

(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2009-254780
(P2009-254780A)

(43) 公開日 平成21年11月5日(2009.11.5)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

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 15 頁)

(21) 出願番号 特願2008-231940 (P2008-231940)
(22) 出願日 平成20年9月10日 (2008. 9. 10)
(31) 優先権主張番号 特願2008-81546 (P2008-81546)
(32) 優先日 平成20年3月26日 (2008. 3. 26)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100083116
弁理士 松浦 憲三
(72) 発明者 近藤 祐司
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB02 EE04 FF06 GA20 JB24
JB37 JC08 JC09 JC11 JC20
KK12 KK24

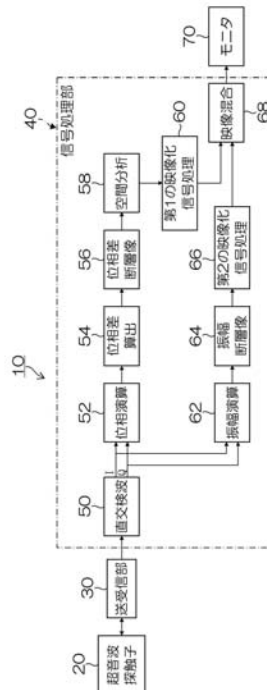
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 穿刺針等の人工物からの超音波エコーを示す受信信号が弱い場合であっても、その受信信号を信号処理することにより人工物の位置を同定することができ、人工物の視認性を向上させることができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 穿刺針等の人工物を含む断面を撮影すべく超音波ビームを被検体内に照射し、被検体内及び人工物から反射される超音波エコーを受信し、超音波エコーを示す受信信号を取得する。この受信信号を直交検波し、直交検波した信号に基づいて位相情報を取得する。取得した位相情報の変化を示す位相差を算出し、この算出した位相差の絶対値に基づいて人工物の特徴部分(位相が反転する部分が直線的に連続する部分)を抽出し、これを映像化して出力する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体内の人工物を含む断面を撮影すべく超音波を被検体内に照射し、前記被検体内及び人工物から反射される超音波エコーを受信して該超音波エコーを示す受信信号を出力する超音波探触子と、

前記超音波探触子から出力される受信信号を直交検波する直交検波手段と、

前記直交検波した信号に基づいて位相情報を取得する位相情報取得手段と、

前記取得した位相情報の変化を示す位相差を算出する位相差算出手段と、

前記算出した位相差の絶対値に基づいて前記人工物の特徴部分を抽出する人工物抽出手段と、

前記抽出した人工物の特徴部分を映像化して出力する第 1 の映像化信号処理手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記人工物抽出手段は、前記位相差算出手段によって算出した位相差の絶対値が所定の閾値以上となる部分を、少なくとも前記人工物の特徴部分が含まれる部分として抽出することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記算出した位相差の絶対値に基づいて位相差断層像を生成する位相差断層像生成手段を更に備え、

前記人工物抽出手段は、前記生成された位相差断層像の空間的な特徴から直線的に所定の長さ以上連続する部分を、前記人工物の位相差断層像をとして抽出することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記直交検波手段によって直交検波した信号に基づいて振幅情報を取得する振幅情報取得手段と、

前記取得した振幅情報に基づいて振幅断層像を生成する振幅断層像生成手段と、

前記生成した振幅断層像を映像化して出力する第 2 の映像化信号処理手段と、

前記第 1 の映像化信号処理手段によって映像化された人工物の特徴部分の映像と、前記第 2 の映像化信号処理手段によって映像化された振幅断層像とを合成する映像合成手段と

30

を更に備えたことを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記人工物は、穿刺針、体内に埋め込まれた各種のクリップ、マーカー、ステント、及びインプラントのうち少なくとも 1 つであることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【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係り、特に穿刺針等の人工物の視認性を向上させる超音波診断装置に関する。

40

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置においては、細胞組織診断のために細胞針を所望の部位に穿刺して組織サンプルを採取する穿刺術がしばしば行われる。この時、穿刺針は金属でできており鏡面反射体であるために超音波ビームが穿刺針に対して斜めに当たると十分な反射信号が得られず、穿刺針の映像化が困難になる。

【0003】

図 1 に示すように穿刺針に対して入射角度 i で入射した超音波ビームは、 r の方向に反射するため、超音波探触子で超音波エコーを検出することが困難となるできない。一般的に生体組織では境界面で散乱を起こすために境界面に対して斜めに入射しても、超音波

50

エコーの多くが超音波探触子に向かって戻ってくるが、表面が滑らかである穿刺針では散乱が起こりやすく超音波探触子に戻ってくるエコーは僅かである。結果として穿刺針を認識する十分な信号振幅が得られないという問題がある。特に、検査領域によっては穿刺針が様々な角度から刺入されるために条件によって穿刺針の位置確認ができない事があり、これは臨床上において極めて不都合である。

【0004】

従来、穿刺針の視認性を向上させる技術として、特許文献1に記載のものがある。特許文献1に記載の超音波診断装置は、穿刺針の刺入角度を検出することができる穿刺アダプタを穿刺針に取り付け、穿刺針の刺入角度に関する情報を取得し、この刺入角度に関する情報と、超音波探触子において取得される超音波ビームの反射波の受信信号に基づく輝度信号とから生体内における穿刺針の位置を判断し、超音波ビームの反射波の受信信号に含まれる穿刺針からの反射信号を特定し、その反射信号を強調するようにしている。

10

【0005】

また、特許文献2には、患者の体内に挿入される穿刺針などの人工物を強調するようにした超音波観測装置が記載されている。特許文献2に記載の超音波観測装置は、被検体及び穿刺針から反射されて生じる超音波エコーに基づいて得られる波形と、予め水中等で計測された穿刺針から得られる参照信号の波形との相関値に基づいて穿刺針を強調するための処理を行い、あるいは被検体及び穿刺針から反射されて生じる超音波エコーに基づいて得られる波形の振幅と所定の閾値との比較結果に基づいて穿刺針を強調するための処理を行うようにしている。

20

【特許文献1】特開2004-208859号公報

【特許文献2】特開2006-175006号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、特許文献1に記載の超音波診断装置は、特別の穿刺アダプタを必要とし、更に制御が複雑になるという問題がある。

【0007】

また、特許文献2に記載の超音波観測装置は、穿刺針から探触子に戻ってくる信号が弱い場合には相関値の演算や閾値処理では穿刺針の抽出が難しく、通常の断層像表示の性能を上回ることにはできない。

30

【0008】

更に、従来技術として、超音波送受信開口を拡げたり、多方向から超音波ビームを発することで穿刺針に対して垂直に進入する超音波ビームを増加させるものがある。しかしながら、近距離領域では解像度向上のために送受信開口は制限する必要があるため、穿刺針に対して良好な角度のビームを得ることは難しく、遠距離領域では無制限に開口を拡げることができないという制約を受ける。また、多方向から送受信を行う方法では、画像構成方法が複雑になり、一般にフレーム数が低減して時間分解能が損なわれる。

【0009】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたもので、穿刺針等の人工物からの超音波エコーを示す受信信号が弱い場合であっても、その受信信号を信号処理することにより人工物の位置を同定することができ、人工物の視認性を向上させ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。

40

【課題を解決するための手段】

【0010】

前記目的を達成するために請求項1に係る超音波診断装置は、体内の人工物を含む断面を撮影すべく超音波を被検体内に照射し、前記被検体内及び人工物から反射される超音波エコーを受信して該超音波エコーを示す受信信号を出力する超音波探触子と、前記超音波探触子から出力される受信信号を直交検波する直交検波手段と、前記直交検波した信号に基づいて位相情報を取得する位相情報取得手段と、前記取得した位相情報の変化を示す位

50

相差を算出する位相差算出手段と、前記算出した位相差の絶対値に基づいて前記人工物の特徴部分を抽出する人工物抽出手段と、前記抽出した人工物の特徴部分を映像化して出力する第1の映像化信号処理手段と、を備えたことを特徴としている。

【0011】

生体組織から人工物に入射する境界面で反射する超音波エコーの音圧反射率反射強度は、生体組織と人工物の固有音響インピーダンスの差により正となるが、人工物を抜けて再び生体組織に入射する境界面での反射する超音波エコーの音圧反射率反射強度は負になる。ここで、音圧反射率反射強度の正負とは、正の場合は位相が同相（入射波と反射波が同じ位相）であり、負の場合は位相が逆相であることを意味する。

【0012】

本発明は人工物が存在する領域での位相変化に着目して人工物を抽出するようにしている。即ち、超音波エコーを示す受信信号から位相情報を取得し、この位相情報の変化を示す位相差を算出する。この位相差は、前記取得した位相情報を微分することによって算出することができる。そして、前記算出した位相差に基づいて人工物の特徴部分（位相が反転する部分）を抽出し、この抽出した人工物の特徴部分を映像化して出力するようにしている。

【0013】

請求項2に示すように請求項1に記載の超音波診断装置において、前記人工物抽出手段は、前記位相差算出手段によって算出した位相差の絶対値が所定の閾値以上となる部分を、少なくとも前記人工物の特徴部分が含まれる部分として抽出することを特徴としている。尚、人工物の部分は原理上絶対値で180°の位相差をもつことが期待されるが、実際上はより深い部分からの反射信号の影響などにより必ずしも180°の位相差とはならない。しかしながら、大きな位相差がランダムに現れる他の部分に比べて、人工物の部分が連続的にほぼ同じ位相差で検出されるため、前記閾値として適宜の値を選択することにより人工物の特徴的な表示が可能になる。

【0014】

請求項3に示すように請求項1又は2に記載の超音波診断装置において、前記算出した位相差の絶対値に基づいて位相差断層像を生成する位相差断層像生成手段を更に備え、前記人工物抽出手段は、前記生成された位相差断層像の空間的な特徴から直線的に所定の長さ以上連続する部分を、前記人工物の位相差断層像をとして抽出することを特徴としている。

【0015】

即ち、人工物の空間的な特徴（例えば、穿刺針では直線形状が挙げられるなど）を利用し、前記位相差断層像を画像解析することにより人工物の部分を抽出するようにしている。

【0016】

請求項4に示すように請求項1から3のいずれかに記載の超音波診断装置において、前記直交検波手段によって直交検波した信号に基づいて振幅情報を取得する振幅情報取得手段と、前記取得した振幅情報に基づいて振幅断層像を生成する振幅断層像生成手段と、前記生成した振幅断層像を映像化して出力する第2の映像化信号処理手段と、前記第1の映像化信号処理手段によって映像化された人工物の特徴部分の映像と、前記第2の映像化信号処理手段によって映像化された振幅断層像とを合成する映像合成手段と、を更に備えたことを特徴としている。

【0017】

これにより、振幅断層像（Bモード断層像）に人工物の像を重畳して表示することができ、人工物の視認性を向上させることができる。

【0018】

請求項5に示すように請求項1から4のいずれかに記載の超音波診断装置において、前記人工物は、穿刺針、体内に埋め込まれた各種のクリップ、マーカー、ステント、及びインプラントのうち少なくとも1つであることを特徴としている。

10

20

30

40

50

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、穿刺針等の人工物が超音波ビームに対して斜めの方向に位置している時など、人工物からの超音波エコーを示す受信信号が弱い場合であっても、その受信信号を信号処理することにより人工物の位置を同定することができ、検査者に対して高い人工物の視認性を提供することができる。これにより、例えば、穿刺針を体内に刺入する場合に、穿刺針がどのような方向から刺入されても穿刺針の場所を正しく認識できることから、穿刺術を良好に行うことができ、血管などへの誤刺入による患者への危害防止のみならず、正しい組織細胞の採取により誤診を回避することが期待され、更には操作の簡易化による時間短縮によって患者への負担軽減にもつながる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

以下、添付図面に従って本発明に係る超音波診断装置の好ましい実施の形態について説明する。

【0021】

<本発明の原理>

まず、本発明を原理的に説明する。

【0022】

超音波反射は、媒質における固有音響インピーダンス $Z = \rho c$ の異なる境界面において生じる。ただし、 ρ は媒質の密度、 c は音速である。そして、超音波の音圧反射率反射強度 P_r は、媒質 1、2 の固有音響インピーダンスをそれぞれ Z_1 、 Z_2 とすると、超音波が媒質 1 から媒質 2 に進入するとき、次式、

20

[数 1]

$$P_r = (Z_2 - Z_1) / (Z_1 + Z_2)$$

で表される。

【0023】

即ち、反射信号は、媒質間の固有音響インピーダンスの差に比例する。金属からなる穿刺針と生体組織の間の固有音響インピーダンスには大きな差があるために反射強度は大きいと予想される。

【0024】

図 2 に示すように、生体組織（媒質 1）に穿刺針 3（媒質 2）を刺入し、ここに、超音波ビームを入射させると、超音波ビームは媒質 1 から媒質 2 に入射する境界面で反射するとともに、媒質 2 を通過して媒質 2 から媒質 1 に入射する境界面で反射する。

30

【0025】

上記 [数 1] 式に示したように、生体組織から穿刺針に入射する境界面で反射する超音波エコーの音圧反射率反射強度 P_r は、生体組織と穿刺針の固有音響インピーダンスの差により正となるが、穿刺針を抜けて再び生体組織に入射する境界面での反射する超音波エコーの音圧反射率反射強度 P_r は負になる。ここで、音圧反射率反射強度の正負とは、正の場合は位相が同相（入射波と反射波が同じ位相）であり、負の場合は位相が逆相であることを意味する。即ち、穿刺針が存在する箇所では、超音波エコーの位相が逆転し、大きな位相差が現れる（位相差を求めれば、絶対値で 180° の値をとる）。かかる大きな位相差が現れる箇所（すなわち、位相差の絶対値が所定の閾値以上となる箇所）を求めることにより、穿刺針の存在を判別することができる。

40

【0026】

また、生体組織内では様々な音響インピーダンスが存在しているため、位相差分値が 180° 相当となる所は穿刺針が存在する箇所以外にもある程度は存在する。あらゆる場所に存在する。そこで、 180° の位相差分値が集中的に分布する所、特に穿刺針の形状の特徴から直線的に連なる所を探索すれば、これが穿刺針であると判断するに十分な根拠になる。このとき信号振幅がまわりの組織に比べて十分な大きさが得られていなくとも、わずかな反射信号があれば位相はその反射体の状況を反映している。従って、振幅強度によ

50

る映像の有無に関わらず穿刺針の判別が可能である。

【0027】

本発明は穿刺針が存在する領域での超音波エコーの位相変化に着目し、穿刺針からの超音波エコーを示す受信信号が弱い場合であっても良好に穿刺針を抽出できるようにしている。

【0028】

<超音波診断装置の実施の形態>

図3は本発明に係る超音波診断装置の実施の形態を示すブロック図である。

【0029】

図3に示すように、この超音波診断装置10は、主として超音波探触子20と、送受信部30と、信号処理部40と、モニタ装置70とから構成されている。

10

【0030】

超音波探触子20は、被検体の体内の診断部位に向けて超音波を送信するとともに、体内で反射してきた超音波エコーを受信するものである。本実施形態の超音波探触子20は、1次元の超音波トランスデューサアレイを構成する複数の超音波トランスデューサを備えており、各超音波トランスデューサは、例えばPZT等の圧電素子の両端に電極を形成した振動子によって構成されている。この電極は信号線によって送受信部30と接続されている。

【0031】

この実施の形態の超音波診断装置10は、穿刺針を被検体の所望の部位に穿刺して組織サンプルを採取する穿刺術を支援（穿刺針と所望の部位とを可視化）するために使用されるため、前記超音波探触子20は、所望の穿刺部位を含む診断部位に向けて超音波ビームが照射されるように操作される。

20

【0032】

送受信部30は、超音波送信パルスを超音波探触子20の各電極に印加し、超音波探触子20から超音波を発生させる。また、超音波探触子20は、体内で反射してきた超音波エコーを受信すると電気信号を発生し、これを受信信号として送受信部30に出力する。送受信部30で受信された受信信号は、増幅及びA/D変換された後、信号処理部40に出力される。

【0033】

信号処理部40は、直交検波回路50、位相演算回路52、位相差算出回路54、位相差断層像生成回路56、空間分析回路58、第1の映像化信号処理回路60、振幅演算回路62、振幅断層像生成回路64、第2の映像化信号処理回路66、及び映像混合回路68から構成されている。

30

【0034】

直交検波回路50は、参照信号を利用して送受信部30から入力する受信信号に対して直交検波を行う回路であり、直交検波により受信信号を実数成分(cos成分)と虚数成分(sin成分)とに分離する。

【0035】

いま、受信信号の波形 $y(t)$ が、次式、

40

[数2]

$$y(t) = u(t) \cos(\omega t + \phi)$$

(ただし、 $u(t)$: 振幅、 ϕ : 位相)

で表されるとき、直交検波回路50により、次式に示す実数成分(cos成分)と虚数成分(sin成分)とに分離される。

【0036】

[数3]

$$I = u(t) \cos(\omega t + \phi)$$

$$Q = u(t) \sin(\omega t + \phi)$$

実数成分はI成分、虚数成分はQ成分とも呼ばれる。

50

【0037】

位相演算回路52は、直交検波回路50から加えられるI成分、Q成分から位相 θ を、次式により算出する。

【0038】

[数4]

$$\theta = \tan^{-1} (Q / I) \quad I / Q$$

一方、振幅演算回路62は、直交検波回路50から加えられるI成分、Q成分から振幅 $u(t)$ を、次式により算出する。

【0039】

[数5]

$$u(t) = \sqrt{(I^2 + Q^2)}$$

位相差算出回路54は、位相演算回路52によって算出された受信信号の位相 θ の深さ方向における差を随時演算するものであり、例えば、位相 θ を示す信号を微分する微分回路によって構成することができる。受信信号の音圧反射率反射強度 P_r が正の場合には、位相差演算出力は小さな値になり、 P_r が負の場合には、位相差演算出力は $\pm 180^\circ$ に近い大きな値になる。

【0040】

位相差断層像生成回路56は、位相差算出回路54によって算出された、超音波ビームの走査空間における位相差情報を、物理空間(診断部位断面)における位相差情報に変換するとともに、位相差情報(絶対値で $0^\circ - 180^\circ \sim 180^\circ$)に対応した輝度変換を行い、診断部位断面における位相差断層像を生成する。

【0041】

空間分析回路58は、位相差断層像から穿刺針の特徴に合致する画像部分を検出する画像処理部であり、例として以下のような処理を実施する。まず、予め設定された閾値以上の位相差の絶対値がある部分を抽出することにより位相差情報(位相差画像)を2値化する。位相差が閾値よりも大きな部分を検出点とし、任意の検出点に着目し、これを初期検出点とする。

【0042】

次に、初期検出点の周りを探索し検出点の有無を調べる。周囲に検出点が存在しない場合には初期検出点は放棄する。周囲に検出点が存在する場合には、これを第2検出点とし、初期検出点と第2検出点とを結ぶ線分の角度を求める。次に、第2検出点から前記求めた角度の方向に更なる検出点が存在するか否かを調べ、存在する場合にはこの操作を続けて、予め設定された長さまで続いた場合に、その軌跡を穿刺針として推定する。即ち、空間分析回路58は、穿刺針には、直線的に所定の長さ以上連続する部分がある特徴量を利用して穿刺針を推定している。尚、所定の長さとしては、4~5mm程度が考えられる。

【0043】

第1の映像化信号処理回路60は、上記のようにして推定された穿刺針の軌跡を視認性よく表示するための表示変換(階調変換や色変換)を行い、映像信号として映像混合回路68に出力する。

【0044】

一方、振幅断層像生成回路64は、前記振幅演算回路62によって算出された、超音波ビームの走査空間における振幅情報([数5]式の $u(t)$)を、物理空間(診断部位断面)における振幅情報に変換するとともに、対数増幅処理や超音波ビームの反射位置の深度に応じた距離による減衰の補正等を行い、診断部位断面における振幅断層像(Bモード断層像)を生成する。

【0045】

第2の映像化信号処理回路66は、振幅断層像生成回路64から入力する振幅断層像の情報を輝度変換し、映像信号として映像混合回路68に出力する。

【0046】

10

20

30

40

50

映像混合回路 68 は、それぞれ第 1 の映像化信号処理回路 60 及び第 2 の映像化信号処理回路 66 から加えられる映像信号を合成し、B モード断層像上に穿刺針の像を重畳する。

【0047】

映像混合回路 68 によって合成された映像信号は、モニタ装置 70 に出力され、ここで B モード断層像上に穿刺針の像が重畳された合成画像が表示される。

【0048】

上記構成の超音波診断装置 10 を使用して穿刺針を操作する場合には、まず、超音波探触子 20 から穿刺針の刺入経路を含む断面（即ち、所望の穿刺部位を含む診断部位）に超音波ビームが照射されるように超音波探触子 20 を操作し、B モード断層像をモニタ装置 70 に表示させる。

10

【0049】

続いて、モニタ装置 70 の画面上で穿刺針を確認しながら、穿刺針の先端が所望の穿刺部位に達するように穿刺針を操作する。

【0050】

このとき、穿刺針を超音波ビームに対して斜め方向から刺入しても（穿刺針からの超音波エコーを示す受信信号が弱い場合であっても）、その受信信号を信号処理することにより穿刺針の像を B モード断層像上に重畳表示するようにしたため、生体組織内での穿刺針の位置を正しく認識することができる。

【0051】

20

< 実施例 >

ファントムに穿刺針を刺入し、この穿刺針に対して超音波ビームを斜めに照射し、通常の B モード断層像（従来の B モード断層像）、位相断層像、位相差断層像、及び穿刺針の像を重畳した B モード断層像を生成した。

【0052】

< 比較例 1 >

図 4 はファントム内に穿刺針が刺入された場合の通常の B モード断層像を示す。この画像では穿刺針が超音波ビームの方向（紙面の上下）に対して斜めに刺入されているために十分な信号強度が得られず、穿刺針の視認性は極めて不良である。

【0053】

30

< 比較例 2 >

図 5 は、図 4 における受信信号の位相情報をそのまま映像化した例である。位相は $-180^\circ \sim 180^\circ$ の範囲をとるが、それに応じて輝度を変えて表示している。穿刺針の部分 A で位相の変化が見られるが、位相値自体はその位置に応じて変化するために位相の値そのものから穿刺針の位置を同定することは難しい。

【0054】

< 比較例 3 >

図 6 は図 5 における位相情報について深さ方向に差分演算を行ってそれを映像化した位相差断層像を示す。穿刺針の部分 A は原理上絶対値で 180° の位相差を持つことが期待されるところであるが、実際上は、より深い部分からの反射信号の影響などにより必ずしも 180° の位相差とはならない。しかしながら、大きな位相差がランダムに現れる他の部分に比べて、穿刺針の部分が連続的にほぼ同じ位相差で検出され、特徴的な表示になることが確認できる。

40

【0055】

このように実際の状況においては、他からの反射信号や雑音等の影響によって必ずしも 180° の位相差が得られるということは期待できない。従って、位相反転の判別はある閾値を設定して行うのが現実的である。また差分値の代わりに、位相検出が連続的に行えるのであれば微分値としても差し支えない。更に、実際の生体においては、図 6 にも見られるように位相反転を生じる反射源はいろいろな場所に存在するものと考えられる。従って図 6 に示されたような、位相差が大きな部分をすべて穿刺針として識別すると不都合な

50

場合もある。この場合、ほぼ直線的に存在することから位相差がある閾値よりも大きなところが空間的に直線的に存在する部分を画像解析によって抽出し、これを穿刺針として識別することが効果的である。

【 0 0 5 6 】

< 比較例 4 >

図 7 は図 6 の画像情報に対して好適な閾値処理を加えたうえで、図 4 の B モード断層像に重畳させて表示したものである。図 7 では図 4 では分からなかった穿刺針が明瞭に描出されており、穿刺針の視認性が極めて良好に高められていることが分かる。

【 0 0 5 7 】

< 他の実施の形態 >

この実施の形態では、B モード断層像上に穿刺針の像を重畳するようにしたが、これに限らず、位相差断層像から閾値処理等の穿刺針の特徴部分を抽出する処理された画像を生成し、これを B モード断層像とは別に、又は B モード断層像と並べて（1 画面に合成して）表示するようにしてもよい。

【 0 0 5 8 】

また、位相差断層像から穿刺針を抽出する画像処理は、この実施の形態に限らず、位相差情報を 2 値化せずに位相差が初期検出点から所定の範囲内にある点を第 2 検出点として求めたり、位相差断層像上に現れる穿刺針の特徴量を検出するフィルタ処理などの種々の方法が考えられる。更に、位相差断層像上で穿刺針を同定した場合に、B モード断層像や位相画像上の同じ位置で穿刺針を同定することができるかどうかを画像処理で更に確認するようにしてもよい。

【 0 0 5 9 】

また、この実施の形態では、人工物として穿刺針を例に説明したが、これに限らず、体内に埋め込まれた各種のクリップ、手術時に位置を確認するためのマーカー、ステント、及びインプラントなどの人工物の視認性を向上させることができる。このとき、位相差の絶対値の所定の閾値はこれら人工物に応じて個別に設定してもよい。更には、位相差断層像の空間的な特徴量として、これら人工物の各形状に基づく特徴量を個別に採用してもよい。

【 0 0 6 0 】

更に、本発明は、以上の例には限定されず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変形を行ってもよいことは言うまでもない。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 1 】

【 図 1 】 図 1 は超音波ビームの穿刺針に対する入射角度と反射角度の一例を示す図である。

【 図 2 】 図 2 は生体組織と穿刺針との境界面で超音波エコーの位相が逆転することを説明するために用いた図である。

【 図 3 】 図 3 は本発明に係る超音波診断装置の実施の形態を示すブロック図である。

【 図 4 】 図 4 はファントム内に穿刺針が刺入された場合の通常の B モード断層像を示す図である。

【 図 5 】 図 5 は図 4 における受信信号の位相情報をそのまま映像化した例を示す図である。

【 図 6 】 図 6 は図 5 における位相情報について深さ方向に差分演算を行ってそれを映像化した位相差断層像を示す図である。

【 図 7 】 図 7 は図 6 の画像情報に対して好適な閾値処理を加えたうえで、図 4 の B モード断層像に重畳させて表示した図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 2 】

1 0 ... 超音波診断装置、 2 0 ... 超音波探触子、 3 0 ... 送受信部、 4 0 ... 信号処理部、 5 0 ... 直交検波回路、 5 2 ... 位相演算回路、 5 4 ... 位相差算出回路、 5 6 ... 位相差断層像生

10

20

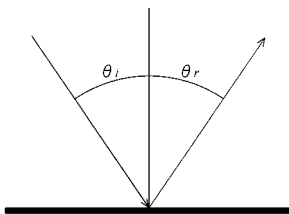
30

40

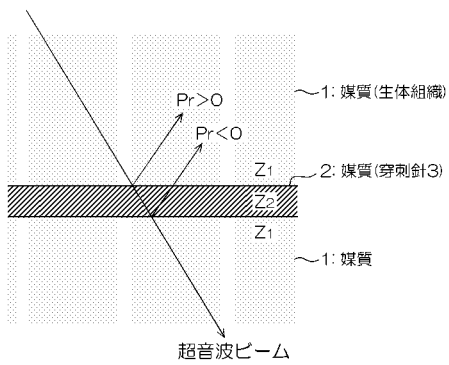
50

成回路、58...空間分析回路、60...第1の映像化信号処理回路、62...振幅演算回路、64...振幅断層像生成回路、66...第2の映像化信号処理回路、68...映像合成回路、70...モニタ装置

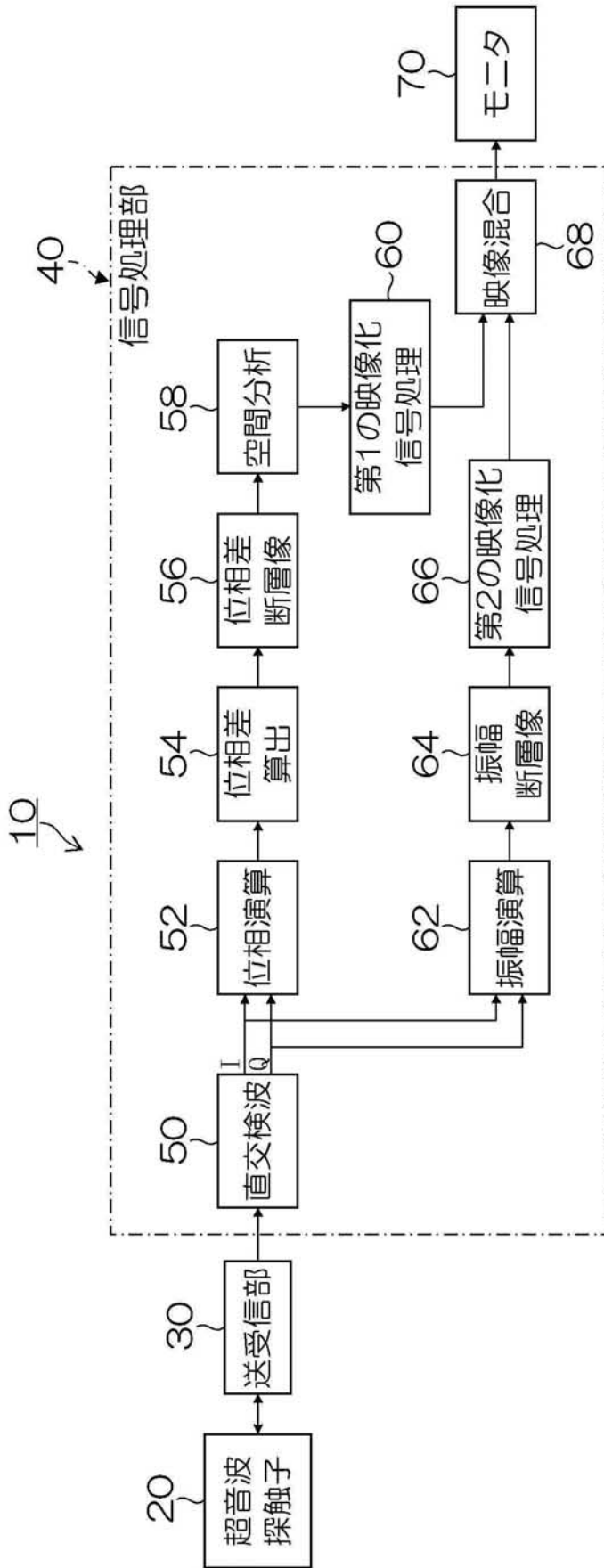
【図1】



【図2】



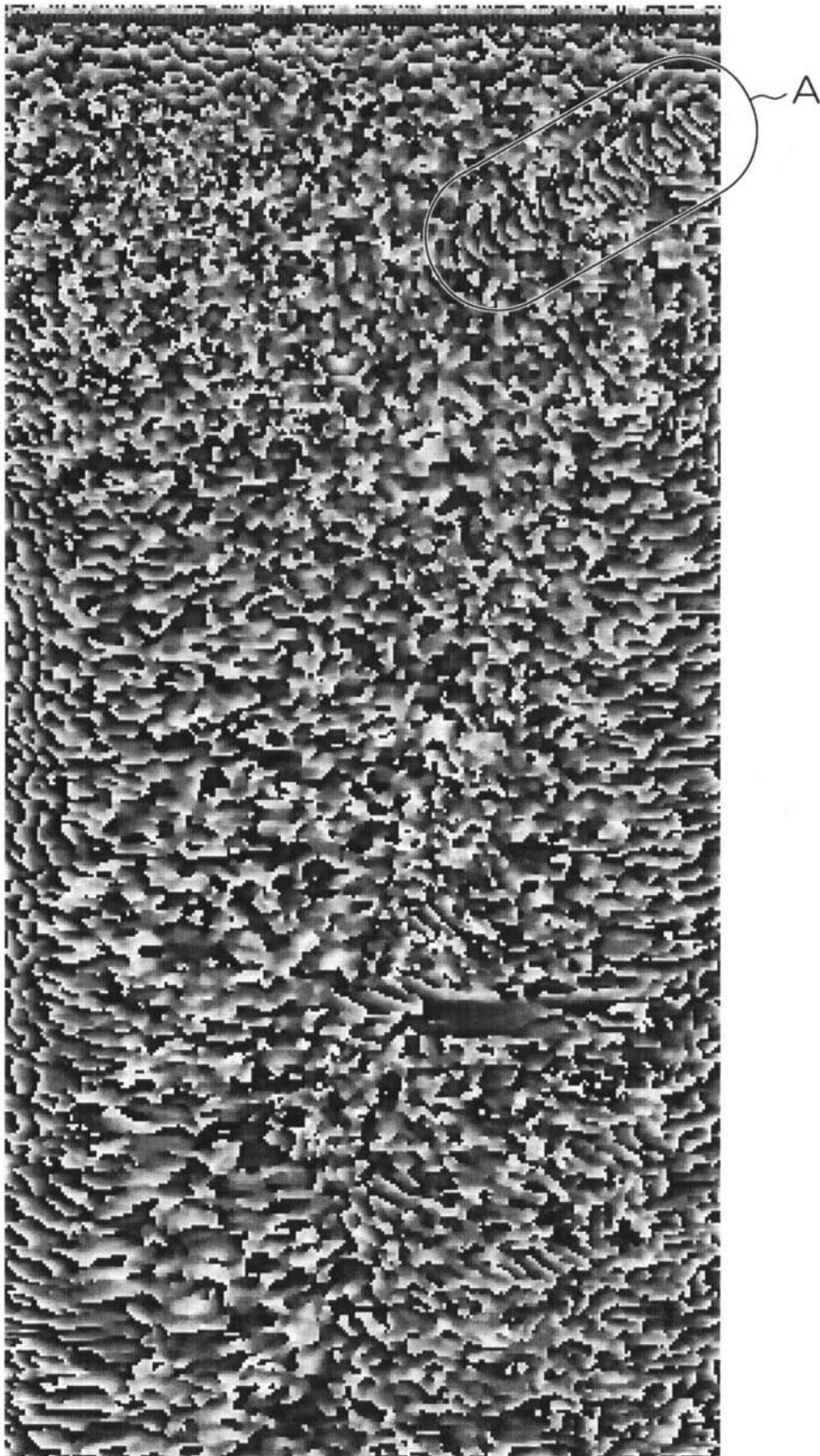
【 図 3 】



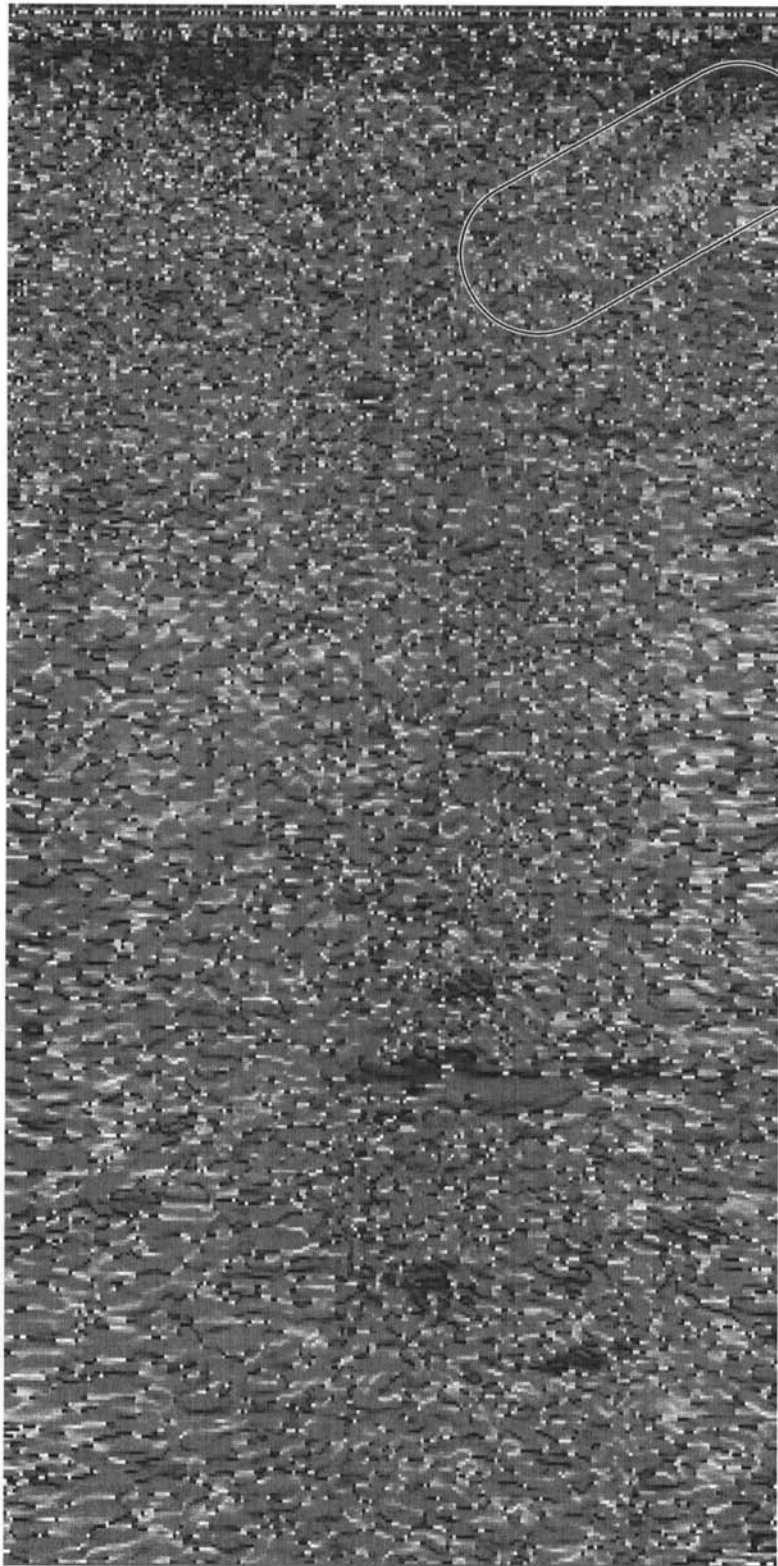
【 図 4 】



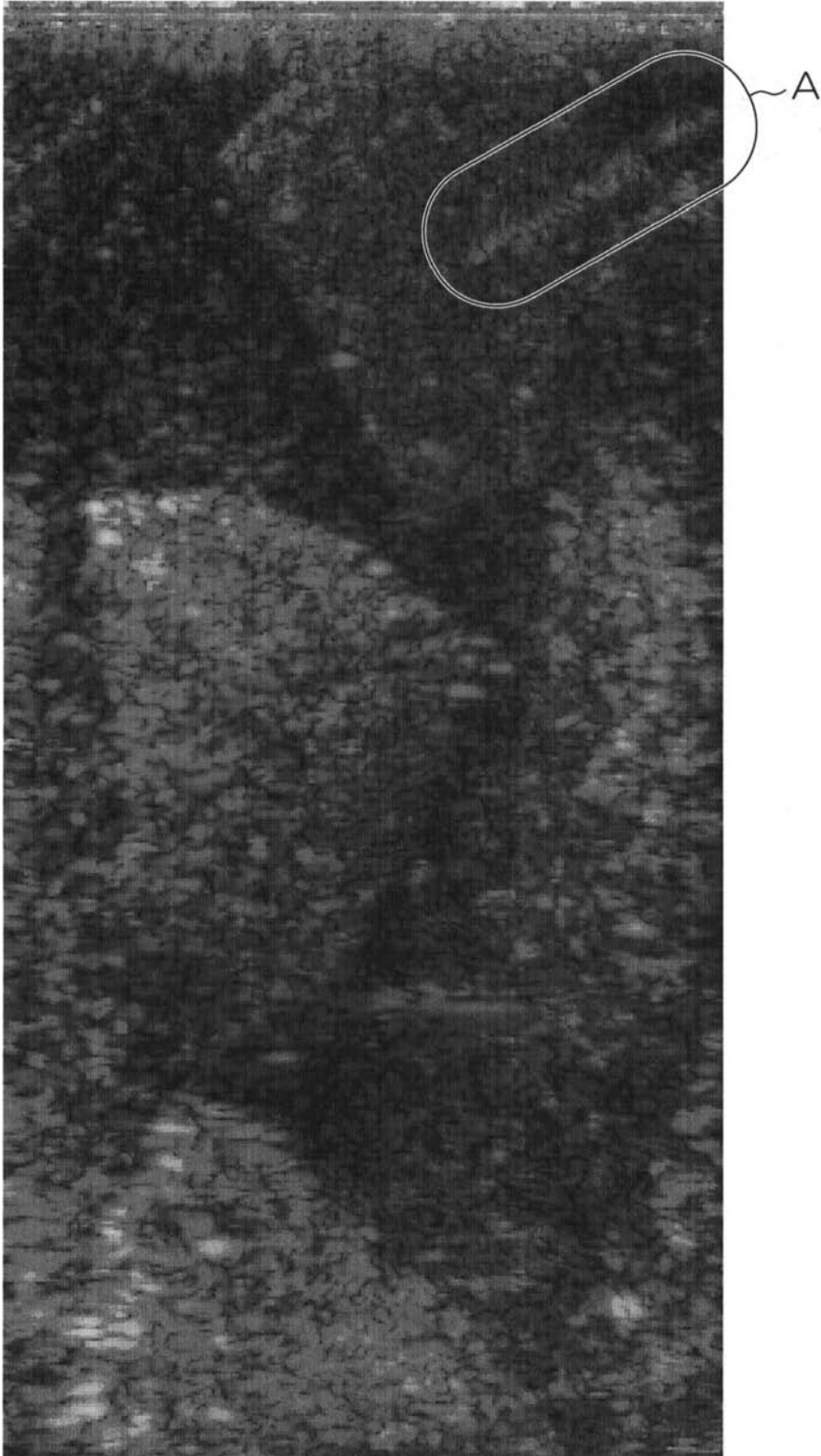
【図 5】



【 図 6 】



【 図 7 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2009254780A	公开(公告)日	2009-11-05
申请号	JP2008231940	申请日	2008-09-10
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	近藤祐司		
发明人	近藤 祐司		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52036 A61B8/0833 A61B8/0841 G01S7/52074		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE04 4C601/FF06 4C601/GA20 4C601/JB24 4C601/JB37 4C601/JC08 4C601/JC09 4C601/JC11 4C601/JC20 4C601/KK12 4C601/KK24		
优先权	2008081546 2008-03-26 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：即使在接收信号较弱的情况下，通过对表示来自人造物体（例如穿刺针）的超声波回波的接收信号进行信号处理，以识别人造物体的位置。本发明提供一种能够提高性能的超声波诊断装置。解决方案：将超声波束施加到对象的内部，以对包括诸如穿刺针之类的人造物质的横截面成像，接收从对象内部反射的超声波回声和人造物质，并显示超声波回声。采集接收到的信号。所接收的信号被正交检测，并且基于正交检测的信号获取相位信息。计算指示所获取的相位信息中的变化的相位差，基于计算出的相位差的绝对值提取伪像的特征部分（反相的部分线性连续）。可视化并输出。[选择图]图3

