3】相関値演算に利用される関心領域の具体例を示す図である。

【図4】穿刺針Cの先端の位置を示すマーカTの具体例を示す図である。

【図5】プローブ10とアタッチメントAの変形例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

図1は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示す機能ブロック図である。プローブ10は、超音波を送受する複数の振動素子を備えている。図1の超音波診断装置においては、例えば、コンベックス走査型やセクタ走査型やリニア走査型、二次元画像（断層画像）用や三次元画像用等の各種のプローブ10を診断用途に応じて利用することができる。

30

【0017】

プローブ10には、穿刺針CのアタッチメントAが取り付けられている。アタッチメントAには、穿刺針Cを通す貫通孔または溝が設けられており、アタッチメントAにより穿刺針Cの挿入方向が定められる。挿入器具である穿刺針Cは、例えば生体内の診断領域に挿入され、組織片の採取や組織の治療などに利用される。

【0018】

プローブ10が備える複数の振動素子は、送信回路12から各振動素子に対して出力される送信信号に基づいて、診断領域に対して超音波を送波する。送信回路12は、送信ビームフォーマ（送信BF）14により制御される。

40

【0019】

送信ビームフォーマ14は、送信回路12に複数の送信信号を出力させて複数の振動素子を送信制御することにより、超音波の送信ビームを形成して走査する。

【0020】

また、プローブ10が備える複数の振動素子は、診断領域から超音波を受波して受信信号を出力する。複数の振動素子において得られた複数の受信信号は受信回路16に出力され、受信回路16において各受信信号ごとに直交検波等の処理が施されて、受信ビームフォーマ（受信BF）18に送られる。

50

## 【 0 0 2 1 】

受信ビームフォーマ 1 8 は、複数の振動素子から受信回路 1 6 を介して得られる複数の受信信号を整相加算処理するなどして受信ビームを形成し、受信ビームに沿ってラインデータを得る。

## 【 0 0 2 2 】

送信ビームフォーマ 1 4 と受信ビームフォーマ 1 8 は、超音波ビーム（送信ビームとそれに対応した受信ビーム）を走査することにより、診断領域内において複数ラインからなるフレームを形成する。こうして、受信ビームフォーマ 1 8 において、各ラインごとにラインデータが形成され、フレームを構成する複数ラインから得られるラインデータが、受信ビームフォーマ 1 8 から、各ラインごとに次々に出力される。

10

## 【 0 0 2 3 】

超音波画像形成部 2 0 は、受信ビームフォーマ 1 8 から次々に得られるラインデータに基づいて超音波画像の画像データを形成する。超音波画像形成部 2 0 は、フレームを構成する複数ラインから得られるラインデータに基づいて、診断領域に関する超音波画像の画像データとして、例えば B モード画像（断層画像）の画像データを形成する。なお、超音波画像形成部 2 0 は、3 次元画像やドプラ画像などの超音波画像の画像データを形成してもよい。

## 【 0 0 2 4 】

受信ビームフォーマ 1 8 において得られたラインデータは、ライン相関処理部 3 0 とメモリ 3 2 にも出力される。受信ビームフォーマ 1 8 は、複数フレーム（複数時相）に亘って、次々にラインデータを出力する。メモリ 3 2 には、受信ビームフォーマ 1 8 から次々に出力されるラインデータが記憶される。

20

## 【 0 0 2 5 】

ライン相関処理部 3 0 は、フレームを構成する複数ラインについて、各ラインごとに時相間におけるラインデータの相関値を算出する。ライン相関処理部 3 0 は、例えば、各ラインについて、現時刻のフレーム（現在のフレーム番号）におけるそのラインのラインデータと、1 時刻前のフレーム（1 つ前のフレーム番号）におけるそのラインのラインデータとに基づいて、例えば次式により相関値を算出する。

## 【 0 0 2 6 】

## 【 数 1 】

30

$$\text{相関値} = \sum_s (data[f][l][s] - data[f-1][l][s])$$

$$data[f][l][s] = \text{ラインデータ(フレーム番号} f, \text{ライン番号} l, \text{サンプル番号} s)$$

## 【 0 0 2 7 】

ライン相関処理部 3 0 は、受信ビームフォーマ 1 8 から出力される各時刻のフレームを構成する複数ラインのラインデータと、メモリ 3 2 に記憶された 1 つ前の時刻のフレームを構成する複数ラインのラインデータとに基づいて、数 1 式により各ラインごとに相関値を算出する。

## 【 0 0 2 8 】

40

先端位置導出部 4 0 は、各時刻ごとに、その時刻のフレームを構成する複数ラインの中から、各ラインの相関値に基づいて、穿刺針 C の先端位置に対応したラインを特定する。また、先端位置導出部 4 0 は、特定したラインと超音波画像内に合成される挿入器具の挿入経路ガイドとに基づいて、その挿入経路ガイド上における穿刺針 C の先端の位置を導出する。

## 【 0 0 2 9 】

挿入経路ガイドは、経路情報生成部 5 0 によって生成される。穿刺針 C は、アタッチメント A により挿入方向が定められている。経路情報生成部 5 0 は、アタッチメント A の形状や構造等の情報から決定される穿刺針 C の挿入方向に基づいて、診断領域内における穿刺針 C の挿入経路を導出し、超音波画像内においてその挿入経路を示す挿入経路ガイドを

50

生成する。

【0030】

表示画像形成部60は、超音波画像内における穿刺針Cの位置を示す表示態様と超音波画像とを合成した表示画像を形成する。形成された表示画像は表示部62に表示される。なお、図1の超音波診断装置内の各部は、制御部70により集中的に制御される。

【0031】

次に、図1の超音波診断装置による穿刺針Cの位置の確認について詳述する。なお、図1に示した構成(部分)については、以下の説明において図1の符号を利用する。

【0032】

図2は、相関値を利用した穿刺針Cの位置の確認を説明するための図である。図2には時刻1から時刻3までの各時刻における表示画像64が図示されている。また、図2<A>は、各時刻における相関値の具体例を示している。なお、図2<B>は、相関値に代えてエコー値を利用した場合の比較例を示している。

10

【0033】

図2<A>は、横軸をラインの位置として縦軸に各ラインから得られる相関値を示している。穿刺針Cから得られるエコーデータ(ラインデータを構成するサンプルデータ)は生体内組織のエコーデータに比べて、大きな値(大きな輝度)となる。特に、穿刺針Cの先端においてエコーデータが比較的大きな値となる。そのため、穿刺針Cが生体内に徐々に挿入されると、穿刺針Cの先端が通過する前後において、その通過位置におけるエコーデータが比較的大きく変化し、その変化が相関値に反映される。

20

【0034】

例えば、図2<A>に示すように、穿刺針Cの先端が通過した(交差した)ラインにおいて、相関値が極大(ピーク)となる。そこで、先端位置導出部40は、相関値が極大となるラインPの位置を穿刺針Cの先端であると判定する。

【0035】

また、穿刺針Cは挿入経路ガイドGに沿って挿入されるため、先端位置導出部40は、相関値が極大となるラインPの位置と挿入経路ガイドGとに基づいて、挿入経路ガイドG上における穿刺針Cの先端の位置を導出する。例えば、ラインPと挿入経路ガイドGの交点が、穿刺針Cの先端の位置とされる。先端位置導出部40は、時刻1から時刻3と、図示しないその他の各時刻において、挿入経路ガイドG上における穿刺針Cの先端の位置を導出する。

30

【0036】

表示画像形成部60は、超音波画像内における穿刺針Cの位置を示す表示態様と超音波画像とを合成した表示画像を形成する。表示画像形成部60は、例えば、Bモード画像22内に、挿入経路ガイドGを合成し、さらに、その挿入経路ガイドG上に穿刺針Cの挿入状態を示すマーカMを合成した表示画像64を形成する。マーカMは、例えば、穿刺針Cが挿入されるBモード画像22の端から、穿刺針Cの先端までを明示した、表示態様とされる。つまり、穿刺針Cの診断領域に挿入された部分の全体像がマーカMである。

【0037】

これにより、図2に示すように、時刻1から時刻3へ進むにつれて、マーカMが生体内深くに伸長され、ユーザ(検査者)は、マーカMを見ることにより、生体内に徐々に挿入される穿刺針Cの挿入状態を確認することができる。

40

【0038】

図2<B>は、横軸をラインの位置として縦軸に各ラインから得られるエコー値、例えば各ラインのエコー値の平均値を示している。穿刺針Cから得られるエコーデータは、生体内組織のエコーデータに比べて、大きな値(大きな輝度)となる。そのため、穿刺針Cが生体内に徐々に挿入されると、穿刺針Cを含むラインにおいて、エコー値が比較的大きくなる。

【0039】

ところが、生体内の組織からも比較的高いエコー値が得られる場合や、ノイズ等の影響

50

によりエコー値が大きくなる場合もある。そのため、穿刺針 C を含んでいない範囲 R のラインにおいても、大きなエコー値が得られる場合がある。したがって、エコー値の大きさにより穿刺針 C を含むラインを特定しようとする、範囲 R において比較的大きなエコー値となるラインを誤って検出してしまう可能性がある。

【0040】

これに対し、相関値を利用した図 2 < A > では、穿刺針 C が挿入されていない範囲 R においては相関値が低いままであるため、範囲 R におけるラインを誤って検出してしまう可能性が極めて低くなり、エコー値を利用した図 2 < B > に比べて、極めて高い精度で穿刺針 C の先端を確認することが可能になる。なお、相関値を利用したラインの特定は、例えば、エコーデータに対するゲイン設定とコントラスト設定による影響や、超音波ビームの角度などによる影響を、殆ど受けることが無いという利点もある。

10

【0041】

また、相関値を利用する場合には、ライン上の全てのラインデータ（全てのサンプル）を利用して相関値を算出してもよいが、穿刺針 C が挿入される領域に関心領域を設定し、その関心領域内のラインデータのみを利用して相関値を算出することにより、穿刺針 C の移動に伴うラインデータの変化をさらに高い精度で捉えることが可能になる。

【0042】

図 3 は、相関値演算に利用される関心領域の具体例を示す図である。図 3 には、B モード画像 22 内に挿入経路ガイド G を合成した表示画像 64 が示されている。相関値演算に利用される関心領域（ROI）は、例えば挿入経路ガイド G を含む帯状の領域とされる。例えば、挿入経路ガイド G を中心として挿入経路ガイド G に平行な破線で示す境界線により関心領域（ROI）が設定される。

20

【0043】

ライン相関処理部 30 は、図 3 に示す走査方向に超音波ビームが走査されることにより次々に形成される複数のライン L について、各ライン L ごとに、関心領域（ROI）内のラインデータのみを対象として相関値を算出する。これにより、例えば、図 2 < A > と同様な演算結果が得られる。

【0044】

関心領域（ROI）内のラインデータのみ、つまり穿刺針 C が通る挿入経路ガイド G の近傍におけるラインデータのみを利用することにより、ライン上の全ラインデータを利用する場合に比べて、穿刺針 C の移動に伴うラインデータの変化をさらに高い精度で捉えることが可能になり、穿刺針 C の先端の確認の際の精度がさらに高められる。

30

【0045】

図 4 は、穿刺針 C の先端の位置を示すマーカ T の具体例を示す図である。図 4 には、B モード画像 22 内に挿入経路ガイド G を合成した表示画像 64 が示されている。図 4 < A > は、穿刺針 C の挿入速度が比較的小さい（遅い）場合の具体例であり、図 4 < B > は、穿刺針 C の挿入速度が比較的大きい（速い）場合の具体例である。

【0046】

先端位置導出部 40 は、相関値が極大となるライン P の位置を穿刺針 C の先端であると判定する。ところが、穿刺針 C の挿入速度が比較的速い場合には、例えば、図 4 < B > に示すように、幾つかのラインに亘って相関値が比較的大きくなる。そこで、先端位置導出部 40 は、全ラインの中から穿刺針 C の先端の移動範囲に対応した幾つかのラインを特定し、B モード画像 22 内における穿刺針 C の先端の移動範囲を導出する。

40

【0047】

先端位置導出部 40 は、例えば閾値  $T_h$  を設定して、相関値が閾値  $T_h$  以上となるラインの範囲を穿刺針 C の先端の移動範囲とする。これにより、図 4 < A > の速度が小さい場合に比べて、図 4 < B > の速度が高い大きい場合に移動範囲が広がる。なお、図 4 < B > に示すように、相関値が複数のライン P1, P2 において極大となる場合には、複数のライン P1, P2 の間の距離を移動範囲としてもよい。

【0048】

50

そして、表示画像形成部 60 は、例えば、B モード画像 22 内に、挿入経路ガイド G を合成し、さらに、その挿入経路ガイド G 上における穿刺針 C の先端の位置に、先端の位置を示すマーカ T を合成した表示画像 64 を形成する。表示画像形成部 60 は、穿刺針 C の先端の移動範囲に応じた長さのマーカ T を合成する。これにより、図 4 < A > の速度が小さい場合に比べて、図 4 < B > の速度が大きい場合において、マーカ T が長くなる。

【0049】

ユーザ（検査者）は、マーカ T の位置から穿刺針 C の先端の位置を視認しつつ、マーカ T の長さから穿刺針 C の挿入速度を確認することができる。なお、穿刺針 C の先端を示すマーカ T に加えて、穿刺針 C の全体像を示すマーカ M が表示されてもよい。

【0050】

図 5 は、プローブ 10 とアタッチメント A の変形例を示す図である。図 5 に示すプローブ 10 は、図示された正面側において、左右が非対称の形状となっており、プローブ 10 内に設けられる複数の振動素子も左右非対称に配列される。これにより、左右非対称な診断領域が形成され、穿刺針 C のアタッチメント A の方向に診断領域が広げられる。

【0051】

また、診断領域がアタッチメント A の方向に広げられるため、B モード画像 22 もアタッチメント A の近傍まで広げられる。そのため、B モード画像 22 内に、挿入経路ガイド G を合成し、さらに、その挿入経路ガイド G 上に穿刺針 C の挿入状態を示すマーカ M を合成した表示画像 64 により、アタッチメント A の近傍から穿刺針 C の挿入状態を確認することができる。

【0052】

なお、図 5 に示す表示画像 64 を形成する際にも、図 2 と図 3 を利用して説明した処理により、穿刺針 C の挿入状態が確認される。また、図 4 に示した穿刺針 C の先端を示すマーカ T が、図 5 に示す表示画像 64 に合成されてもよい。

【0053】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

【符号の説明】

【0054】

10 プローブ、12 送信回路、14 送信ビームフォーマ、16 受信回路、18 受信ビームフォーマ、20 超音波画像形成部、30 ライン相関処理部、32 メモリ、40 先端位置導出部、50 経路情報生成部、60 表示画像形成部、62 表示部、70 制御部。

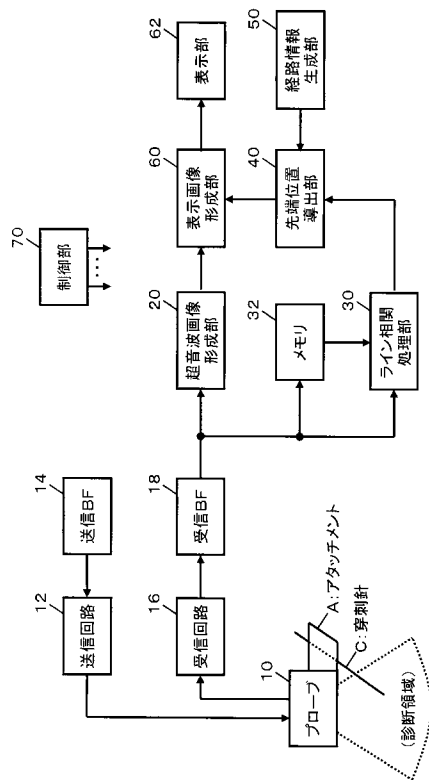
10

20

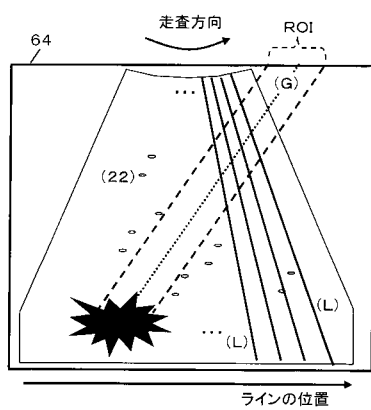
30



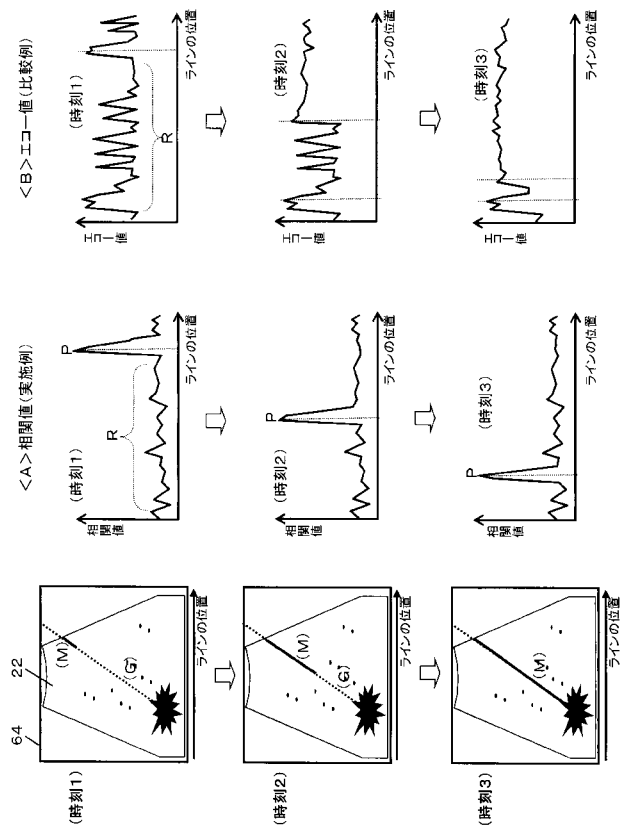
【 図 1 】



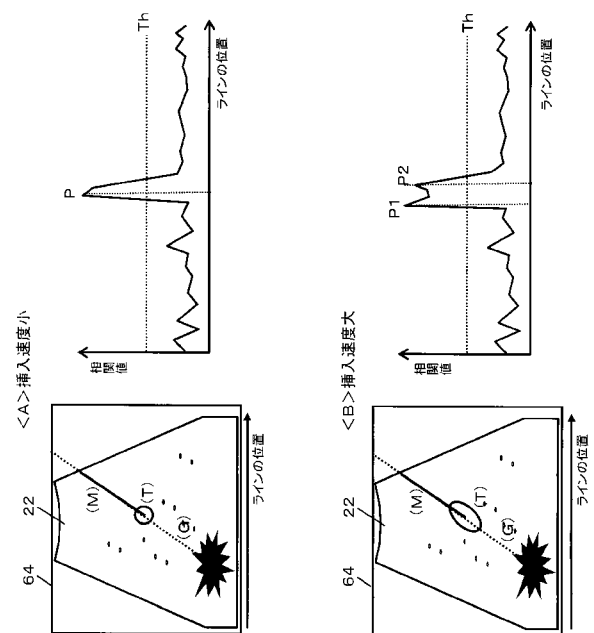
【 図 3 】



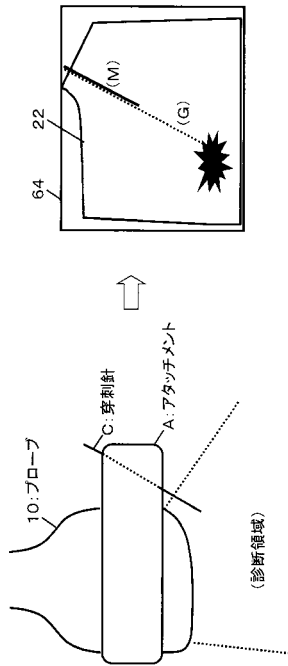
【 図 2 】



【 図 4 】



【図 5】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2014151057A</a>	公开(公告)日	2014-08-25
申请号	JP2013024494	申请日	2013-02-12
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	笠原英司		
发明人	笠原 英司		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/FF04 4C601/FF16 4C601/GA20 4C601/JB41 4C601/KK31		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

解决的问题：为了提供一种通过超声波诊断设备定位插入器械的位置的改进技术。解决方案：关于构成框架的多条线，线相关处理部分30计算线数据的相关值。在每条线的时间阶段之间。尖端位置引出部40基于构成框架的多条线中的每条线的相关值，识别与穿刺针C的尖端位置相对应的线。另外，顶端位置引出部40根据所识别的线和构成超声波检查仪的插入器具的插入路径引导件，导出穿刺针C的顶端在插入路径引导件上的位置。显示图像形成部60形成显示图像，在该显示图像中，构成表示穿刺针C在超声波图像及超声波图像中的位置的显示形式。合成的显示图像显示在显示器62上。

