

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4891651号  
(P4891651)

(45) 発行日 平成24年3月7日(2012.3.7)

(24) 登録日 平成23年12月22日(2011.12.22)

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

請求項の数 6 (全 15 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2006-132100 (P2006-132100)                  (22) 出願日 平成18年5月11日 (2006.5.11)                  (65) 公開番号 特開2007-301122 (P2007-301122A)                  (43) 公開日 平成19年11月22日 (2007.11.22)                  審査請求日 平成21年3月18日 (2009.3.18)</p>	<p>(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                  (74) 代理人 100075258                  弁理士 吉田 研二                  (74) 代理人 100096976                  弁理士 石田 純                  (72) 発明者 永瀬 優子                  東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ                  カ株式会社内                  審査官 松谷 洋平</p>
--	---

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】

硬質の器具が挿入された対象組織に対して超音波を送受信する送受信手段と、  
 前記超音波の送受信を制御する手段であって、第1送受信時には前記対象組織を画像化するための第1送受信条件を設定し、第2送受信時には前記器具を画像化するための第2送受信条件を設定する送受信制御手段と、

前記第1送受信時に得られた二次元又は三次元の第1データ群と、前記第2送受信時に得られた二次元又は三次元の第2データ群とを合成処理して、合成データ群を生成する合成処理手段と、

前記合成処理後の合成データ群に基づく二次元又は三次元の超音波画像を表示する表示手段と、

を含み、

前記第2送受信条件における送信パワーは前記第1送受信条件における送信パワーよりも小さく、

前記第1データ群又は前記合成データ群における、前記器具に対応する部分データ群を部分圧縮処理する部分圧縮処理手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項1記載の超音波診断装置において、

前記第2送受信条件における送信繰り返し周波数は前記第1送受信条件における送信繰り返し周波数よりも低い、ことを特徴とする超音波診断装置。

10

20

## 【請求項 3】

請求項 1 記載の超音波診断装置において、  
前記第 2 送受信条件における受信ゲインは、前記第 1 送受信条件における受信ゲインよりも小さいことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 4】

硬質の器具が挿入された対象組織に対して超音波を送受信する送受信手段と、  
前記超音波の送受信を制御する手段であって、第 1 送受信時には前記対象組織を画像化するための第 1 送受信条件を設定し、第 2 送受信時には前記器具を画像化するための第 2 送受信条件を設定する送受信制御手段と、

前記第 1 送受信時に得られた二次元又は三次元の第 1 データ群と、前記第 2 送受信時に得られた二次元又は三次元の第 2 データ群とを合成処理して、合成データ群を生成する合成処理手段と、

前記合成処理後の合成データ群に基づく二次元又は三次元の超音波画像を表示する表示手段と、

を含み、

前記第 2 送受信条件における送信パワーは前記第 1 送受信条件における送信パワーよりも小さく、

前記合成処理手段は、

前記第 1 データ群における前記器具に対応する部分データ群を部分圧縮する部分圧縮処理部と、

前記部分圧縮された第 1 データ群と前記第 2 データ群とを加算して前記合成データ群を生成する加算部と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 5】

硬質の器具が挿入された対象組織に対して超音波を送受信する送受信手段と、  
前記超音波の送受信を制御する手段であって、第 1 送受信時には前記対象組織を画像化するための第 1 送受信条件を設定し、第 2 送受信時には前記器具を画像化するための第 2 送受信条件を設定する送受信制御手段と、

前記第 1 送受信時に得られた二次元又は三次元の第 1 データ群と、前記第 2 送受信時に得られた二次元又は三次元の第 2 データ群とを合成処理して、合成データ群を生成する合成処理手段と、

前記合成処理後の合成データ群に基づく二次元又は三次元の超音波画像を表示する表示手段と、

を含み、

前記第 2 送受信条件における送信パワーは前記第 1 送受信条件における送信パワーよりも小さく、

前記合成処理手段は、

前記第 1 データ群と前記第 2 データ群とを加算する加算部と、

前記加算部から出力された加算後のデータ群に対して前記器具に対応する部分データ群を部分圧縮して前記合成データ群を生成する部分圧縮手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 6】

請求項 1 記載の超音波診断装置において、

前記第 2 データ群の表示色を前記第 1 データ群の表示色とは異ならせる表示処理手段を含む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】

本発明は超音波診断装置に関し、特に、生体組織と共に器具を画面上に表示する超音波診

10

20

30

40

50

断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置を用いると、生体の内部組織の状態を二次元断層画像あるいは三次元画像としてリアルタイムに表示することができる。超音波診断装置によれば、直接に目視することが困難な生体内部を画像として表示することができるので、治療や手術を行う場合にも超音波診断装置が活用されている。例えば、超音波診断装置を用いた治療あるいは診断の方法として、超音波ガイド下穿刺術と言われる方法がある。これは、体内の生体組織の状態を超音波画像上で観察しながら穿刺針を挿入する方法である。この方法によると、患部組織の位置と穿刺針の位置を超音波画面上で確認しながら穿刺を行うことができる。この方法による臨床上の有益性は非常に大きい。また、手術に超音波診断装置を用いる事例としては、心臓の中隔に孔が開いている中隔欠損といわれる病気を手術する際に、超音波画像上で心臓を観察しながら欠損孔を縫い留める新たな手術方法があげられる。この手術方法においては、体内に挿入された縫合器が超音波画像上に表示される。このように、超音波診断装置は、生体の計測や診断のための装置として用いられるのみならず、治療や手術の際においても有効な装置として用いられている。

10

【0003】

特許文献1には、3次元表示の超音波診断装置において、生体組織に対応した低エコー値範囲と、金属物体に対応した高エコー値範囲とを弁別し、高い反射率を示す手術器具の画像と生体組織の画像とを同時表示することが記されている。この特許文献1に記載された技術はボクセル値を用いた投影演算により金属物体の表示の補正を行うものであるが、特許文献1には超音波の送受信条件を変える制御は認められない。なお、特許文献2には、超音波の送受信により得られた画像データにテクスチャー解析を施して、注目組織を強調する画像解析方法に関する技術が記されている。

20

【0004】

【特許文献1】特開2003-164449号公報

【特許文献2】特開2000-316863号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

手術器具を患者の体内に挿入し、その位置を超音波画面上で確認しながら手術を行う場合には、超音波画面上で手術器具及びその周囲が全体的に高輝度に表示される。すなわち、手術器具の位置がハイライト表示されたり、白い尾を引くように表示されたりする。これは、生体内に挿入された硬質の手術器具が、超音波に対して高い反射率を示すために発生する現象である。このような像はアーチファクトの一種である。アーチファクトは、生体組織の実体を伴わない虚像であるが、超音波画面においては、実際の器具の大きさよりもはるかに大きな物があるかのように表示されてしまう。そのために、画像観察上、実際の器具の形状や位置を明瞭に特定できないという問題がある。画面上で硬質の器具の大きさと位置を明瞭に表示できないという問題は、とりわけ穿刺時において、その操作性に関わる問題となるが、穿刺以外の器具の画像化の際にも問題となる。

30

40

【0006】

本発明の目的は、器具を超音波画像として表示する場合においても、その器具を明瞭に表示できる超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、硬質の器具が挿入された対象組織に対して超音波を送受信する送受信手段と、前記超音波の送受信を制御する手段であって、第1送受信時には前記対象組織を画像化するための第1送受信条件を設定し、第2送受信時には前記器具を画像化するための第2送受信条件を設定する送受信制御手段と、前記第1送受信時に得られた二次元又は三次元の第1データ群と、前記第2送受信時に得られた二次元又は三次元の第2データ群とを合

50

成処理して、合成データ群を生成する合成処理手段と、前記合成処理後の合成データ群に基づく、二次元又は三次元の超音波画像を表示する表示手段と、を含むことを特徴とする。

【0008】

上記構成によれば、超音波の送受信手段によって得られる受信信号に基づいて、二次元又は三次元の超音波画像を形成する際に、送受信制御手段により送受信条件が切り替え制御される。送受信条件としては、対象組織を画像化するのに適した第1送受信条件と、硬質の器具を画像化するのに適した第2送受信条件とを選択することが可能である。従って、通常の第1送受信条件の他に、硬質の器具を画像化するのに適した第2送受信条件を併用し、更に2つの送受信条件によって得られたデータ群あるいはそれらに基づく画像の合成処理を行うことによって、合成処理後の超音波画像上において器具の位置及び大きさを明瞭に表示できる。

10

【0009】

ここで、硬質の器具は、一般に生体内部で高い反射率を示すものであり、具体的には、手術用メス、鉗子、穿刺針、縫合器などである。器具の材質は、金属あるいは非金属のいずれであってもよいが、特に金属製の器具は音響インピーダンスが高く超音波に対して高い反射率を示すのでアーチファクトが発生し易い。なお、第1データ群と第2データ群とを合成処理するのは、画像形成部において超音波画像を形成する前であってもよいし、超音波画像を形成する後であってもよい。第1データ群と第2データ群とを取得するタイミングは、異なる時相であることが望ましいが、同一の時相であってもよい。ちなみに、データ群の概念には、二次元のフレームデータ及び三次元のボリュームデータが含まれる。フレームデータの概念には送受波フレームデータ及び表示フレームデータが含まれる。

20

【0010】

望ましくは、前記超音波診断装置は、前記第1データ群又は前記合成データ群における、前記器具に対応する部分データ群を部分圧縮処理する部分圧縮処理手段を含むことを特徴とする。

【0011】

上記構成によれば、器具に対応する部分データ群を部分的につまり局所的に圧縮することができる。ここで、器具に対応する部分データ群は、第1データ群の一部又は合成データ群の一部のデータ群である。つまり、合成処理前に部分圧縮処理を適用してもよいし、合成処理後に部分圧縮処理を適用してもよい。いずれにしても部分圧縮処理によって、器具に対応する部分データ群はアーチファクトも含めてその輝度が低減される。

30

【0012】

望ましくは、前記第2送受信条件における送信パワーは、前記第1送受信条件における送信パワーよりも小さいことを特徴とする。上記構成によれば、送信パワーについて、第2送受信条件で発信される送信パワーが低減される。送信パワーの低減に伴って、探触子で受信される反射波の振幅は低減され、つまり第2データ群として取得されるデータの輝度値は、全体的に低減される。従って、第2データ群においては、通常、超音波に対して高い反射率を示す器具からの反射波に基づくデータが支配的になる。

【0013】

望ましくは、前記第2送受信条件における受信ゲインは、前記第1送受信条件における受信ゲインよりも小さいことを特徴とする。上記構成によれば、第2送受信条件での反射波を処理する上での受信ゲインが低減される。受信ゲインの低減に伴って、第2データ群として取得されるデータの輝度が低減される。従って、超音波に対して高い音響インピーダンスを示す器具からの反射波に基づくデータ群に対しても、輝度が低減されるので、アーチファクトの影響を低減することができる。

40

【0014】

前述した、第2送受信条件における送信パワーの低減処理と、第2送受信条件における受信ゲインの低減処理とは、どちらか一方だけを実施してもよいし、あるいは両方を同時に実施してもよい。結果として、組織を明瞭に表した画像と器具を明瞭に表した画像とを

50

取得できればよい。器具のサイズと位置を適正に表示するために、第2送受信条件において、送信パワー及び受信ゲインの低減の程度は、適宜最適なレベルに調整することが望ましい。その場合には人為的な調整及び自動的な調整のいずれも適用可能である。

【0015】

望ましくは、前記合成処理手段は、前記第1データ群における前記器具に対応する部分データ群を部分圧縮する部分圧縮処理部と、前記部分圧縮された第1データ群と、前記第2データ群とを加算して前記合成データ群を生成する加算部と、を含むことを特徴とする。

【0016】

上記構成によれば、まず、第1データ群の一部分のデータが部分圧縮処理つまり輝度圧縮処理される。この部分圧縮処理は、器具及びその近傍に位置する高輝度の部分データ群（つまり部分データ群）に対して施される。すなわち、部分圧縮処理の対象となる部分データ群は、例えば、アーチファクトの発生により手術器具の大きさが大きく表示されている部分である。部分圧縮後の第1データ群と、第2データ群とが加算部で加算される。第2データ群は、器具を主体として取得されたデータ群であり、画像化時に器具の大きさ位置とを明瞭に特定することが可能なデータ群である。第2データ群は、第1データ群の部分圧縮処理が施された後に加算されるので、第2データ群のもつ器具の情報は保持されて、合成データ群において器具の大きさと位置とを明瞭に特定することができる。合成データ群は、器具の大きさと位置を明瞭に把握することが可能であり、さらに器具に相当する部分データ群におけるアーチファクトの問題は見かけ上で低減され、器具以外の生体組織の状態も明瞭に表示される。

【0017】

望ましくは、前記合成処理手段は、前記第1データ群と前記第2データ群とを加算する加算部と、前記加算部から出力された加算後のデータ群に対して前記器具に対応する部分データ群を部分圧縮して前記合成データ群を生成する部分圧縮手段と、を含むことを特徴とする。

【0018】

上記構成において、第1データ群は、生体組織の観測のために取得されたデータ群であり、例えば、アーチファクトの影響が大きく表れて、画像化時に器具を必ずしも明瞭に表示できないデータ群となっている。一方、第2データ群は、器具の鮮明画像化のために取得されたデータ群であり、例えば、器具の大きさと位置とを明瞭に特定することができるデータ群である。これらの第1データ群と第2データ群は、まず加算部にて加算合成される。次に加算後のデータ群において、器具に対応する部分のデータ群は部分圧縮、つまり輝度圧縮される。部分的に輝度圧縮された合成データ群に基づいて超音波画像が形成される。合成データ群は、器具に対応する部分データ群について部分圧縮されているので、超音波画像上では、器具の大きさと位置を明瞭に把握することができ、また、場合によっては通常の場合にアーチファクトに覆い隠されてしまっている組織を浮かび上がらせることもできる。

【0019】

望ましくは、前記第2データ群の画面表示色を、前記第1データ群の表示色と異なる色に着色する手段を含むことを特徴とする。上記構成によれば、第2送受信条件によって得られる器具を表すデータ群の表示色が、合成処理後の超音波画像において、第1データ群の表示色と異なって表示されるために、画像上で、器具の位置する部分あるいは部分圧縮処理された部分を明確に認識することができる。例えば、輝度の高低の画像情報に加えて、色彩の画像情報を用いることにより、視覚的差別化を図ることができる。

【発明の効果】

【0020】

以上説明したように、本発明によれば、超音波画面上に器具を表示する場合において、当該器具を明瞭に表示することが可能となり、超音波画像上で器具の大きさと位置を特定することができる。

10

20

30

40

50

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0021】

以下、本発明の好適な実施の形態を図面に基づいて説明する。

## 【0022】

図1は、超音波診断装置の表示部に写し出される超音波画像の模式図である。この超音波画像10は、この例では、患者の臓器の二次元断層画像であり、患者の体表にセクタ走査方式の超音波探触子を当接させて得られる画像である。この画像を表示するために使われる超音波探触子には、穿刺針の挿入をガイドするための穿刺アダプタ39が取り付けられている。穿刺針は、挿入経路に沿って案内されつつ体内へ挿入され、体内での状態は超音波画像10上で観察、認識される。超音波画像10は、そもそも臓器の観察のための画像であるので、そのセクタ走査面内には臓器の断層画像が明瞭に写し出される。但し、超音波画像10では、そのセクタ走査面内の一部分において必ずしも明瞭でない画像情報も写し出されている。図1の部分領域14がその部分に該当する。斜め方向に伸長した形態を有する部分領域14は、アーチファクトの発生している領域を模式的に示している。部分領域14の内部の黒塗りの領域12は、特に強いアーチファクトが発生してぎらぎらと光っているハイライト表示部分を模式的に示している。部分領域14は穿刺針に起因して生じている。説明のために、図1ではアーチファクトの発生している領域を便宜上2つの領域で示しているが、実際には、穿刺針を中心としてばやけた輝度分布が生じている。注目すべきことは穿刺針の実際の形状を画像上で特定困難ということである。なお、図1のA1からA2まで引いてある破線16は、後述の図5及び図8の説明のための破線である。

10

20

## 【0023】

上述したように、穿刺針のような手術器具を挿入すると、超音波画像上において穿刺針それ自体の観察を阻害する虚像（アーチファクト）が表れるために、当該穿刺針は実際の形状よりも見かけ上大きく表示される。穿刺時においては、特に、穿刺針の先端位置を特定し把握することが重要となるが、その位置を特定することは困難であった。そこで、穿刺針の形状及び位置を明瞭に表示することが求められる。

## 【0024】

図2は、本発明に係る第1の実施形態を示す画像合成方法の原理図を示している。図2に示す4つのセクタ形状(a)から(d)は、それぞれ二次元断層画像としての超音波画像（フレームデータに相当する）を概念的に表している。図2(a)は、前述した図1の超音波画像と同じ画像を示している。ここで、図2(a)は通常の超音波の送受信条件、つまり生体の内部組織を観察するための送受信条件の適用によって得られた超音波画像である。従って、図1と同様に、超音波画像内には臓器が明瞭に表示されている部分が支配的に表示されており、その超音波画像内の一部分においてアーチファクトの発生している部分領域20が認められる。ちなみに、部分領域20の内部には手術器具を含む高輝度の領域18が存在している。

30

## 【0025】

図2(b)は、送受信条件を変更し、送信パワーを低減した設定において形成される超音波画像を示している。送信パワーを下げることによりアーチファクトも低減されて、アーチファクトが発生している部分領域21はなお含まれるものの、その内部に穿刺針の像22が明瞭に画像化されている。勿論、穿刺針の像22が得られる限りにおいて、アーチファクトを実質的に解消させる送受信条件が設定されるようにしてもよい。図2(b)に示す超音波画像は、器具を明瞭に表示するための画像であるので、図2(b)にて部分領域21に含まれない部分については、臓器が必ずしも明瞭に表示される必要はない。このことは、図2(b)に示す超音波画像と図2(a)に示す超音波画像を比較した場合に、図2(a)においては臓器が明瞭に表示されているのに対して、図2(b)においては臓器が明瞭に表示されていないことにより対比的に示されている。ここでは、超音波の送信パワーを下げる方法によって、アーチファクトを低減し穿刺針の鮮明な画像の形成を行っているが、反射波として取り込まれた受信信号に対する受信ゲインを下げることによって

40

50

も、同様の超音波画像を形成可能である。なお、通常の送受信条件と穿刺針画像化のための弱送受信条件の選択順序は適宜定めることができる。ビーム単位あるいはフレーム単位で各送受信条件が交互に設定されるようにしてもよい。

【 0 0 2 6 】

図 2 ( c ) は、図 2 ( a ) に示した超音波画像に対して画像処理を施すことで生成される超音波画像を示している。すなわち、図 2 ( a ) に示した超音波画像において、まず、アーチファクトの発生している部分領域 2 0 の特定が行われる。その場合には後述するように閾値処理などを用いることができる。次に、特定された部分領域 2 0 に対して輝度の圧縮処理が行われる。それにより高輝度の部分領域 2 0 は圧縮されて低輝度になり、見かけ上、アーチファクトの発生を低減できる。これにより部分領域 2 4 はそれ全体として相対的に低輝度となるので、中心部分の領域 2 3 も輝度が低減されたものとなる。

10

【 0 0 2 7 】

図 2 ( d ) は、図 2 ( b ) に示す穿刺針の形状を明瞭に表現した超音波画像と、図 2 ( c ) に示す通常の超音波画像とを合成することで形成される超音波画像を示している。図 2 においては、加算器 3 0 を用いて超音波画像を加算合成することを表している。図 2 ( d ) に示すように、加算合成後の超音波画像は、図 2 ( b ) に示す穿刺針に相当する像 2 2 の情報を保有している。すなわち、穿刺針に相当する像 2 2 を含む部分領域 2 1 が、部分圧縮された部分領域 2 4 の上にそのまま重畳されて、図 2 ( d ) に示す部分領域 2 8 が形成される。当該部分領域 2 8 の中には穿刺針に相当する像 2 9 が浮かび上がって表示されており、その像 2 9 から超音波画像上で穿刺針の実際の位置及び形状を、組織との対比において、明確に特定することが可能である。つまり、超音波画像上でアーチファクトを完全に解消できなくても、穿刺針の形態が明瞭に画像化でき、かつ、組織と穿刺針との位置関係を明確に特定できれば、穿刺操作を安全に遂行できる。図 2 ( d ) に示す超音波画像には、図 2 ( c ) に示す超音波画像が有している臓器等の組織の画像情報が重畳されている。従って、合成画像である図 2 ( d ) の超音波画像を用いることによって、穿刺針と組織との位置関係を把握することは容易になる。勿論、アーチファクトを実質的に画像上で消失できるように画像処理を行ってもよい。

20

【 0 0 2 8 】

なお、上記説明では、二次元の断層画像の例を用いて原理の説明を行ったが、上記画像処理は実際には画像形成前のフレームデータの段階に適用することができる。また、本実施形態で示した画像合成の原理を、三次元画像（つまりボリュームデータ）の処理に適用することも可能である。このことは後述する他の実施形態においても同様である。

30

【 0 0 2 9 】

図 3 は、上記処理方向が適用される超音波診断装置の機能ブロック図を示している。システム制御部 3 2 は、超音波診断装置内の各ユニットを統合的に制御する CPU、及び、第 1 送受信条件及び第 2 送受信条件をパラメータとして格納する記憶部と、を有する。システム制御部 3 2 には、入力部 3 4 から入力される設定値が記憶される。

【 0 0 3 0 】

入力部 3 4 は、本実施形態において、キーボードやトラックボールを有する操作パネルによって構成されており、それを用いてユーザーは、システム制御部 3 2 に対して必要な設定を行うことができる。本実施形態では、特に、入力部 3 4 を用いて、超音波の送受信条件の入力設定を行える。すなわち、第 1 送受信条件及び第 2 送受信条件に関わる設定値をユーザーにより設定可能である。ちなみに、送受信条件としては、超音波の送信パワー、繰り返し周波数、受信ゲイン等をあげることができる。

40

【 0 0 3 1 】

システム制御部 3 2 は、送受信制御部 3 6 を有し、この送受信制御部 3 6 が、後述するように、送信部としての送信ビームフォーマー 3 8 及び受信部としての受信ビームフォーマー 4 2 の動作を制御する。本実施形態では、送受信制御部 3 6 がシステム制御部 3 2 の 1 つの機能として存在するが、それを独立したモジュールとして構成してもよい。本実施形態においては、送受信制御部 3 6 が、上述した第 1 送受信条件（通常の組織画像形成用

50

の送受信条件)と、第2送受信条件(特に穿刺針を明瞭に画像化するための送受信条件)と、を所定タイミングで交互に設定する機能を有する。各送受信条件を上述のようにユーザーによって可変設定できるようにしてもよいし、各送受信条件を画像解析等によって自動的かつ適応的に設定するようにしてもよい。各ビーム方向当たり、少なくとも2つの送受信条件に対応した2つのビームデータが取得される。勿論、3つ以上の送受信条件が設定されてもよい。

#### 【0032】

探触子40は複数の振動素子からなる1Dアレイ振動子を備えている。図示の例では、探触子40は生体の体表に当接されている。アレイ振動子によって超音波ビーム(具体的には送信ビーム及び受信ビーム)41が形成され、その超音波ビームを電子走査することによって走査面43が形成される。電子走査方式としては図示のような電子セクタ走査の他、電子リニア走査などをあげることができる。探触子40に複数の振動素子を二次元配列してなる2Dアレイ振動子を設け、超音波ビームを二次元的に電子走査して三次元エコーデータ取込空間を形成するようにしてもよい。1Dアレイ振動子を機械走査して同様の三次元エコーデータ取込空間を形成することも可能である。なお、図3においてrは深さ方向を示しており、は電子走査方向を示している。本実施形態では、探触子40は、その本体に着脱自在に装着される穿刺アダプタ39を有する。穿刺アダプタ39は体内挿入器具としての穿刺針を保持、案内する機構である。具体的には、走査面43内に穿刺針の挿入経路が設定される。つまり、断層画像上で穿刺針を観察可能なように、穿刺アダプタ39によって穿刺針が案内される。勿論、走査面と交差する方向から穿刺針が案内されてもよい。図1においては、穿刺針の先端が注目組織45まで送達している。

#### 【0033】

送信ビームフォーマー38においては、送受信制御部36の制御の下、設定された電圧を有する複数の送信信号が並列的に生成される。これらの送信信号は各々タイミング制御された後、探触子40内の複数の振動素子に出力される。これにより送信ビームが音響的に形成される。2つの送受信条件の切り替えに当たり、送信信号の電圧を可変することにより、送信パワーを強弱制御できるが、それ以外のパラメータを可変して送信パワーを可変するようにしてもよい。生体内からの反射波は、アレイ振動子を構成する複数の振動素子で受波される。これにより生成された複数の受信信号が受信ビームフォーマー42に並列出力される。

#### 【0034】

受信ビームフォーマー42は、複数のA/D変換回路と整相加算部を備える。受信ビームフォーマー42に入力された複数の受信信号は複数のA/D変換回路によってそれぞれアナログ信号からデジタル信号に変換される。A/D変換後の複数の受信信号は、受信ビームを電子的に形成するために整相加算部によって整相加算され、そこから整相加算後の受信信号がビームデータとして後段の振動処理部44へ出力される。本実施形態ではデジタルビームフォーマーが利用されているが、勿論アナログビームフォーマーを利用するようにしてもよい。

#### 【0035】

複数のビーム方向に対応する複数のビームデータによって1つのフレームデータが構成され、それは1つの走査面に対応する。本実施形態では、各ビーム方向当たり2つの送受信条件が適用され、つまり2種類のビームデータが取得されることになる。換言すれば、2種類のフレームデータが取得されることになる。この場合、2つの送受信条件が、ビーム単位で切り替えて交互に選択されるようにしてもよいし、フレーム単位で切り替えて交互に選択されるようにしてもよい。あるいは、任意の単位で交互に切り替えられるようにしてもよい。第1送受信条件と第2送受信条件とで、送信パワーを切り替えることなく、それを維持し、受信ゲインだけを切り替えるようにしてもよい。その場合には時分割で2つのデータを取得するようにしてもよいし、同じ受信信号に対して互いに異なる2つの受信ゲインを並列的に適用し、これによって2つのデータを同時に取得するようにしてもよい。あるいは、第2送受信条件において繰り返し周波数を低減してもよい。低周波数にす

10

20

30

40

50

ると分解能が低下するが、アーチファクトの発生を低減することができる。いずれにしても、組織画像化用の第1フレームデータと、器具としての穿刺針画像化用の第2フレームデータとが取得される。

【0036】

信号処理部44は、受信ビームフォーマーから出力されたビームデータを処理する。ここでは、例えば、対数増幅処理や受信ゲインの調整処理が適用される。対数増幅処理は、人間の視覚特性に対応するためビームデータに対して対数変換を施す処理である。受信ゲインの調整処理には、診断深さに応じてゲインを調整する処理の他、本実施形態では、送受信条件を切り替えるための利得可変処理が含まれる。2つの送受信条件を切り替え設定するための利得の可変は信号処理部44において行うこともできるし、他のユニットにお

10

【0037】

合成処理部46は、後に詳述する部分圧縮処理部及び加算部を有している。合成処理部46は、専用ハードウェア、デジタルシグナルプロセッサ、あるいは、CPUによって実行されるソフトウェアの機能、として実現可能である。ビームデータを外部PCに出力し、その外部PC上で合成処理部46の機能を実現してもよい。そのような場合には当該外部PCも超音波診断システムの一部となる。合成処理部46には、第1送受信条件に対応した第1フレームデータと、第2送受信条件に対応した第2フレームデータと、が交互に入力される。合成処理部46は、図2に示した画像処理を実行して、つまり、それらのフレームデータを合成処理し、それによる合成フレームデータを画像形成部48に出力する

20

【0038】

画像形成部48は、本実施形態において、デジタルスキャンコンバータ(DSC)によって構成される。すなわち、画像形成部48は、座標変換機能と補間処理機能とを備えている。画像形成部48に入力された各フレームデータ(本実施形態に係る合成処理モードでは合成フレームデータ)は断層画像の画像データに変換される。本実施形態では、画像形成に先立って合成処理が適用されているが、画像形成後に合成処理が適用されてもよい。断層画像の画像データは表示用の画像信号として表示部50へ出力される。

【0039】

表示部50は、表示処理器及び表示器によって構成される。表示処理器は画像合成機能やカラー合成機能などを有する。表示器としてはCRTやLCDが用いられる。第2フレームデータ中の穿刺針部分に対して着色処理を施す場合には、画像合成に先立って、各フレームデータをカラーデータとして構成するようにしてもよい。あるいは、上記の表示処理器が、穿刺針部分の領域を認識して、断層画像上における当該領域に相当する部分に事後的に着色処理を施してもよい。いずれにしても、穿刺針部分あるいは部分圧縮処理が適用された部分が視覚的に識別されるように表示処理を施せば、ユーザーがデータの圧縮加工範囲を画像上で特定することが容易となる。

30

【0040】

図4は、上記合成処理部46の機能ブロック図である。合成処理部46は、この例では、2つのメモリ52、54と、部分圧縮処理部56と、加算部58と、を有する。メモリ52、54はフレームメモリであり、メモリ52には、第1送受信条件を設定することによって得られる第1フレームデータが格納される。この第1フレームデータは図2(a)に示した画像に相当する。第1フレームデータ52は、メモリ52から次段の部分圧縮処理部56に入力される。部分圧縮処理部56では、まず、高輝度の部分領域を特定するための処理がなされる。高輝度の部分領域は、本実施形態において、ある一定の輝度値を上回るかどうかを判断する閾値処理で特定される。特定された部分領域に対して、部分圧縮処理が行われる。この処理結果は図2(b)に示した画像に相当する。一方、メモリ54に格納される第2フレームデータは、第2送受信条件を設定することによって得られるフレームデータである。これは図2(b)に示した画像に相当する。加算部58においては、部分圧縮処理された第1フレームデータと、第2フレームデータが加算合成される。つま

40

50

り、同一座標上の2つのエコーデータ（輝度値）が加算され、当該座標の新しい輝度値となる。加算合成後の合成フレームデータ59は図2（d）に示した画像に相当する。その合成フレームデータ59が図1に示した画像形成部48へ出力される。上記構成において、メモリ52の配置を省略してもよく、メモリ52及び54の両方の配置を省略してもよい。

#### 【0041】

以下、図5を用いて、上記処理の具体的内容を説明する。図5には、説明の都合上、一次元の受信信号（ビームデータ）の処理例が示されているが、実際には二次元あるいは三次元のデータに対して処理が適用される。

#### 【0042】

図5における（a）から（d）は、信号波形を示している。横軸は輝度の大きさを示している。横軸は、超音波探触子からの距離を示している（図1における破線16（A1 - A2）に相当する）。具体的には、（a）は第1送受信条件に対応する信号波形を示しており、（b）は第2送受信条件に対応する信号波形を示しており、（c）は部分圧縮処理後の信号波形を示しており、（d）は合成処理後の信号波形を示している。

#### 【0043】

（a）において、穿刺針に相当する高輝度部分を特定するために閾値TH1が用いられ、その閾値TH1を越える範囲64a内の信号部分として、高輝度部分が特定される。なお、範囲64a以外として範囲62a、66aとして図示されており、それは主に組織が画像化されている部分である。高輝度部分は実際の穿刺針の太さあるいは通過幅よりも見かけ上大きくなっている。この高輝度部分だけに圧縮処理が適用される。つまり、範囲64a内の部分が圧縮処理対象となり、それ以外の範囲62a、66a内の部分はそのまま保存される。部分圧縮処理後の信号波形が（c）に示されている。範囲64cで示すように、その中では輝度が低減されている。この（c）に示す信号波形と、（b）に示した信号波形とが全体的に加算され（符号78参照）、これにより（d）に示す信号波形が生成される。この信号波形の範囲64d内において、輝度低減された波形部分（64c参照）の上に、（b）に示した穿刺針を明確に特定可能な波形部分（範囲64b参照）が重畳されており、つまり、アーチファクト部分は残留しているもののその輝度が相対的に低減され、それを背景としてその内部に穿刺針の像が顕在化されている。これにより、ぼけた部分の内部に骨格線を表したような画像を形成できる。

#### 【0044】

このように、本発明の第1の実施形態に係る画像合成処理によると、穿刺針の大きさと位置を明確に把握することができるような合成フレームデータつまり合成画像が得られる。穿刺針が挿入されることによって発生するアーチファクトは、部分圧縮処理により輝度を低減することによって画像上での影響を緩和することができる。部分圧縮したデータに対して穿刺針の骨格を明瞭に表すデータを上積みすることによって、穿刺針自体の骨格を組織との関係で明瞭に画像表現できる。

#### 【0045】

図6は、本発明の第2の実施形態に係る画像合成の処理方法についてその原理図を示したものである。図6（a）に示す画像データは、図2（a）に示した画像データに相当する。符号82はアーチファクトが発生している部分を示しており、符号80は高輝度部分を示している。図6（a）に示す画像データは、生体の臓器を明瞭に示した画像データによって大部分を占めているが、それ以外の部分は、アーチファクトに起因する高輝度部分で占められている。図6（b）に示す画像データは、図2（b）に示した画像データに相当する。符号83はアーチファクトが発生している部分を示している。但し、第2送受信条件の適用によって、それはあまり顕著ではない。符号84は穿刺針の像を示している。この実施形態では、加算部86によって、（a）に示した画像データと（b）に示した画像データとが加算された上で、それによる合成画像データに対して部分圧縮処理が適用される。すなわち、（c）には合成画像データが示されており、加算処理後においても輝度の高低に基づいて、組織の明瞭な部分とアーチファクトの発生している部分とを判別でき

10

20

30

40

50

ることが示されている。図6(c)の画像データの中で符号87はアーチファクトが生じている部分を示し、符号88は高輝度部分を示している。穿刺針の像は、高輝度部分88の中に存在しているが、そのままでは高輝度部分88の影響を受けて、穿刺針それ自体を明確に画像上で特定することは困難である。そこで、合成画像データに対して部分圧縮処理が施される。つまり、高輝度部分が特定され、当該部分に対して輝度を低減する処理が適用される。その処理結果が(d)に示されている。符号90で示すように、ある程度、アーチファクトは残留するものの、その内部において穿刺針の像を明確に表現することが可能である。図6(d)に示す画像データにおいては、組織の位置の把握は容易であるので、穿刺針との位置関係を把握することも容易になる。但し、第2実施形態を採用する場合には、合成処理後において各座標の輝度値が飽和しないようにするのが望ましい。合成時点で、穿刺針の像とその周囲との輝度差が消失すると、部分圧縮処理を適用しても、穿刺針の像を浮かび上がらせることができないからである。このため、例えば、加算後のデータのダイナミックレンジを拡大するようにしてもよい。

10

## 【0046】

図7に示す合成処理部92は、上記の第2実施形態を実行するものであって、図3に示す合成処理部46の具体的な構成例を示すものである。合成処理部92は、2つのフレームメモリ94, 96と、加算部98と、部分圧縮処理部100と、を有する。2つのフレームメモリ94, 96にはそれぞれ第1フレームデータ及び第2フレームデータが格納され、加算部98によってそれらから合成フレームデータが生成される。部分圧縮処理部100は、合成フレームデータにおける高輝度部分つまり圧縮対象部分を特定し、その部分

20

## 【0047】

図8は、一次元の信号波形を例にとって、第2実施形態における処理の具体的内容を示す図である。これは第1実施形態を示す図5に相当するものである。(a)に示す信号波形は第1送受信条件に対応するものであり、(b)に示す信号波形は第2送受信条件に対応するものである。それらの信号波形が加算部78で加算されると、(c)に示す信号波形が得られる。それに対して閾値TH2を適用して、高輝度部分64cが特定され、それに対して、部分圧縮処理が適用される。その処理結果が(d)に示す信号波形である。

30

## 【0048】

このように、本発明の第2の実施形態にかかる画像合成処理によると、器具の大きさや位置を明確に把握することができるような合成画像データが得られる。本実施形態においては、上積みの加算合成処理によって、一時的にはあるが輝度値が非常に大きくなるため、高輝度部分を特定するための閾値を定める際に、第1の実施形態と比較して閾値の設定範囲のマージンを大きくとることができる利点がある。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0049】

【図1】超音波診断装置の表示画面上で、人体の臓器と手術器具とを同時に表示した状態を模式的に示した図である。

【図2】本発明に係る第1の実施形態に係る画像合成処理の原理図である。

40

【図3】本発明に係る超音波診断装置の全体的構成を示すブロック図である。

【図4】図3に示す合成処理部の具体的な構成例を示す図である。

【図5】本発明の第1の実施形態に係る画像処理に関して、1本のビームデータに対する輝度圧縮処理の流れを模式的に示した図である。

【図6】本発明に係る第2の実施形態にかかる画像合成処理の原理図である。

【図7】図6に示す合成処理部の具体的な構成例を示す図である。

【図8】本発明の第2の実施形態に係る画像処理に関して、1本のビームデータに対する輝度圧縮の処理の流れを模式的に示した図である。

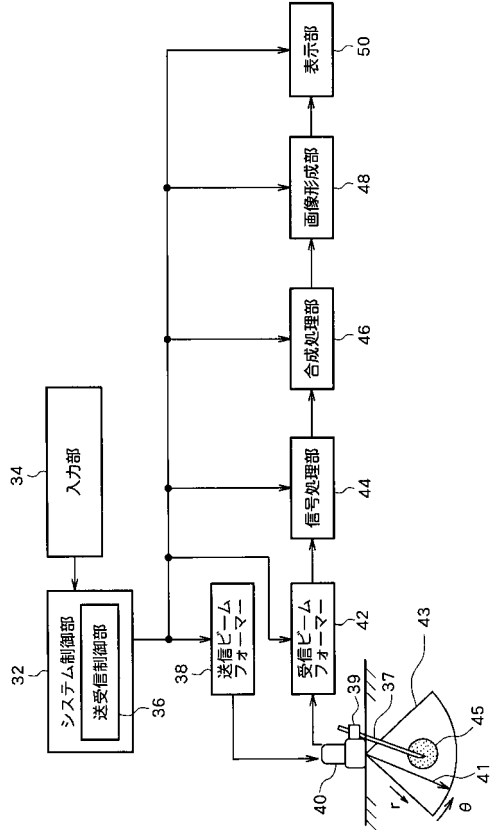
## 【符号の説明】

## 【0050】

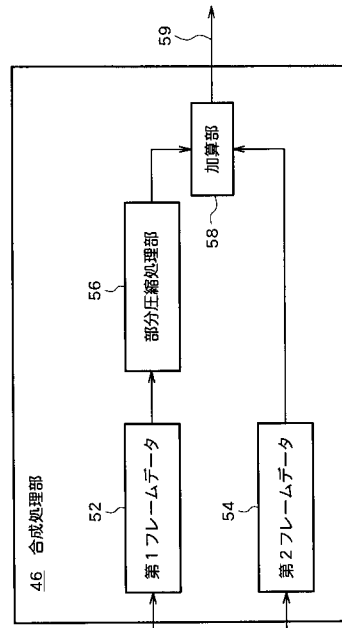
50



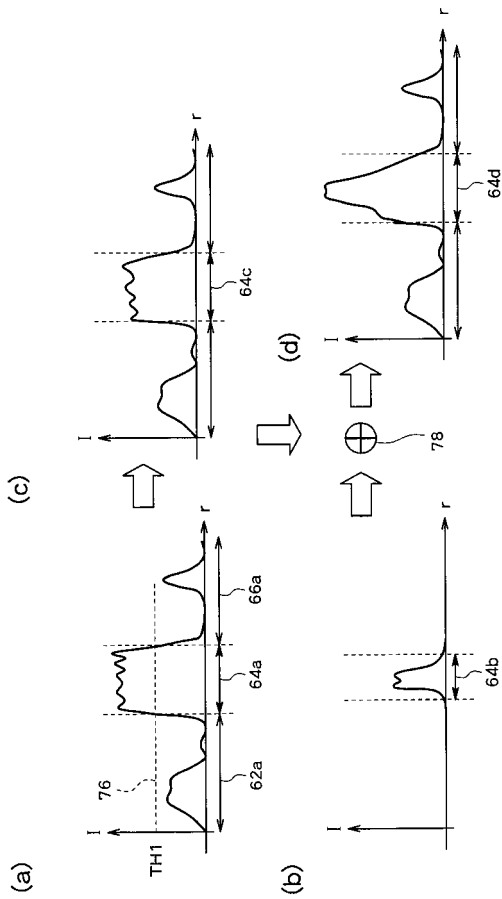
【 図 3 】



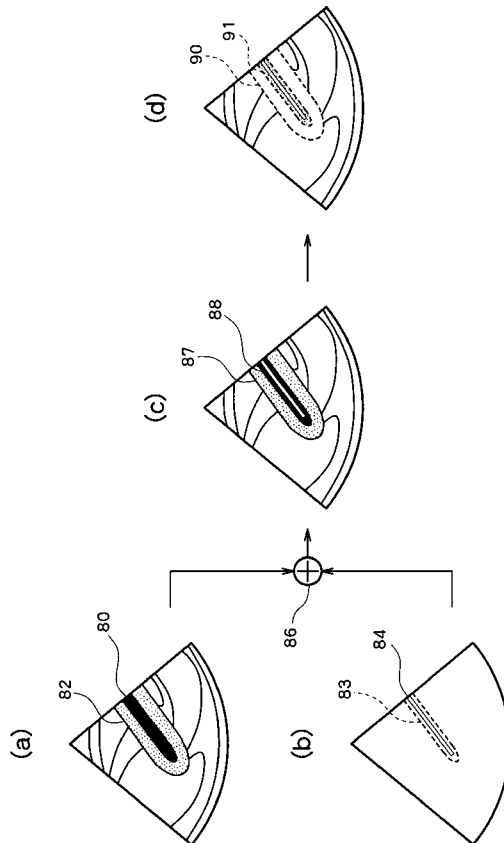
【 図 4 】



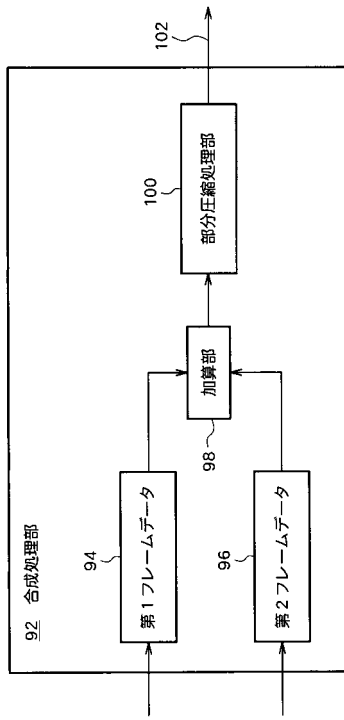
【 図 5 】



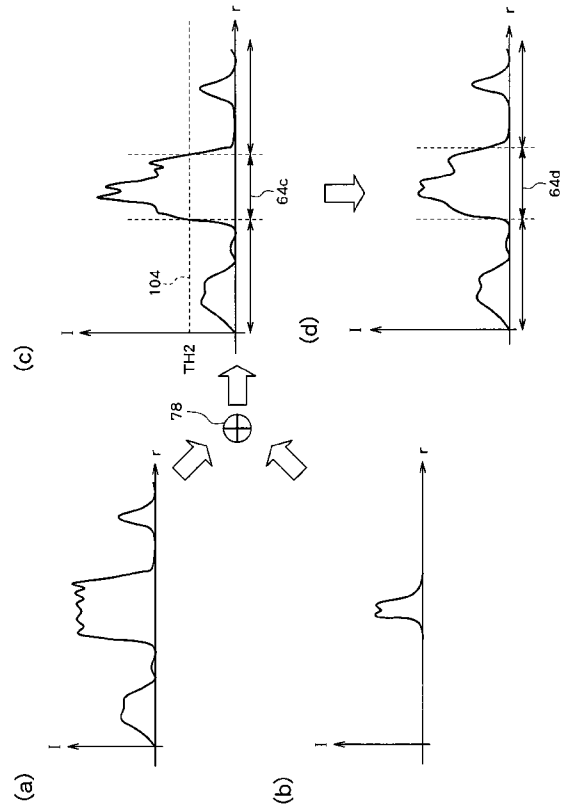
【 図 6 】



【図7】



【図8】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平09 - 135498 (JP, A)  
特開2007 - 195867 (JP, A)  
特開2003 - 284719 (JP, A)  
特開平07 - 275248 (JP, A)  
特開2004 - 208859 (JP, A)  
特開2006 - 150069 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP4891651B2</a>	公开(公告)日	2012-03-07
申请号	JP2006132100	申请日	2006-05-11
[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	永瀬優子		
发明人	永瀬 優子		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/FF02 4C601/FF03 4C601/FF16 4C601/HH05 4C601/JB11 4C601/JB53 4C601/JC20 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK06 4C601/KK24		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2007301122A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：当在超声波图像上显示时，能够清晰地显示对超声波具有高反射率的穿刺针形状。ZSOLUTION：当在超声图像上显示已插入诊断仪器的生物的主体活组织时，在适合于对主体活组织成像的第一发送/接收条件下的帧数据（见（a））和获得适合于对插入的诊断仪器成像的第二发送/接收条件中的帧数据（见（b）），并且这两个帧数据在加法器30处合成。在合成处理之前或之后，对应于的数据部分穿刺针被压缩。这使得可以通过弱化以高亮度显示的伪像来获得能够清楚地显示穿刺针的合成的帧数据（参见（d））。成像后的合成过程可以代替成像前的合成过程。Z

【图 1】

