

(19)日本国特許庁 ( J P )

(12) 公開特許公報 ( A ) (11)特許出願公開番号

特開2001 - 276077

(P2001 - 276077A)

(43)公開日 平成13年10月9日(2001.10.9)

(51) Int. Cl <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マ-ト* (参考)
A 6 1 B 8/14		A 6 1 B 8/14	4 C 3 0 1
G 0 6 T 1/00	290	G 0 6 T 1/00	5 B 0 5 7
	5/00	300	

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 6 数)

(21)出願番号 特願2000 - 88153(P2000 - 88153)

(22)出願日 平成12年3月28日(2000.3.28)

(71)出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

(72)発明者 近藤 祐司

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内

(74)代理人 100075258

弁理士 吉田 研二 (外2名)

Fターム(参考) 4C301 BB22 EE04 EE07 EE10 JB29

JC14 LL02 LL06

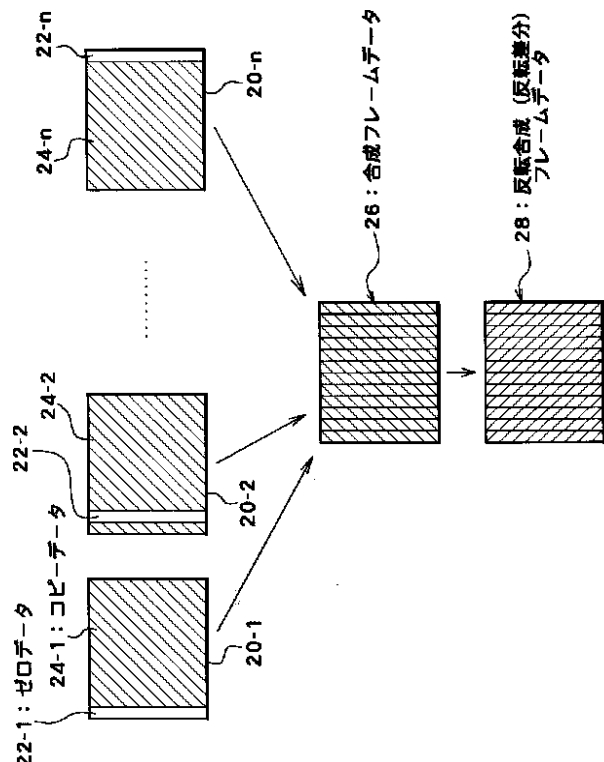
5B057 AA07 BA05 CE02 CE08 CE20

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 超音波診断装置において、フレーム相関を行わなくてもノイズを低減できるようにする。

【解決手段】 超音波ビームがスキャンされ、注目ビームアドレスごとに注目データ列が取得される。注目ビームアドレスごとに、当該注目ビームアドレスに対して0データ列が割り当てられ、注目ビームアドレス以外の各ビームアドレスに対して注目データ列と同じデータ列が割り当てられ、これにより仮想フレームデータ20-1~20-nが生成される。それらが合成され、さらに反転処理される。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波ビームをスキャンし、注目ビームアドレスごとに注目データ列を取得する送受波手段と、

前記注目ビームアドレスごとに、当該注目ビームアドレスに対してゼロデータ列を割り当て、かつ、当該注目ビームアドレス以外の各ビームアドレスに対して前記注目データ列と同じ仮想データ列を割り当て、これにより注目ビームアドレスごとに仮想フレームデータを生成する仮想フレーム生成手段と、

前記注目ビームアドレスごとに生成される複数の仮想フレームデータを合成し、合成フレームデータを生成する合成手段と、

前記合成フレームデータを反転し、反転合成フレームデータを生成する反転手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 超音波ビームをスキャンし、注目ビームアドレスごとに注目データ列を取得する送受波手段と、フレームメモリと、

前記フレームメモリ上における前記注目ビームアドレスに相当する注目ラインアドレス以外の各ラインアドレスに対し、前記注目データ列と同じ仮想データ列を加算書き込みする加算書き込み手段と、

前記スキャンごとに、前記フレームメモリから加算書き込み完了後のフレームデータを読み出す読出し手段と、

前記フレームデータを反転する反転手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】 超音波ビームをスキャンし、注目ビームアドレスごとに注目データ列を取得する送受波手段と、フレームメモリと、

前記フレームメモリ上における前記注目ビームアドレスに相当する注目ラインアドレス以外の各ラインアドレスに対し、前記注目データ列を反転した反転仮想データ列を加算書き込みする加算書き込み手段と、

前記スキャンごとに、前記フレームメモリから加算書き込み完了後のフレームデータを読み出す読出し手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】 請求項2又は3記載の装置において、前記加算書き込み完了後のフレームデータを読み出した後、そのフレームメモリがリセットされることを特徴とする超音波診断装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は超音波診断装置に関し、特に新しい超音波画像構成法が適用された超音波診断装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術及びその課題】超音波診断装置においては、超音波ビームがスキャンされ、これにより二次元又は三次元のデータ取込領域が形成される。そのデータ取

込領域内で取得されたデータ（エコーデータ）に基づいて超音波画像が形成される。例えば、断層画像を形成する場合、電子リニア走査や電子セクタ走査などの方式に従って超音波ビームがスキャンされ、各ビームアドレスごとにデータ列が取得される。それらのデータ列はDSC（デジタルスキャンコンバータ）内のフレームメモリ上の対応アドレスに順次書き込まれる。その際又はその後座標変換処理、補間処理、相関処理などの各種の処理が適用される。いずれにしても、従来の超音波画像構成法は、基本的に、ビームアドレスごとのデータ列を対応ラインアドレスのデータとして取り扱うものである。しかし、超音波画像の画質は必ずしも満足のいくものではなく、画質向上の要請がある。

【0003】上記目的を達成するために、本発明は、超音波画像の画質を向上できる新しい方式を提供することにある。

【0004】本発明の他の目的は、フレームレートを低下させず、また、時間分解能を低下させずに、超音波画像の画質を向上させることにある。

## 【0005】

【課題を解決するための手段】（1）上記目的を達成するために、本発明は、超音波ビームをスキャンし、注目ビームアドレスごとに注目データ列を取得する送受波手段と、前記注目ビームアドレスごとに、当該注目ビームアドレスに対してゼロデータ列を割り当て、かつ、当該注目ビームアドレス以外の各ビームアドレスに対して前記注目データ列と同じ仮想データ列を割り当て、これにより注目ビームアドレスごとに仮想フレームデータを生成する仮想フレーム生成手段と、前記注目ビームアドレスごとに生成される複数の仮想フレームデータを合成し、合成フレームデータを生成する合成手段と、前記合成フレームデータを反転し、反転合成フレームデータを生成する反転手段と、を含むことを特徴とする。

【0006】上記構成によれば、後の原理説明から理解されるように、時間分解能を維持しつつノイズの低減を図れるという利点がある。

【0007】また、上記目的を達成するために、本発明は、超音波ビームをスキャンし、注目ビームアドレスごとに注目データ列を取得する送受波手段と、フレームメモリと、前記フレームメモリ上における前記注目ビームアドレスに相当する注目ラインアドレス以外の各ラインアドレスに対し、前記注目データ列と同じ仮想データ列を加算書き込みする加算書き込み手段と、前記スキャンごとに、前記フレームメモリから加算書き込み完了後のフレームデータを読み出す読出し手段と、前記フレームデータを反転する反転手段と、を含むことを特徴とする。

【0008】上記構成によれば、ビームアドレスごとに仮想フレームを実際に生成せず、加算書き込みによって、仮想フレームの生成とそれらの合成とを同時に実現できるので、処理時間を短縮化できる。

【0009】また、上記目的を達成するために、本発明は、超音波ビームをスキャンし、注目ビームアドレスごとに注目データ列を取得する送受波手段と、フレームメモリと、前記フレームメモリ上における前記注目ビームアドレスに相当する注目ラインアドレス以外の各ラインアドレスに対し、前記注目データ列を反転した反転仮想データ列を加算書き込みする加算書き込み手段と、前記スキャンごとに、前記フレームメモリから加算書き込み完了後のフレームデータを読み出す読出し手段と、を含むことを特徴とする。

【0010】上記構成によれば、後述のように、加算値が増大する傾向にあるものの上記同様の利点を得られる。

【0011】望ましくは、上記構成において、前記加算書き込み完了後のフレームデータを読み出した後、そのフレームメモリがリセットされる。

【0012】

【発明の実施の形態】まず、本発明の原理に関して説明する。

【0013】図1には、一例として電子セクタ走査が適用された場合の走査面が概念的に示されている。走査面は、扇状（放射状）に広がった複数のビームデータで構成される。各ビームデータは各超音波ビームの形成によって取り込まれた各深さのエコーデータによって構成されるものである。ここで、各エコーデータは $A_{ij}$ で表されており、 $i$ はビームアドレスを示し、 $j$ は深さアドレスを表している。図2には、フレームメモリ10の記憶空間が概念的に示されている。図1に示した走査面上の各エコーデータは、図示のように、ビームアドレス $i$ 及び深さアドレス $j$ で特定される位置に格納される。

【0014】本発明に係る第1の画像形成法では、あるエコーデータ $A_{ij}$ に着目した場合、そのエコーデータが、そのエコーデータが存在しているビームアドレス $i$ 以外の全部（又は一部）のビームアドレスにおける同一の深さアドレス $j$ にコピーされる。

【0015】つまり、図3にその概念を示すように、あるビームアドレス上の特定の深さアドレスにあるエコーデータは、本来自分が格納されるべき格納位置には格納されず、それ以外の他のビームアドレス上の同一深さの格納位置に書き込まれる。実際には、既に格納されていたデータ（加算値）に対して加算する処理が実行される。

【0016】例えば、図4に示すように、ある深さにだけに着目し、各ビームアドレス上の当該深さ位置のデータがそれぞれ0, 1, 2, 3, 2, 1, 0である場合、第1番目のビームアドレス上でエコーデータとして0が取得されたならば、当該エコーデータが本来格納されるべき格納位置に対しては何も格納されず（あるいは0が書き込まれ）、それ以外の同一深さの格納位置に当該エコーデータの値0がコピーされる（符号12-1参

照）。つまり、これを二次元で考えた場合、1ビーム当たり1枚の仮想フレームが構成されることになる。これを各ビームアドレス上のエコーデータについて実行すると、2番目のビームアドレス上のエコーデータの値1は、それ以外のビームアドレス上にコピーされ（符号12-2参照）、これと同様に各ビームアドレス上のエコーデータが他のビームアドレス上の同じ深さ位置にコピーされる（符号12-3～12-7参照）。よって、図4の例では、7つのビームアドレスが存在しているので、7つの仮想フレームが構成されることになる（もちろん、コピーする範囲を限定してもよい）。

【0017】最終ビームアドレス上のエコーデータのコピー処理が完了すると、各仮想フレームが加算合成されて合成フレームが作成され、次に、その合成フレームを反転処理することによって、反転合成フレームが構成される。実際の装置上では、仮想フレームの生成と仮想フレームの合成とをフレームメモリ上で同時に実行するのが望ましい。

【0018】反転処理では、基本的には、0からエコーデータの最大値までが、その最大値から0までの値に変換される。つまり、大きい値は小さい値へ、小さい値は大きい値へ変換される。その反転基準（基準値）14は加算合成後の最大値を用いるのが望ましい。上記の反転処理後には、最初のビームアドレス方向のエコーデータ列と同じエコーデータ列0, 1, 2, 3, 2, 1, 0が得られている。

【0019】よって、一見すると、同じ結果が得られているので無意味な処理を行ったかのうに思えるが、上記の処理によれば、時間分解能を維持しつつSN比を向上できるという利点がある。例えば、ノイズを抑制するためにフレーム相関処理などを行うと、時間軸方向に画像がなまってしまい、時間分解能が低下する。一方、上記の手法によれば、加算処理によってノイズの相対的な低減を図れるとともに、時間分解能を維持できるのである。ノイズはランダムに発生するため、加算平均を行えば除去・低減できるのであるが、本発明によればフレーム相関を行わないでも同じフレーム内での加算を巧みに利用してノイズを低減できる。もちろん、必要に応じて、反転後の画像に対して更にフレーム相関処理を行ってもよい。

【0020】図5には、比較例が示されている。これは、仮想フレームの生成と同時にエコーデータの反転を予め行って仮想フレームを構成し、その仮想フレームを合成するものである。合成後の基準値（最小値）50をオフセット分として特定し、それを除外する差分演算を行えば、上記図4の手法と同様の結果を得られる。この手法でも上記同様の効果を得られるが、データ値や加算値が著しく増大するので、図4の手法を適用する方がよい。なお、図5の手法でも、反転値をフレームメモリに加算しながら書き込むのが望ましい。

【0021】図6には、上記の一連の処理が概念的に示されている。まず、各ビームアドレス上のエコーデータ列ごとに、複数の仮想フレーム20-1~20-nが生成される。各仮想フレーム上では、注目ビームアドレス上にゼロデータが書き込まれ、それ以外のビームアドレス上には注目ビームアドレス上のエコーデータがコピーされる。各仮想フレームにおいて、ゼロデータが書き込まれる注目ビームアドレスが22-1~22-nで示され、コピーデータが書き込まれるビームアドレスの領域が24-1~24-nで表されている。

【0022】各仮想フレームデータを合成すると、合成フレームデータ26が生成され、それに対して反転処理を行えば、反転合成フレームデータを取得できる。それを利用して超音波画像が形成される。

【0023】ちなみに、図8には従来例が示されている。従来においては、そもそも仮想フレームという概念は存在しないが、敢えてそれを図示するならば、各仮想フレーム54-1~54-n上には対応する注目ビームアドレス上のエコーデータ列のみを含み、それらの集合としてフレームデータ14が構成される。

【0024】図7には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図7はその全体構成を示すブロック図である。

【0025】プローブ30は、超音波の送受波を実行するものであり、そのプローブ30によって超音波ビームが電子走査される。その電子走査方式としては、電子リニア走査や電子セクタ走査などをあげることができる。送受信部32は、プローブ30に対して送信信号を供給し、また、受信信号に対する整相加算などを実行する回路である。この送受信部32によって、超音波ビームの電子走査制御が実行される。コピー部34は、注目ビームアドレス上で取得されたエコーデータ列を他のビームアドレス上にコピーする機能を有し、コピーされた複数のエコーデータ列がフレームメモリに格納される。その\*

\*場合、上述のように書き込みと同時に加算が実行される。

【0026】フレームメモリ36に全ビームアドレス上のエコーデータ列が書き込まれた後、そのフレームメモリ36からフレームデータが読み出される。その後、フレームメモリ36がリセットされる。

【0027】反転部38は、読み出されたフレームデータに含まれる最大値あるいは所定値を基準として上記の反転処理を実行する。この反転後のフレームデータが表示処理部を介して表示器42へ送られる。

【0028】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、時間分解能を維持しつつSN比を向上できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 走査面とエコーデータの関係を示す図である。

【図2】 フレームメモリ上におけるアドレスを説明するための図である。

【図3】 各アドレスに格納されるエコーデータの加算条件を示す図である。

【図4】 本発明に係る画像処理の一例を示す図である。

【図5】 本発明に係る画像処理の他の例を示す図である。

【図6】 本発明に係る画像処理方法の基本的な原理を説明するための図である。

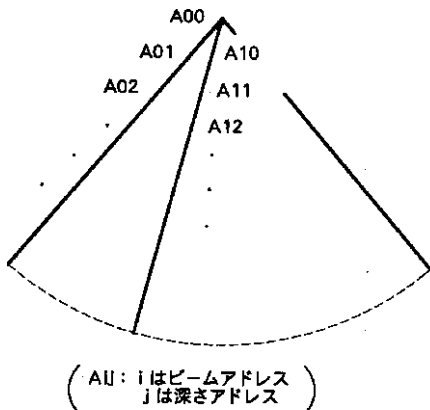
【図7】 本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図8】 従来の画像処理方法を示す図である。

【符号の説明】

10 フレームメモリ、30 プローブ、32 送受信部、34 コピー部、36 フレームメモリ、38 反転部、40 表示処理部、42 表示器。

【図1】

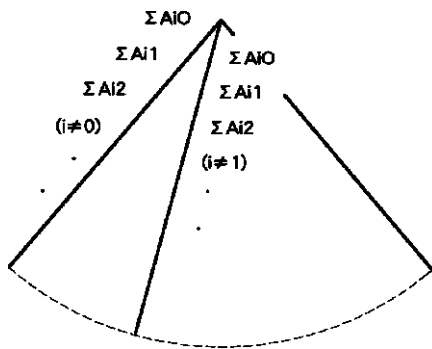


【図2】

A00	A10	A20	A30	A40	A50	A60	A70
A01	A11	A21	A31	A41	A51	A61	A71
A02	A12	A22	A32	A42	A52	A62	A72
A03	A13	A23	A33	A43	A53	A63	A73
A04	A14	A24	A34	A44	A54	A64	A74
A05	A15	A25	A35	A45	A55	A65	A75
A06	A16	A26	A36	A46	A56	A66	A76
A07	A17	A27	A37	A47	A57	A67	A77
A08	A18	A28	A38	A48	A58	A68	A78
A09	A19	A29	A39	A49	A59	A69	A79

10

【図3】



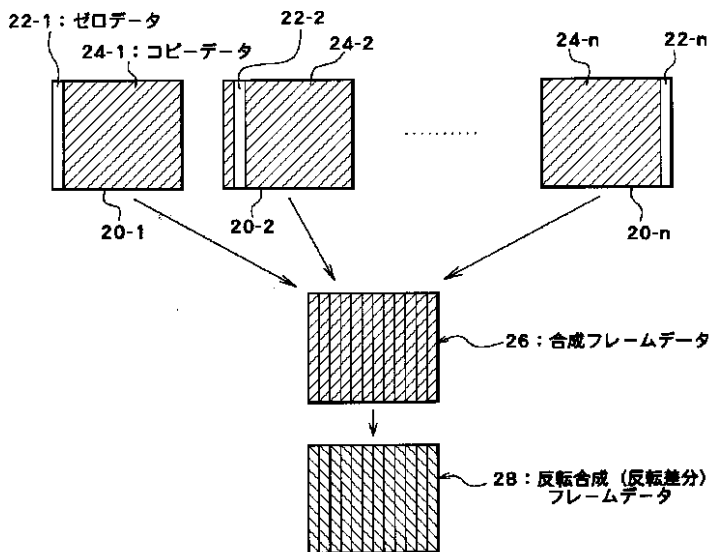
【図4】

	ビームアドレス							
ある深さの元データ	0	1	2	3	2	1	0	
F1j	0	0	0	0	0	0	0	12-1
F2j	1	0	1	1	1	1	1	12-2
F3j	2	2	0	2	2	2	2	12-3
F4j	3	3	3	0	3	3	3	12-4
F5j	2	2	2	2	0	2	2	12-5
F6j	1	1	1	1	1	0	1	12-6
F7j	0	0	0	0	0	0	0	12-7
加算合成後	9	8	7	6	7	8	9	14: 反転基準
反転差分	0	1	2	3	2	1	0	

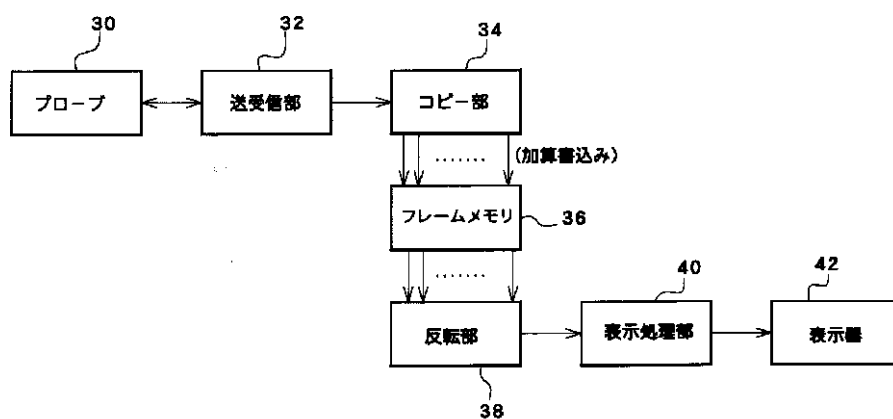
【図5】

	ビームアドレス							
ある深さの元データ	0	1	2	3	2	1	0	
F1j	0	9	9	9	9	9	9	
F2j	8	0	8	8	8	8	8	
F3j	7	7	0	7	7	7	7	
F4j	6	6	6	0	6	6	6	
F5j	7	7	7	7	0	7	7	
F6j	8	8	8	8	8	0	8	
F7j	9	9	9	9	9	9	0	
加算合成後	45	46	47	48	47	46	45	50
差分	0	1	2	3	2	1	0	

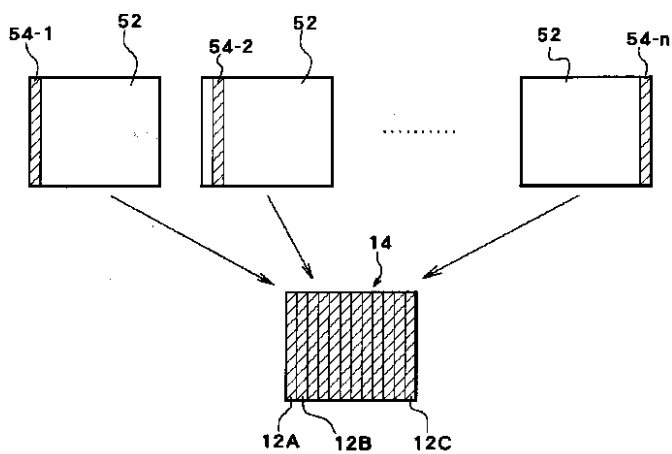
【図6】



【図7】



【図8】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2001276077A</a>	公开(公告)日	2001-10-09
申请号	JP2000088153	申请日	2000-03-28
[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		
[标]发明人	近藤祐司		
发明人	近藤 祐司		
IPC分类号	A61B8/14 G06T1/00 G06T5/00		
FI分类号	A61B8/14 G06T1/00.290.D G06T5/00.300 G06T5/00.705 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/BB22 4C301/EE04 4C301/EE07 4C301/EE10 4C301/JB29 4C301/JC14 4C301/LL02 4C301/LL06 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CE02 5B057/CE08 5B057/CE20 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/EE04 4C601/EE07 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JC15 4C601/JC17 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL05 4C601/LL06 4C601/LL28		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：在不执行帧相关的情况下减少超声诊断设备中的噪声。  
 解决方案：扫描超声波束，并为每个聚焦束地址获取聚焦数据串。对于每个目标光束地址，将0数据串分配给目标光束地址，并且将与目标数据串相同的数据串分配给除了目标光束地址以外的每个光束地址。生成 $20-n$ 。它们被组合并进一步倒置。

