

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5292179号  
(P5292179)

(45) 発行日 平成25年9月18日(2013.9.18)

(24) 登録日 平成25年6月14日(2013.6.14)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 3 (全 7 頁)

(21) 出願番号	特願2009-125008 (P2009-125008)	(73) 特許権者	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
(22) 出願日	平成21年5月25日(2009.5.25)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
(65) 公開番号	特開2010-269054 (P2010-269054A)	(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
(43) 公開日	平成22年12月2日(2010.12.2)	(72) 発明者	宇野 隆也 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ カ株式会社内
審査請求日	平成24年4月3日(2012.4.3)	審査官	宮川 哲伸

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】

被検体に対して超音波を送受する超音波プローブと、  
超音波プローブにより受信された信号を処理し超音波画像データを作成する画像データ作成部と、

被検体内に挿入される医療デバイスの形状情報を記憶するデバイス情報記憶部と、  
を有する超音波診断装置であって、

前記画像データ作成部は、

超音波プローブの送受する1本の超音波ビームについて、前記医療デバイスの、超音波  
プローブに最も近い点を検知する最近点検知部と、

当該超音波ビームに沿って、検知された最近点からデバイスの形状情報に基づいた所定  
長さの範囲を医療デバイスが占める範囲として設定するデバイス範囲設定部と、

設定された医療デバイスの範囲を周囲から識別できるように画像データを作成する識別  
処理部と、

を有する、

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であって、

前記画像データ作成部は、前記最近点を検知するためと、被検体内の超音波情報を得る  
ためとで、異なるダイナミックレンジで超音波の送受信を行うためのダイナミックレンジ

変更部、  
を有する超音波診断装置。

【請求項3】

請求項1または2に記載の超音波診断装置であって、

1本の超音波ビームごとに、受信された超音波信号から得られた医療デバイスの範囲と、デバイス範囲設定部により設定された範囲との差分の範囲である偽像範囲を特定する偽像範囲特定部と、

前記偽像範囲の画像データを、前記受信された超音波信号から得られた医療デバイスの範囲に隣接する領域の画像データにより補完する補完部と、

を有する、超音波診断装置。

10

【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、特に被検体内に挿入された穿刺針、鉗子等の医療デバイスを観察するのに好適な超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

被検体内に挿入された医療デバイスを監視し、また操作するために、超音波画像を用いる方法が知られている。下記、特許文献1～3には、医療デバイスとして穿刺針を用い、これを超音波画像上に表示させる技術が記載されている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2000-185041号公報

【特許文献2】特開2004-208859号公報

【特許文献3】特開2007-117566号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

穿刺針等の医療デバイスは、音響インピーダンスが高いため、超音波画像上で高い輝度で表示される。一方で、超音波プローブから遠くなるほど、超音波ビームのフォーカスが甘くなるので、奥行き方向の寸法が実際より大きく表示される。医療デバイスが穿刺針であれば、プローブから遠い位置ほど、多くの場合、針の先ほど、太く表示される。

30

【0005】

本発明は、超音波画像上で医療デバイスの大きさを正確に表すことを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

超音波プローブより超音波を送受信して受信信号を得る。1本の超音波ビームについて、医療デバイスの、超音波プローブに最も近い点を検知する。一方、使用する医療デバイスの形状情報を記憶しておく。検知された医療デバイスの最近点から、その超音波ビームに沿って奥の方向に、医療デバイスの形状情報に基づき所定の長さの範囲を、医療デバイスが実際に占める範囲と設定する。この範囲を、周囲から識別できるように画像データを作成する。

40

【0007】

医療デバイスの最近点は、正確に取得できるが、一方で後側は、後方散乱等によりどこまでが実際の医療デバイスであるのか不正確である。用いている医療デバイスの形状情報があれば、前記の最近点から、形状情報に従った寸法の範囲が実際の医療デバイスの占める範囲であることが推定できる。

【0008】

また、医療デバイスの最近点を取得するためのダイナミックレンジと、通常の、被検体

50

内の超音波情報を得るためのダイナミックレンジとを異なるものとして、これらの間で変更可能にすることもできる。

【0009】

また、受信された超音波信号から得た医療デバイスの範囲と、前記最近点と形状情報から得た医療デバイスの範囲にずれが生じる。後者は、最近点を基準としているから、ずれが生じるのは超音波プローブから遠い側の部分である。この部分の受信された超音波信号から得た医療デバイスの像は、実際にはデバイスが存在しない偽像である。この偽像の部分の画像データは、一つの超音波ビームに沿って、受信された超音波信号から得た医療デバイスの範囲に隣接する領域の画像データから補完されてよい。

【発明の効果】

10

【0010】

本発明によれば、医療デバイスの正確な形状を表すことができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本実施形態の超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図2】超音波ビームおよび穿刺針と、受信信号波形を示した図である。

【図3】医療デバイスの位置を表す情報が合成されたラインデータの構造を示す図である。

【図4】受信波形と実際の医療デバイスの太さの関係を示す図である。

【発明を実施するための形態】

20

【0012】

以下、本発明の実施形態を、図面に従って説明する。図1は、本実施形態の超音波診断装置10の概略構成を示すブロック図である。超音波診断装置10は、被検体としての生体に対し超音波を送信し、生体内からの反射波を受信する超音波プローブ12を有する。超音波プローブ12は、断層像を得るためのプローブであり、複数の超音波振動素子が1方向に配列された超音波振動子を有する。個々の振動素子の駆動タイミングを制御することで、超音波ビーム14が形成され、走査される。超音波プローブ12による超音波の送受信、すなわち超音波振動子の駆動制御は、送受信器16により行われる。受信された超音波信号は、ビーム形成部18に送られ、ここで整相加算され受信ビームが形成され、受信ビームごとの超音波受信信号がビーム処理部20に送られる。ビーム処理部20においては、送られてきた受信信号に基づき、超音波ビーム上の超音波画像のラインデータが生成される。このビーム処理部20における処理については、後に詳述する。ラインデータはスキャンコンバータ22に送られ、ここで超音波診断像が生成され、表示装置等の出力装置へと送出される。

30

【0013】

図1には、超音波ビームの走査範囲に医療デバイスとしての穿刺針26が進入している様子が示されている。穿刺針26は、例えば超音波プローブ12に固定されたアダプタ(不図示)に、針自身の軸方向の動きのみ許容されるように支持される。しかし、これに限らず、超音波の走査面内で自由な向きをとれるようにしてもよく、また三次元的にいずれの向きをとることもできるようにしてもよい。

40

【0014】

穿刺針26等の医療デバイスは、金属等の音響インピーダンスが高い材質で形成されており、穿刺針26からの受信信号は、高い受信強度を有する。穿刺針26が走査範囲24にある場合、ビーム形成部18からビーム処理部20に送られる受信信号は、穿刺針による高い受信強度を有している。この受信信号は、ラインデータを生成するラインデータ生成部28に送られ、各超音波ビームごとに、ビーム上の超音波の反射強度の分布データが作成される。一般的には、反射超音波の強度と画像上の輝度が対応するよう、輝度データの分布データとして作成される。一方、ビーム形成部18から送られた受信信号は、ラインデータ生成部28でゲイン調整等の処理を受ける前に分岐され、医療デバイス判定部30に送られる。前述のように、医療デバイスは高い音響インピーダンスを有し、受信信号

50

の高い強度の部分を医療デバイスとして判定する。

【 0 0 1 5 】

図 2 は、超音波ビーム 1 4、穿刺針 2 6 および受信信号の波形を示した図である。超音波ビーム 1 4 に対して、超音波ビームのフォーカスの広がり符号 3 2 にて模式的に示されている。図示するようにフォーカスは、超音波プローブ 1 2 近傍で広く、一旦絞られた後、再度広がる。穿刺針 2 6 が挿入される位置は、超音波プローブ 1 2 からある程度距離を有する位置であることが想定される。よって、穿刺針 2 6 を観察するにおいては、概略的に超音波プローブ 1 2 から遠くなるほど、フォーカスは広がる。穿刺針 2 6 の超音波プローブ 1 2 に対向する面（以下、前面と記す。）で反射し、これが高い強度となって受信波形 3 4 に表れる。この高い強度の範囲 a をしきい値 TH により判定する。すなわち、生体部分の波形と、穿刺針部分の波形とを弁別するための所定のしきい値 TH を、予め定めおき、このしきい値を超えた部分を穿刺針 2 6 の位置とする。図においては、理解しやすいように超音波ビームのフォーカスが広く描かれており、実際の穿刺針前面からの反射波の幅 a は十分小さく、受信波形 3 4 がしきい値 TH を最初に超えた位置を、穿刺針 2 6 の前面として実用上問題はない。すなわち、この位置が 1 本の超音波ビーム上の穿刺針 2 6 の最も近い点（最近点）C である。

10

【 0 0 1 6 】

データ合成部 3 6 において、ラインデータ生成部 2 8 にて生成されたデータに、医療デバイス判定部 3 0 で判定された穿刺針 2 6 の位置を示すデータを合成し、合成ラインデータを生成する。合成ラインデータの構造の例を図 3 に示す。図 3 の一つの行が 1 個の画素のデータを示し、上位の 1 ビットが穿刺針 2 6 の位置を表すビット（位置情報ビット）3 8 であり、以降のビットが当該画素の輝度を示すビット（輝度情報ビット）4 0 である。医療デバイス判定部 3 0 で判定された穿刺針の位置を表す図 2 における範囲 a に属する画素に対し、位置情報ビット 3 8 を「1」として、フラグを立て、穿刺針の位置が示される。図 3 の例においては、しきい値 TH を超えた画素全てに対してフラグが立てられているが、最も超音波プローブに近い画素のみにフラグを立てるようにしてもよい。この合成されたデータがスキャンコンバータ 2 2 に送られる。

20

【 0 0 1 7 】

スキャンコンバータ 2 2 においては、ビーム処理部 2 0 で生成された合成データと、デバイス情報記憶部 4 2 に記憶された穿刺針の形状に関する情報に基づき、診断像が、診断像生成部 4 4 にて生成される。デバイス情報記憶部 4 2 は、医療デバイスの形状に関する情報を記憶しており、穿刺針 2 6 については、少なくとも太さが記憶されている。診断像生成部 4 4 においては、最近点 C から穿刺針の太さに対応する数の画素が最高輝度で表示されるように輝度データが生成される。この穿刺針の太さに対応した画素に続く画素においては、超音波の後方散乱等により、前記合成データ上では高輝度となっている場合があり、これの処理について、以下述べる。

30

【 0 0 1 8 】

図 4 は、受信波形 3 4 と記憶された穿刺針の太さ  $d_{org}$  の関係を示す図である。横軸は、超音波プローブからの画素数を表す。受信波形 3 4 がしきい値 TH を超えた画素の内、最も超音波プローブに近い画素を  $p(0)$  とし、最も遠い画素を  $p(n)$  とする。画素  $p(0)$  が前述の最近点 C に対応する。画素  $p(0)$  から画素  $p(n)$  の範囲が、超音波像として表れる穿刺針 2 6 の太さ  $d_{echo}$  を表す。前述のように、画素  $p(0)$ （最近点 C）から穿刺針 2 6 の実際の太さ  $d_{org}$  に対応する長さをとると、画素  $p(n)$  より手前の画素  $p(b)$  までしか到達しない場合がある。画素  $p(b+1)$  から画素  $p(n)$  までの区間は、超音波像として表れるが実体はない偽像  $d_{pse}$  である。この区間の画素の輝度情報を、画素  $p(n+1)$  またはそれ以降の画素の輝度情報に置き換え、補完を行う。また、画素  $p(0)$  以前（図中左）の画素も用いて補完してもよい。

40

【 0 0 1 9 】

医療デバイスの位置が特定できた場合、つまり最近点（C）が検出された場合、医療デバイスにより生じる多重反射のアーチファクトの発現位置を特定することができる。超音

50

波プローブ表面から医療デバイスまでの距離を  $d$  としたとき、医療デバイスとプローブ表面間の多重反射の発現位置は、 $2d$ 、 $3d$ 、 $\dots$  である。したがって、多重反射発生予測位置のピクセルについて、この位置に近接するピクセルの輝度値に基づく補完を行い、多重反射によるアーチファクトを消すことができる。

【0020】

また、医療デバイス検出時と断層画像取得時において、受信ダイナミックレンジを変更することができる。断層画像取得時においては、生体内の強反射材質に最適化されたダイナミックレンジに調整されている。医療デバイスは、一般的に生体内の強反射材質より更に強く超音波を反射するが、生体内強反射材質に最適化されたダイナミックレンジでは、飽和して、医療デバイスと生体内強反射材質との弁別が困難になる場合がある。これを避けるために、一般的な生体材料の反射よりも広いダイナミックレンジで受信する回路を設け、医療デバイスの位置を検出するための超音波の走査を定期的に行うようにできる。この回路は、図1の超音波診断装置にビーム形成部18に組込むことができる。

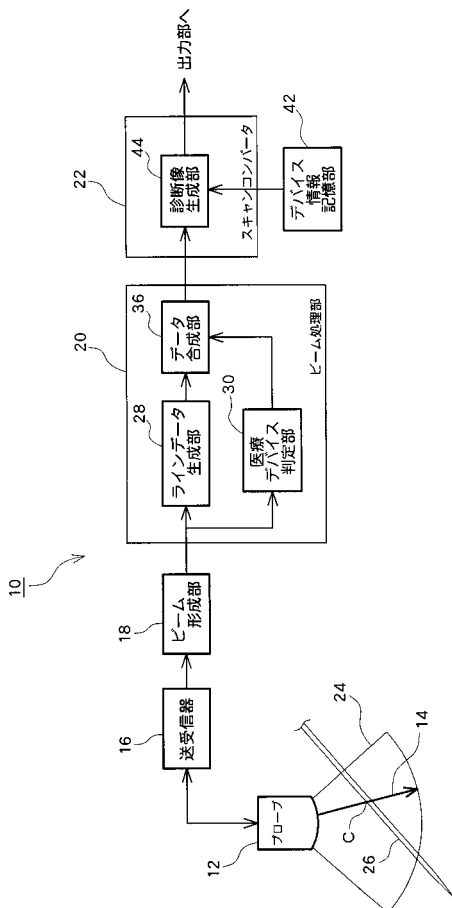
10

【符号の説明】

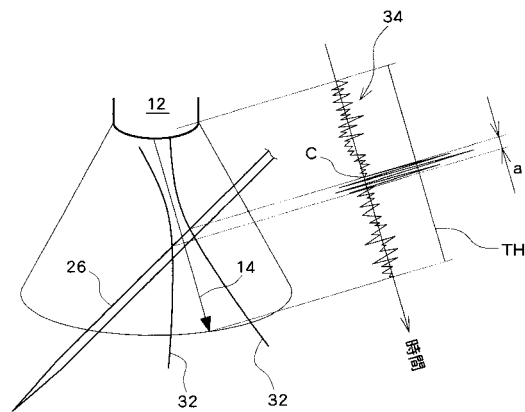
【0021】

10 超音波診断装置、12 超音波プローブ、14 超音波ビーム、20 ビーム処理部、22 スキャンコンバータ、26 穿刺針、38 位置情報ビット、40 輝度情報ビット、42 デバイス情報記憶部。

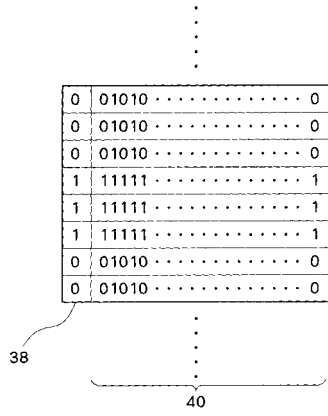
【図1】



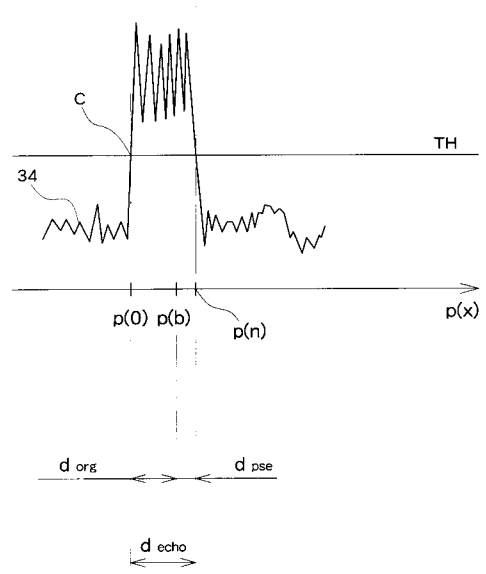
【図2】



【 図 3 】



【 図 4 】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2005-58584(JP,A)  
特開2004-208859(JP,A)  
特開2007-301122(JP,A)  
特開2008-178589(JP,A)  
特開2007-195867(JP,A)  
特開平4-303435(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP5292179B2</a>	公开(公告)日	2013-09-18
申请号	JP2009125008	申请日	2009-05-25
[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)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	宇野隆也		
发明人	宇野 隆也		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE09 4C601/FF03 4C601/GA20 4C601/JC09 4C601/JC11		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2010269054A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：在超声波图像中清楚地显示诸如穿刺针的医疗设备。  
 解决方案：使用单个超声波束，确定最接近医疗设备的超声波探头的点C。预先存储关于要使用的医疗设备的形式的信息。基于最近点C的像素  $p(0)$ ，获取沿着医疗装置的超声波束的方向的尺寸  $d_{org}$ ，并且向像素  $p(0)$  提供指示医疗装置存在的信息。至本节的  $p(b)$ 。

【 图 1 】

