

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対し、超音波を送信し、前記被検体の異常部位に対する前記超音波の反射波を受信する超音波探触子と、

前記超音波探触子の位置および方向情報を認識する位置・角度認識手段と、

前記超音波探触子によって受信された反射波と、前記位置・角度検出手段により導き出された前記超音波探触子の位置情報と、からアーチファクト現象を検出するアーチファクト現象検出手段と、

前記アーチファクト現象検出手段から検出されたアーチファクト現象に基づいて前記異常部位の硬さを算出する異常部位硬さ算出手段と、

前記異常部位検出手段により特定された硬さを表示する表示手段と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、アーチファクト現象を利用して異常部位の硬さを特定する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波を硬い物質に対して送出した場合の反射信号を利用して、肝臓や腎臓等の臓器の異常部位を特定する超音波診断装置が開発されている。この超音波診断の際、超音波の多重反射や屈折により、実際には存在しない虚像が表示されるアーチファクト現象が存在する。このアーチファクト現象は、超音波を利用した病状等の診断の妨げになる。そこで、アーチファクト現象を類別し、超音波画像から取り除く処理等が発明されている（例えば、特許文献1参照）。また、アーチファクト現象が起こりにくい超音波プローブの形状として、被検体の表面と平行になりにくくする形状、または位置・角度から被検体内部を測定する方法がとられる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2004-89362号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、特許文献1のように超音波画像からアーチファクト現象を取り除く技術が研究されているが、アーチファクト現象を利用して異常部位の硬さを特定する技術は未だ実用性のあるものが開発されていない。

【0005】

そこで、本発明では、正常部位と音響インピーダンスの差が一定以上ある異常部位で発生するアーチファクト現象を利用してその異常部位と正常部位とのインピーダンス差を特定することにより、小さな異常部位の硬さについても検出することができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0006】

異常部位とは、正常部位と一定以上の音響インピーダンス差があればよく、硬化した異常部位、または軟化した異常部位がある。また軟化の一例として、液体化も含む。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、

被検体に対し、超音波を送信し、前記被検体の異常部位に対する前記超音波の反射波を受信する超音波探触子と、

10

20

30

40

50

前記超音波探触子の位置および方向情報を認識する位置・角度認識手段と、
 前記超音波探触子によって受信された反射波と、前記位置・角度検出手段により導き出された前記超音波探触子の位置情報と、からアーチファクト現象を検出するアーチファクト現象検出手段と、
 前記アーチファクト現象検出手段から検出されたアーチファクト現象に基づいて前記異常部位の音響インピーダンスを算出する異常部位検出手段と、
 前記異常部位検出手段により特定された位置を表示する表示手段と、
 を備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0008】

10

本発明の超音波診断装置によれば、より体の深い部分の異常部位、または体積の小さな異常部位の硬さについても検出することができるようになる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【図2】実施形態に係る送受信部2の構成を示すブロック図。

【図3】実施形態に係る超音波プローブ3の形状の一例を示す図。

【図4】実施形態に係る振動素子の配列例を示す図。

【図5】実施形態に係る超音波の多重反射の概念を示す図。

【図6】実施形態に係る超音波多重反射断層像を示す図。

20

【図7】実施形態に係る超音波の多重反射によるコメットライクエコーの概念を示す図。

【図8】実施形態に係る超音波の多重反射によるコメットライクエコーの断層像を示す図。

【図9】実施形態に係る超音波屈折が起こりえる状態を示す図。

【図10】実施形態に係る超音波屈折による虚像が生じる概念を示す図。

【図11】実施形態の動作を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、本発明の実施態様について図面を参照しながら説明する。

【0011】

30

図1は、本発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【0012】

図1に示すように、本実施形態の超音波診断装置は、システム制御部10と、送受信部2と、超音波プローブ3と、画像データ生成部4と、異常部位測定部5と、位置・角度解析部6と、画像表示部7と、パラメータ設定部8等から構成される。

【0013】

システム制御部10は、システム制御線11を介して上記送受信部2と超音波プローブ3と、画像データ生成部4と、異常部位測定部5と、位置・角度解析部6と、画像表示部7と、パラメータ設定部8の動作の同期をとる等の制御を行う。

【0014】

40

送受信部2は、送信部21と受信部22から構成される。図2は、送受信部2の構成を示すブロック図である。図2に示すように、送受信部2の送信部21はレートパルス発生器211と、送信遅延回路212と、駆動回路213とから構成される。また、受信部22はN×チャンネルから構成されるA/D変換器221と、受信遅延回路222と、加算器223等から構成される。

【0015】

送信部21のレートパルス発生器211は、送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを生成して送信遅延回路212に供給する。送信遅延回路212は、N×チャンネルの独立な遅延回路から構成されている。送信遅延回路212は、送信超音波を所定の深さに収束するための遅延時間と、所定の方向に送信するための遅延時間と、所定の方向

50

に送信するための遅延時間とをレートパルスに与え、このレートパルスを駆動回路 2 1 3 に供給する。駆動回路 2 1 3 は、 $N \times$ チャンネルの独立な駆動回路を有しており、超音波プローブ 3 に内蔵された $N \times$ 個の振動素子 3 1 1 を駆動して被検体の体内に送信超音波を放射する。

【0016】

一方、振動素子 3 1 1 から供給された $N \times$ チャンネルの受信信号は、受信部 2 2 の A/D 変換器 2 1 1 にてデジタル信号に変換され、受信遅延回路 2 2 2 に送られる。

【0017】

受信遅延回路 2 2 2 は、所定の深さからの受信超音波を収束するための遅延時間と、所定方向に対して受信指向性を設定するための遅延時間とを A/D 変換器 2 1 1 から出力される $N \times$ チャンネルの受信信号の各々に与える。加算器 2 2 3 は、受信遅延回路 2 2 2 から出力される $N \times$ チャンネルの受信信号を加算合成する。即ち、受信遅延回路 2 2 2 と加算器 2 2 3 により、所定方向から得られた受信信号は整合加算される。なお、受信遅延回路 2 2 2 および加算器 2 2 3 は、その遅延時間の制御によって複数方向からの受信超音波を同時に受信する並列同時受信を行うことも可能である。

10

【0018】

超音波プローブ 3 は、探触子 3 1 と $N \times$ 個の振動素子 3 1 1 を内蔵している。図 3 は、この超音波プローブ 3 の形状の一例を示す図である。図 3 に示すように、超音波プローブ 3 には探触子 3 1 が設けられ、その探触子 3 1 の被検体に接する側には $N \times$ 個の振動素子 3 1 1 が設けられている。

20

【0019】

探触子 3 1 は、例えばアーチファクト現象を発生しやすくするために、凹面半球形状を有している。凹面半球形状とすることによって、アーチファクト現象が起こりやすいように、被検体の表面部分に平行な面をできるだけ多く作成することができる。

【0020】

なお、超音波プローブ 3 の探触子 3 1 の形状は、この凹面半球形状に限られるものではなく、アーチファクト現象が起こりやすい形状であれば非半球形の形状でもよい。

【0021】

図 4 は、探触子 3 1 を構成する $N \times$ 個の振動素子 3 1 1 の配列例を示す図である。図 4 (a) ~ (d) に示すように、探触子 3 1 は 1 列 ~ 複数列の振動素子 3 1 1 の列から構成される。図 4 (a) では、 $N \times$ 個の振動素子 3 1 1 を一列に配列して構成している。図 4 (b) では、 $N \times$ 個の振動素子 3 1 1 を二列に配列して構成している。図 4 (c) では、二列の振動素子 3 1 1 を中間点でクロスして構成している。図 4 (d) では、三列の振動素子 3 1 1 の内、中間に 1 列の振動素子 3 1 1 を配置し、上下の振動素子 3 1 1 の列を中間点でクロスして構成している。これらいずれの構成を採用しても良い。

30

【0022】

図 1 に戻り、上記超音波プローブ 3 には、3次元の位置情報を検出する位置角度検出部 3 2 が取り付けられている。位置角度検出部 3 2 は、例えば高周波磁場を放射する磁場ソースを有し、一方、超音波探触子 3 1 には磁場センサを備えて構成されている。超音波プローブ 3 は、磁場ソースを基準として超音波探触子 3 1 から得られた被検体の異常部位からの位置・角度情報を位置角度解析部 6 へ送付する。探触子 3 1 からの位置・角度情報の変化に伴う超音波画像からアーチファクト現象の種類を特定する。

40

【0023】

画像データ生成部 4 は、受信部 2 2 から出力される整合加算後の受信信号に対し所定の画像処理を行って画像データを作成する受信信号処理部 4 1 と、この作成した画像データを超音波の送受信方向に対応させて順次保存するデータ記憶部 4 2 を備えている。この画像データは、主に B (Brightness) モード超音波診断画像を用いる。

【0024】

位置角度解析部 6 は、位置角度情報処理部 6 1 と、位置角度データ記憶部 6 2 を有する。位置角度情報処理部 6 1 は、位置角度検出部 3 2 が検出した位置・角度情報を位置角度

50

データ記憶部 6 2 に記憶するために、位置と角度情報に分けて記憶する。位置角度データ記憶部 6 2 には、この位置・角度情報が順次記憶される。ここでは、これら位置角度検出部 3 2 および位置角度解析部 6 を含む角度認識機能を角度認識手段と表現するものである。

【 0 0 2 5 】

異常部位測定部 5 は、アーチファクト現象検出部 5 1 と、実像部位推定部 5 2 と、音響インピーダンス差推定部 5 3 と、実像部位硬さ推定部 5 4 を備えている。

【 0 0 2 6 】

アーチファクト現象検出部 5 1 は、データ記憶部 4 2 に記憶された画像データと位置角度データ記憶部 6 2 に記憶された位置・角度情報とから、アーチファクト現象の種類を特定し検出する。アーチファクト現象の種類としては、超音波振動によるものとして多重反射、サイドローブ、グレーティングローブ、鏡面現象、レンズ効果、スライス幅の厚みなどがある。また、屈折等によるものがある。

10

【 0 0 2 7 】

図 5 は、多重反射の概念を示す図である。探触子 3 1 から発せられた超音波は、異常部位にて複数回反射する。図 6 は、図 5 に示す超音波の多重反射が発生した場合の断層像を示す図である。多重反射により実像を表す反射以外に、複数の虚像が等間隔で映像として表示される。

【 0 0 2 8 】

図 7 は、超音波の多重反射によるコメットライクエコーの概念を示す図である。探触子 3 1 から発せられた超音波が異常部位表面と異常部位内部で複数回反射する。図 8 は、図 7 に示す超音波の多重反射によるコメットライクエコーの断層像を示す図である。正常組織内に音響インピーダンス差が大きい小さな異常部位が存在する場合に発生しやすい。他にコメットサインと呼ばれることもある。

20

【 0 0 2 9 】

図 9 は、屈折が起こりやすい状態を示す図である。筋肉と脂肪層のように音響インピーダンス差が存在する場合に屈折しやすいため起こりやすいといえる。図 1 0 は、屈折による虚像が生じる概念を示す図である。超音波が屈折することにより、実像部位とは異なった点に虚像を生じさせている。

【 0 0 3 0 】

例えば、映像データとして図 8 に示すようなコメットライクエコーが検出されれば、多重反射によるアーチファクト現象が発生していると特定する。

30

【 0 0 3 1 】

なお、コメットライクエコーのように類別しやすいアーチファクト現象でない場合は、被検体に対する超音波プローブ 3 の角度を変え、検出されるアーチファクト現象の変化を画像データで取得し、アーチファクト現象の類別を行うようにしても良い。または、被検体に対する超音波プローブ 3 の圧迫強度を変化させ、検出されるアーチファクト現象の変化を画像データで取得し、アーチファクト現象の類別を行うようにしても良い。このアーチファクト現象の類別判別としては、主に過去のアーチファクト現象のデータと正常組織の画像データとをパターンマッチング（類別比較）させることにより行う。

40

【 0 0 3 2 】

図 1 に戻り、実像部位推定部 5 2 は、超音波プローブ 3 の位置の変化に対するアーチファクト現象検出部 5 1 によるアーチファクト現象の映像データ変化量から、アーチファクト現象の原因となる異常部位の位置を推定する。その推定方法としては、過去の同様のアーチファクト現象のデータと正常組織の画像データとをパターンマッチングさせることにより行う。

【 0 0 3 3 】

その後、実像部位推定部 5 2 は推定される異常部位の位置の超音波断層画像を画像表示部 7 に表示させる。超音波断層画像とは、図 6、図 8、図 1 0 に示すような超音波を用いて生体内の臓器などの状態を把握し、それを二次元の映像にして形態学的な診断に利用

50

する方法である。

【0034】

以下、アーチファクト現象から異常部位の位置を推定するパターンマッチングの8種類の動作を説明する。

【0035】

(1) 超音波断層画像から検出されるアーチファクト現象が等間隔で映った複数のエコーである場合は、最もエコー強度が強い。つまり、輝度が明るい部分に異常部位が存在すると推定する。具体的には、図6に示すような場合である。

【0036】

(2) 超音波断層画像から検出されるアーチファクト現象が放物線形状またはコメットライクエコーの場合は、等間隔で映った複数のエコーの中から最もエコー強度が強い。つまり、輝度が明るい部分に異常部位が存在すると推定する。具体的には、図8に示すような場合である。

10

【0037】

(3) 超音波断層画像から検出されるアーチファクト現象が放物線形状またはコメットライクエコー形状であり、超音波端子の移動によりコメットライクエコーの形状が変化する場合は、コメットライクエコーの縞模様の向きが変化する点に異常部位が存在すると推定する。このコメットライクエコーの検出には、リニア電子スキャンやセクタ電子スキャン、コンベックス電子スキャンにより検出された場合も同様である。

【0038】

(4) 超音波断層画像から検出されるアーチファクト現象が後方エコー増強現象である場合は、輝度が強いエコー画像に囲まれた輝度が弱い部分が周りの硬い部位に比べて軟化した部位であると推定する。

20

【0039】

(5) 超音波断層画像から検出されるアーチファクト現象が後方エコー減弱現象である場合は、輝度が弱いエコー画像に囲まれた輝度が強い部分が異常部位であると推定する。

【0040】

(6) 超音波断層画像から検出されるアーチファクト現象が2つ以上の形状が相似したエコーと相似したエコーの間に異なった形状のエコーが存在する場合、それらのエコー群に超音波プローブ3を近づけた場合に残るエコー部分が異常部位であると推定する。

30

【0041】

(7) 超音波断層画像から検出されるアーチファクト現象が2つ以上の形状が相似したエコーである場合で、超音波プローブ3の移動により消失しないエコー部が異常部位であると推定する。

【0042】

(8) 音響インピーダンス差推定部53は、超音波プローブ3の被検体に対する位置や角度の変化によるアーチファクト現象検出部51によるアーチファクト現象の変化から、異常部位と周囲組織との音響インピーダンス差を推定する。

【0043】

例えば、異常部位と周囲組織との音響インピーダンスの差の推定は、推定される異常部位のエコー強度と正常組織のエコー強度との差を利用することにより行う。または、あらかじめ設定された対象測定深度と超音波プローブ3間との距離の変化により生じる受信信号の時間的変化を平滑化するために、受信機内部の利得を時間によって変化させるSTC (Sensitivity Time Control) 処理を行った異常部位のエコー強度と正常組織のエコー強度との差を利用することにより行う。または、検査対象物の表面からの深度に応じて増幅率を調整するTGC (Time Gain Compensation) 処理を行った異常部位のエコー強度と正常組織のエコー強度との差を利用することにより行うこともできる。

40

【0044】

これらの異常部位のエコー強度と正常組織のエコー強度の差と、異常部位と正常部位の

50

音響インピーダンス差には正の相関関係があり、過去データ等から事前に算出した関係式に従って異常部位と正常部位の音響インピーダンス差を導き出すことができる。

【0045】

図1の実像部位硬さ推定部54は、音響インピーダンス差推定部53により導き出した音響インピーダンス差より、音響インピーダンス差と異常部位と正常部位の硬さの差には正の相関関係があることから、過去データ等から事前に算出した関係式に従って異常部位と正常部位の硬さの差を導き出すことができる。正常部位の硬さは過去データ等から導き出せるため、上記異常部位と正常部位の硬さの差と正常部位の硬さから異常部位の硬さを推定することができる。

【0046】

画像表示部7は、実像部位推定部52により推定された実像部位の位置を超音波断層画像として表示する。この際、複数の振動素子から得られた画像を同時に表示しても良い。また、指定した画像のみを表示しても良い。また、前記実像部位推定部52により推定された実像部位の画像のみを表示しても良い。

【0047】

パラメータ設定部8は、表示モード設定部81と、スキャン方式設定部82を含む構成である。表示モード設定部81は、Bモードに表示方法を設定する。スキャン方式設定部82は、スキャン方式を設定する。例えば、機械スキャン方式、電子スキャン方式、手動スキャン方式などを選択する。また機械スキャン方式では、機械セクタスキャン方式、機械ラジアルスキャン方式が利用できる。電子スキャン方式では、リニア電子スキャン方式やセクタ電子スキャン方式、コンベックス電子スキャン方式が利用できる。

【0048】

次に、実施形態の動作について図11を用いて説明する。

【0049】

図11は、実施形態の一連の動作を示すフローチャートである。

【0050】

まず、パラメータ設定部8で、表示モードとスキャン方式を設定する(ステップ301)。本実施形態では表示モードをBモードとし、スキャン方式は電子スキャン方式であるとして説明する。その後、システム制御部10によりシステムを起動させ、超音波プローブ3を被検体に接触させる(ステップ302)。接触した際に送信部21から超音波が発生され、アーチファクト現象を発生させる(ステップ303)。アーチファクト現象を含んだ反射波を受信部22により受信する。受信した反射波は、受信信号処理部41へ送られ、画像データとして処理された後、データ記憶部42へ記憶される(ステップ304-1)。また、受信信号を取得した際の超音波プローブ3の位置・角度情報は位置角度検出部32で検出され、位置角度情報処理部61へ送られる。そして、位置角度情報処理部61は位置・角度情報を処理して位置角度データ記憶部62へ記憶する(ステップ304-2)。

【0051】

アーチファクト現象検出部51は、データ記憶部42に記憶された画像データと位置角度データ記憶部62に記憶された位置角度情報を、過去のアーチファクト現象のデータ等と比較させアーチファクト現象を類別し、推定する(ステップ305)。1度のデータ取得ではアーチファクト現象を類別することができない場合は、超音波探触子の位置・角度を変更し、アーチファクト現象の類別をさらに行う(ステップ305)。

【0052】

次に実像部位推定部52は、アーチファクト現象検出部51によって検出されるアーチファクト現象の映像データ変化量から、アーチファクト現象の原因となる正常部位と音響インピーダンス差が大きい部位(異常部位)の位置を推定する(ステップ306)。

【0053】

最後に、表示部7に上記求めた異常部位の位置を表示する。

【0054】

10

20

30

40

50

また、超音波プローブ3の被検体に対する位置や角度の変化による前記アーチファクト現象検出部51によるアーチファクト現象の変化から、アーチファクト現象発生原因となる部位(異常部位)と周囲組織の音響インピーダンス差を推定する(ステップ307)。この際、異常部位の位置情報が必要となるが、上記実像部位推定部52によって推定される位置でもよいし、もともとの対象物付近の深度を設定して上記音響インピーダンス差の推定に用いても良い。

【0055】

次に、実像部位硬さ推定部54は、音響インピーダンス差推定部53により導き出した音響インピーダンス差より、音響インピーダンス差と異常部位と正常部位の硬さの差には正の相関関係があることから、過去データ等から事前に算出した関係式に従って導き出すことができる(ステップ308)。

10

【0056】

最後に、表示部7に上記求めた異常部位の硬さを表示する(ステップ309)。

【0057】

このようにすることによって、アーチファクト現象を用いて、音響インピーダンス差の激しい部位、つまり異常部位の位置および硬さを推定することができる。

【0058】

なお、本発明は、発明の要旨を逸脱しない範囲において、上述した実施形態を適宜設計変更することが可能であり、必要に応じて実施形態を適宜組み合わせても良い。

20

【符号の説明】

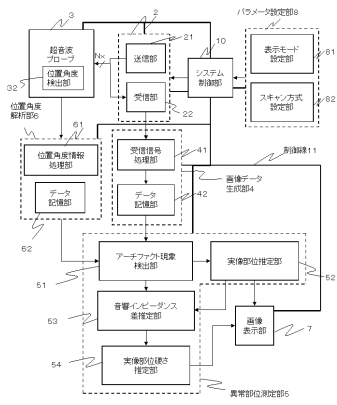
【0059】

- 10 ... システム制御部
- 11 ... システム制御線
- 2 ... 送受信部
- 21 ... 送信部
- 211 ... レートパルス発生器
- 212 ... 送信遅延回路
- 213 ... 駆動回路
- 22 ... 受信部
- 221 ... A/D変換部
- 222 ... 受信遅延回路
- 223 ... 加算器
- 3 ... 超音波プローブ
- 31 ... 探触子
- 311 ... 振動素子
- 32 ... 位置角度検出部
- 4 ... 画像データ生成部
- 41 ... 受信信号処理部
- 42 ... データ記憶部
- 5 ... 異常部位測定部
- 51 ... アーチファクト現象検出部
- 52 ... 実像部位推定部
- 53 ... 音響インピーダンス差推定部
- 54 ... 実像部位硬さ推定部
- 6 ... 位置・角度解析部
- 7 ... 画像表示部
- 8 ... パラメータ設定部
- 81 ... 表示モード設定部
- 82 ... スキャン方式設定部

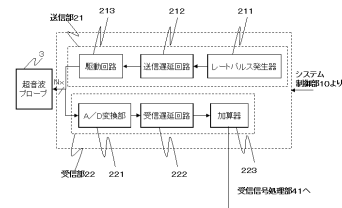
30

40

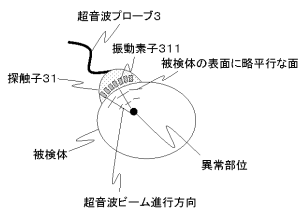
【 図 1 】



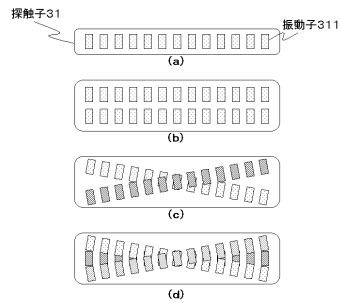
【 図 2 】



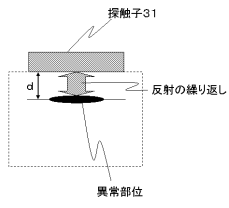
【 図 3 】



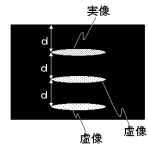
【 図 4 】



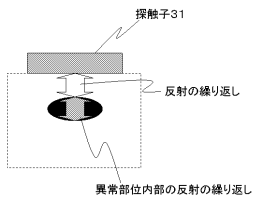
【 図 5 】



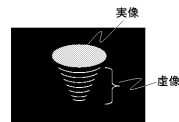
【 図 6 】



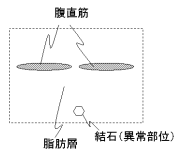
【 図 7 】



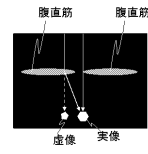
【 図 8 】



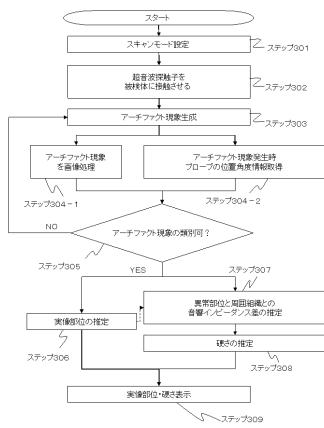
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 11 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2011110102A	公开(公告)日	2011-06-09
申请号	JP2009266462	申请日	2009-11-24
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	朴英 澤田彰		
发明人	朴英 澤田彰		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB25 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/JC05 4C601/JC06 4C601/JC19 4C601/KK12 4C601/LL02 4C601/LL05		
代理人(译)	堀口博		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过利用在对象内的声阻抗的差异至少是规定值的区域中产生的伪影现象来提供用于估计异常区域的硬度的超声波。解决方案：超声波诊断装置通过调节超声波探头3的形状和接触角等与异常区域接触而故意产生伪影现象，并对产生的伪影现象进行分类。根据伪影现象的分类，实际伪影现象的图像和正常超声图像或过去累积的伪影现象的图像来估计异常区域的位置。

