

(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2003 - 61955

(P2003 - 61955A)

(43)公開日 平成15年3月4日 (2003.3.4)

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

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 7 数)

(21)出願番号 特願2001 - 260855(P2001 - 260855)

(22)出願日 平成13年8月30日(2001.8.30)

(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 村下 賢

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)

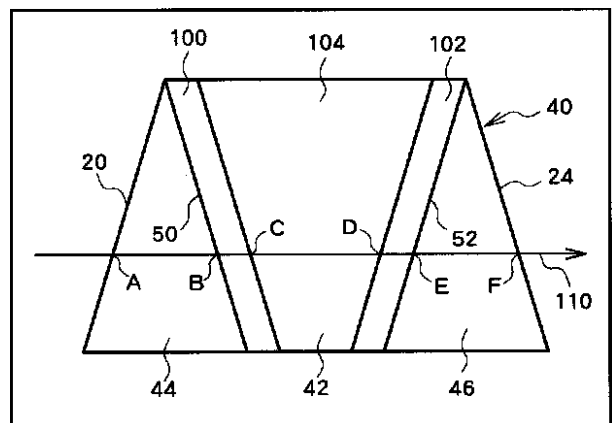
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 複数の走査領域を重ね合わせ合成する超音波診断装置において、重複部分と非重複部分との境界が目立つ。

【解決手段】 奇数フレームの走査領域20と偶数フレームの走査領域24とを合成する場合に、重複部分42のうち非重複部分44, 46に隣接する左側合成領域100、右側合成領域102にて、両フレームのエコーデータの加算比を境界50, 52からの水平距離に応じて滑らかに変化させる。例えば、奇数フレームの非重複部分44に隣接する左側合成領域100では、境界50上の画素Bにて奇数フレームを1、偶数フレームを0の重みで加算する。水平走査と共に奇数フレームの重みを減少させ、一方、偶数フレームの重みを増加させ、左側合成領域100の右端の画素Cでは奇数フレーム、偶数フレームを共に0.5の重みで加算する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波ビームの走査により、被検体からエコーデータを取得する送受波手段と、

第 1 走査領域に対応した第 1 エコーデータと、前記第 1 走査領域に部分的に重複する第 2 走査領域に対応した第 2 エコーデータとを取得するように、前記送受波手段による走査を制御する走査制御手段と、

前記第 1 エコーデータ及び前記第 2 エコーデータを重ね合わせ合成して超音波断層画像を生成する画像生成手段と、

を有し、

前記画像生成手段は、前記第 1 走査領域と前記第 2 走査領域との重複部分では前記第 1 エコーデータ及び前記第 2 エコーデータを重み付け加算し、前記第 1 走査領域及び前記第 2 走査領域の非重複部分と前記重複部分との境界からの距離に応じて重み付け条件を漸次変化させること、

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、

前記画像生成手段は、前記重複部分での重み付け加算に関し、前記第 1 エコーデータ及び前記第 2 エコーデータのうち前記境界に隣接する前記非重複部分に対応した一方エコーデータの重みを当該境界からの前記距離の増加と共に減少させ、反対に他方エコーデータの重みを増加させること、

を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】 請求項 2 記載の超音波診断装置において、

前記画像生成手段は、前記重複部分のうち前記境界から所定幅内にて前記重みを変化させること、

を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】 請求項 2 記載の超音波診断装置において、

前記画像生成手段は、前記重複部分全体にわたって前記重みを変化させること、

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、特に複数フレームにて得られたエコーデータに基づく画像合成に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波診断装置は被検体内の音響インピーダンスの分布に応じた超音波画像を生成する。しかしながら、同一の被検体組織であっても、超音波ビームの向きに応じて異なる強度のエコーを生じることがある。例えば、組織が繊維状物で構成されている場合には、超音波ビームに対し組織繊維の配向が平行に近い程、超音波がその組織を透過しやすくなり、エコー強度が低下し

得る。

【0003】図 4 は、この現象を説明する模式図であり、図 4 (a) は、超音波ビームが図の上下方向に沿った矢印 2 の向きであること、及びその超音波ビームの走査面 4 により、観察対象物である血管 6 の横断面が捉えられる様子を示している。図 4 (b) は、同図 (a) に対応して得られる超音波画像であり、黒い部分 8 がエコー強度の強い部分を示している。血管壁はその周方向に沿った繊維構造を含んでおり、そのため図に示すように、血管壁のうち超音波ビームに直角に近い角度で交差する上下部分においてエコー強度は強く、超音波ビームと平行となる側面部分においてエコー強度が弱くなり、組織の音響インピーダンス分布が正確に反映されないという問題があった。

【0004】この問題を解決するために従来、超音波ビームの向きをずらして 2 つの超音波画像を形成し、これら 2 つの超音波画像を重ね合わせ合成した画像を表示することが行われている。図 5、図 6 は、この重ね合わせ合成による超音波画像生成を説明する模式図である。図 5 は、重ね合わされる 2 つの超音波画像に対応した超音波ビームの走査を示す模式図である。いずれの超音波画像も超音波ビームを水平方向に移動させて形成されるが、同図 (a) に示す第 1 フレームの走査領域 2 0 は左斜め下に向け送信される傾斜した超音波ビーム 2 2 で走査され、一方、同図 (b) に示す第 2 フレームの走査領域 2 4 は右斜め下に向け送信される傾斜した超音波ビーム 2 6 で走査される。図 6 は、図 4 (a) に示す血管の超音波画像の模式図であり、図 6 (a) は図 5 (a) に示す第 1 フレームにて得られる画像、図 6 (b) は図 5 (b) に示す第 2 フレームにて得られる画像、図 6 (c) は図 6 (a) (b) に示す第 1 フレーム及び第 2 フレームを重ね合わせ合成した超音波画像を表している。第 1 フレーム及び第 2 フレームそれぞれにて得られる血管像 3 0 , 3 2 において、超音波ビームが組織繊維に平行となることによってエコー強度が低下する部分は、超音波ビーム 2 2 , 2 6 の向きの違いに応じて、互いに位置がずれる。よって、これら第 1 フレーム及び第 2 フレームの血管像 3 0 , 3 2 を重ね合わせ合成した血管像 3 4 では、組織繊維の配向に起因したエコー強度の低下が緩和される。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】図 7 は、上記従来技術の問題点を説明するための超音波画像の模式図である。図 5 に示すように、第 1 フレームの走査領域 2 0 と第 2 フレームの走査領域 2 4 とは互いにずれており、重ね合わせ合成したときに、両走査領域は図 7 に示すように完全には重ならない。すなわち、走査領域 2 0 , 2 4 を合わせた全体の走査領域 4 0 は、走査領域 2 0 及び走査領域 2 4 が重なり合う重複部分 4 2、走査領域 2 0 のみに含まれる非重複部分 4 4 及び、走査領域 2 4 のみに含ま

れる非重複部分 46 からなる。非重複部分 44, 46 は第 1 フレーム、第 2 フレームのいずれかの画素値からなる画像であるのに対し、重複部分 42 は第 1 フレーム及び第 2 フレームそれぞれの画素値を加算し、平均した値からなる画像であり、非重複部分 44, 46 と重複部分 42 との境界 50, 52 が目立ち、観察者に違和感を与える場合があるという問題があった。

【0006】本発明は上記問題点を解消するためになされたもので、重ね合わせの境界が目立たず自然な画質の超音波断層画像を生成可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明に係る超音波診断装置は、超音波ビームの走査により、被検体からエコーデータを取得する送受波手段と、第 1 走査領域に対応した第 1 エコーデータと、前記第 1 走査領域に部分的に重複する第 2 走査領域に対応した第 2 エコーデータとを取得するように、前記送受波手段による走査を制御する走査制御手段と、前記第 1 エコーデータ及び前記第 2 エコーデータを重ね合わせ合成して超音波断層画像を生成する画像生成手段とを有し、前記画像生成手段が、前記第 1 走査領域と前記第 2 走査領域との重複部分では前記第 1 エコーデータ及び前記第 2 エコーデータを重み付け加算し、前記第 1 走査領域及び前記第 2 走査領域の非重複部分と前記重複部分との境界からの距離に応じて重み付け条件を漸次変化させる。

【0008】本発明によれば、重複部分では、第 1 エコーデータと第 2 エコーデータとの単純平均ではなく、重み付け平均を行って超音波断層画像が合成される。重みは、非重複部分と重複部分との境界からの距離に応じて連続的、又は比較的小さなステップにて段階的に変化される。これにより、例えば、重複部分のうち、第 1 エコーデータのみからなる非重複部分との境界の近傍部分では、第 2 エコーデータよりも第 1 エコーデータの重みを大きくして、境界の両側でのエコーデータの差異を小さくし、非重複部分と重複部分とが滑らかに接続される。

【0009】他の本発明に係る超音波診断装置は、前記画像生成手段が、前記重複部分での重み付け加算に関し、前記第 1 エコーデータ及び前記第 2 エコーデータのうち前記境界に隣接する前記非重複部分に対応した一方のエコーデータの重みを当該境界からの前記距離の増加と共に減少させ、反対に他方エコーデータの重みを増加させる。

【0010】本発明によれば、重複部分の第 1 エコーデータと第 2 エコーデータとの重み比率は、重複部分の境界近傍部分から内側部分へ向けて単調に増加、又は減少される。

【0011】本発明の好適な態様は、前記画像生成手段が、前記重複部分のうち前記境界から所定幅内にて前記重みを変化させることを特徴とする超音波診断装置であ

る。

【0012】本発明の他の好適な態様は、前記画像生成手段が、前記重複部分全体にわたって前記重みを変化させることを特徴とする超音波診断装置である。

【0013】

【発明の実施の形態】次に、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。

【0014】[実施形態 1] 本装置は上述した、超音波ビームの向きを互いにずらして 2 フレームのエコーデータを取得し、これらを重ね合わせ合成した超音波画像を表示するものであり、これにより、血管像等における組織繊維の配向に起因したエコー強度の低下の緩和を図るものである。例えば、奇数フレームでは、図 5 (a) に示すように、所定角度の左斜め下を向いた傾斜した超音波ビーム 22 で走査されたエコーデータが生成され、偶数フレームでは、図 5 (b) に示すように所定角度の右斜め下を向いた傾斜した超音波ビーム 26 で走査される。

【0015】図 1 は本発明に係る超音波診断装置の概略のブロック図である。図 1 において、プローブ 60 は、超音波パルスの送波及びエコーの受波を行う超音波探触子である。このプローブ 60 はアレイ振動子を有しており、そのアレイ振動子の電子的な制御によって、超音波ビームがアレイ方向に走査され、また超音波ビームの方向が変更される。

【0016】送信回路 62 は送受信制御回路 (図示せず) による制御に従って、振動子アレイの各チャンネルごとに遅延された送信パルスを送波を行う超音波探触子 60 へ出力する。振動子ごとの遅延量は、送波される超音波がビームを形成するように制御され、また、送波ビームの方向に応じて制御される。

【0017】一方、受信系は受信回路 66、DSC (Digital Scan Converter) 68、フレームメモリ 70、重み決定部 72、演算合成部 74、表示部 76 を含んで構成される。さらに重み決定部 72 は、左側合成始点検出部 80、左側合成重み演算部 82、右側合成終点検出部 84、右側合成始点検出部 86、右側合成重み演算部 88、入力切り替え器 90、セレクタ 92 を含んで構成されている。

【0018】受信回路 66 は送受信制御回路による制御に従って、プローブ 60 からの各チャンネルごとの受信信号を整相加算する。また受信回路 66 は、受信信号をアナログ信号からデジタル信号に変換し、受信信号を超音波ビームの方向に沿ったエコーデータ列として出力する。

【0019】DSC 68 は、受信回路 66 から出力される超音波ビームに沿ったエコーデータ列を、内蔵のフレームメモリに一旦格納し、表示部 76 の走査方式に対応した信号へ変換する。すなわち、DSC 68 からは水平走査線に沿った画素値列が出力される。

【0020】フレームメモリ70は、DSC68から出力されるエコーデータを1フレーム分、格納する。

【0021】重み決定部72は、奇数フレームと偶数フレームとの重ね合わせ合成に関するパラメータを決定する。ここで、パラメータを、左に傾斜した超音波ビームで走査された走査領域20から得られるエコーデータの重みと定義すると、右に傾斜した超音波ビームで走査された走査領域24から得られるエコーデータの重みは(1 -)で与えられる。重み決定部72の詳細な処理内容は後述する。

【0022】演算合成部74は、DSC68に格納された直近のフレーム(第kフレームとする)のエコーデータと、フレームメモリ70に格納された1フレーム前(第(k-1)フレーム)のエコーデータとをそれぞれ読み出し、重み決定部72から与えられるパラメータに基づいて重み付け加算による合成を行って超音波画像信号を生成する。

【0023】表示部76は、演算合成部74から出力される超音波画像信号に基づいて、画面に超音波画像を表示する。

【0024】次に、本装置による重ね合わせ合成を説明する。図2は、本装置の重ね合わせ合成を説明するための超音波画像の模式図である。従来技術と同様、奇数フレームの走査領域20及び偶数フレームの走査領域24を合わせた全体の走査領域40は、走査領域20及び走査領域24が重なり合う重複部分42、走査領域20のみに含まれる非重複部分44及び、走査領域24のみに含まれる非重複部分46からなる。本装置ではさらに重複部分42は、非重複部分44との境界50から右方向へ所定画素数の水平幅を有した左側合成領域100、非重複部分46との境界52から左方向へ所定画素数の水平幅を有した右側合成領域102、及びそれらを除いた残りの部分である中央合成領域104に区分される。

【0025】演算合成部74は、DSC68、フレームメモリ70から水平走査線に沿って順次、読み出される各画素に対応するエコーデータを重み付け加算する。以下、水平走査線110に沿って行われる処理を説明する。

【0026】入力切り替え器90は、DSC68、フレームメモリ70から偶数フレームのエコーデータが左側合成始点検出部80に入力され、奇数フレームのエコーデータが右側合成終点検出部84に入力されるように、制御部(図示せず)により切り替えられる。これは、左側合成領域100は偶数フレームに対応する走査領域24の左側の境界に基づいて規定され、右側合成領域102は奇数フレームに対応する走査領域20の右側の境界に基づいて規定されるからである。

【0027】水平走査線110上の各画素値が水平走査線110に沿って左から右へ順に、DSC68及びフレームメモリ70のそれぞれから読み出される。左側合成

始点検出部80は入力される偶数フレームの画素値を所定の閾値と比較し、対応する画素が走査領域24外の背景領域(例えば、画素値“0”を与えられる)と走査領域24とのいずれに属するかを判別し、左側合成領域100の左端の画素Bを検知する。この画素Bが現在処理中の水平走査線110における左側合成の始点となり、ここから所定画素数mだけ右に位置する左側合成領域100の右端の画素Cまで、左側合成重み演算部82が重みパラメータを演算し、これがセクタ92を介して演算合成部74へ与えられる。

【0028】左側合成重み演算部82は、画素Bにおいて = 1、画素Cにおいて = 0.5となり、BC間では連続的又は微小ステップで段階的に変化するように決定する。例えば、画素B及び画素Cでのに基づいて線形補間演算を行って、BC間で単調減少するように定めることができる。

【0029】一方、右側合成終点検出部84は入力される奇数フレームの画素値を所定の閾値と比較し、対応する画素が走査領域20外の背景領域(例えば、画素値“0”を与えられる)と走査領域20とのいずれに属するかを判別し、右側合成領域102の右端の画素Eを検知する。この画素Eが現在処理中の水平走査線110における右側合成の終点となる。右側合成始点検出部86は、画素Eから所定画素数mだけ左に位置する右側合成領域102の左端の画素Dの位置を算出する。この画素Dから画素Eまで、右側合成重み演算部88が重みパラメータを演算し、これがセクタ92を介して演算合成部74へ与えられる。

【0030】右側合成重み演算部88は、画素Dにおいて = 0.5、画素Eにおいて = 0となり、DE間では連続的又は微小ステップで段階的に変化するように決定する。例えば、画素D及び画素Eでのに基づいて線形補間演算を行って、DE間で単調減少するように定めることができる。

【0031】なお、右側合成重み演算部88がの演算を開始するまでは、左側合成重み演算部82により演算された最終のが保持され、利用される。すなわち、中央合成領域104に属するCD間では、 = 0.5に設定される。このの保持は、セクタ92によって行う構成とすることができるし、また演算合成部74によって行う構成とすることもできる。

【0032】演算合成部74は、非重複部分44、46では重み付け加算は行わず、非重複部分44に属するAB間では奇数フレームのエコーデータ、非重複部分46に属するEF間では偶数フレームのエコーデータをそれぞれDSC68又はフレームメモリ70のいずれかから読み出し、これをそのまま用いて超音波画像信号を生成する。一方、演算合成部74は、重複部分42に属するBE間では重み決定部72にて決定されるパラメータを用いて、DSC68及びフレームメモリ70それぞれ

から読み出されるエコーデータを重み付け加算し、その加算結果を用いて超音波画像信号を生成する。ちなみに、重複部分 4 2 に属するある画素での奇数フレーム、偶数フレームのエコーデータ、重み付けパラメータをそれぞれ D_o 、 D_e とすると、演算合成部 7 4 は当該画素に対応する重み付け加算値 S を次式に基づいて算出する。

$$【0033】 S = \alpha \cdot D_o + (1 - \alpha) \cdot D_e$$

上述の 1 水平走査線についての処理が各水平走査線について行われ、1 枚の超音波画像が形成される。上述のように演算合成部 7 4 が左側合成領域 1 0 0 及び右側合成領域 1 0 2 にて奇数フレーム及び偶数フレームを相互の重みを変化させながら加算することにより、重複部分 4 2 と、これに隣接する非重複部分 4 4、4 6 とが滑らかに接続され、境界 5 0、5 2 が目立たない超音波画像が得られる。また中央合成領域 1 0 4 では、異なる向きの超音波ビームで形成される奇数フレームと偶数フレームとが均等の重みで合成され、例えば血管等の組織繊維の配向に起因したエコー強度の低下の緩和が図られる。

【0034】さて、入力切り替え器 9 0 は送信回路 6 2、受信回路 6 6 による 1 フレームの走査周期ごとに切り替えられ、これにより、演算合成部 7 4 から走査の 1 フレームの周期ごとに 1 枚の超音波画像が出力される。すなわち、フレームメモリ 7 0 に第 $(2k - 1)$ フレーム (すなわち奇数フレーム)、DSC 6 8 に第 $2k$ フレーム (すなわち偶数フレーム) が格納されているときには、入力切り替え器 9 0 は、フレームメモリ 7 0 を右側合成終点検出部 8 4 に、また DSC 6 8 を左側合成始点検出部 8 0 にそれぞれ接続し、上述のようにして 1 枚の超音波画像が生成される。そして、次に新たな 1 フレーム分のエコーデータが得られ、フレームメモリ 7 0 に第 $2k$ フレーム (すなわち偶数フレーム)、DSC 6 8 に第 $(2k + 1)$ フレーム (すなわち奇数フレーム) が格納されると、入力切り替え器 9 0 が切り替えられ、フレームメモリ 7 0 が左側合成始点検出部 8 0 に、また DSC 6 8 が右側合成終点検出部 8 4 にそれぞれ接続されて次の 1 枚の超音波画像が生成される。

【0035】なお、重み決定部 7 2 がパラメータ α を決定するにはある程度の時間が必要である。これに対応して演算合成部 7 4 は、重み決定部 7 2 から与えられる α と、DSC 6 8、フレームメモリ 7 0 から読み出されるエコーデータとの同期を取るよう構成される。

【0036】[実施形態 2] 本発明の第 2 の実施形態は、重複領域 4 2 の全体にわたってパラメータ α が変化する超音波診断装置であり、上記第 1 の実施形態の装置とは重み決定部の構成が異なるが、他の部分は基本的に同一構成である。以下、第 1 の実施形態と同一部分については同一符号を付し、図 1 及び図 2 を援用して説明する。

【0037】本装置は、図 2 に示す水平走査線 1 1 0 に*

*沿った超音波画像信号を生成する際に、重複部分 4 2 に属する B E 間全体にて α を変化させる。図 3 は、本装置の重み決定部 2 0 0 であり、図 1 において、第 1 の実施形態に係る重み決定部 7 2 に置き換わるものである。重み決定部 2 0 0 は、合成始点検出部 2 0 2、合成終点検出部 2 0 4、合成重み演算部 2 0 6、入力切り替え器 9 0 を含んで構成される。

【0038】第 1 の実施形態と同様、奇数フレームでは走査領域 2 0 が走査され、偶数フレームでは走査領域 2 4 が走査される場合、入力切り替え器 9 0 は、DSC 6 8、フレームメモリ 7 0 から偶数フレームのエコーデータが合成始点検出部 2 0 2 に入力され、奇数フレームのエコーデータが合成終点検出部 2 0 4 に入力されるように切り替えられる。

【0039】合成始点検出部 2 0 2 は、左側合成始点検出部 8 0 と同様にして、現在処理中の水平走査線 1 1 0 上の画素 B を検出する。一方、合成終点検出部 2 0 4 は、右側合成終点検出部 8 4 と同様にして、画素 E を検出する。

【0040】合成重み演算部 2 0 6 は、画素 B において $\alpha = 1$ 、画素 E において $\alpha = 0$ となり、B E 間では連続的又は微少ステップで段階的に変化するように α を決定する。例えば、画素 B 及び画素 E での α に基づいて線形補間演算を行って、B E 間で単調減少するように α を定めることができる。

【0041】演算合成部 7 4 は、非重複部分 4 4 に属する A B 間では奇数フレームのエコーデータ、非重複部分 4 6 に属する E F 間では偶数フレームのエコーデータをそのまま用いて超音波画像信号を生成する。一方、演算合成部 7 4 は、重複部分 4 2 に属する B E 間では重み決定部 7 2 にて決定されるパラメータ α を用いて、連続する奇数フレームと偶数フレームと重み付け加算により合成して超音波画像信号を生成する。

【0042】本装置においても、第 1 の実施形態の装置と同様、重複部分 4 2 と、これに隣接する非重複部分 4 4、4 6 とが滑らかに接続され、境界 5 0、5 2 が目立たない超音波画像が得られる。また重複部分 4 2 では、異なる向きの超音波ビームで形成される奇数フレームと偶数フレームとが合成され、例えば血管等の組織繊維の配向に起因したエコー強度の低下の緩和が図られる。

【0043】

【発明の効果】例えば血管等の組織繊維の配向に起因したエコー強度の低下の緩和を図るために、互いに重複部分と非重複部分とを有する複数の走査領域を重ね合わせ合成することが行われるが、本発明の超音波診断装置によれば、重複部分と非重複部分との境界が目立たない超音波画像が得られ、観察者の違和感を軽減することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の概略

のブロック図である。

【図2】 本発明に係る超音波診断装置による重ね合わせ合成を説明するための超音波画像の模式図である。

【図3】 第2の実施形態に係る超音波診断装置の重み決定部の概略のブロック図である。

【図4】 組織が繊維状で構成されている場合に生じ得るエコー強度の低下減少を説明するための模式図である。

【図5】 重ね合わされる2つの超音波画像に対応した超音波ビームの走査を示す模式図である。

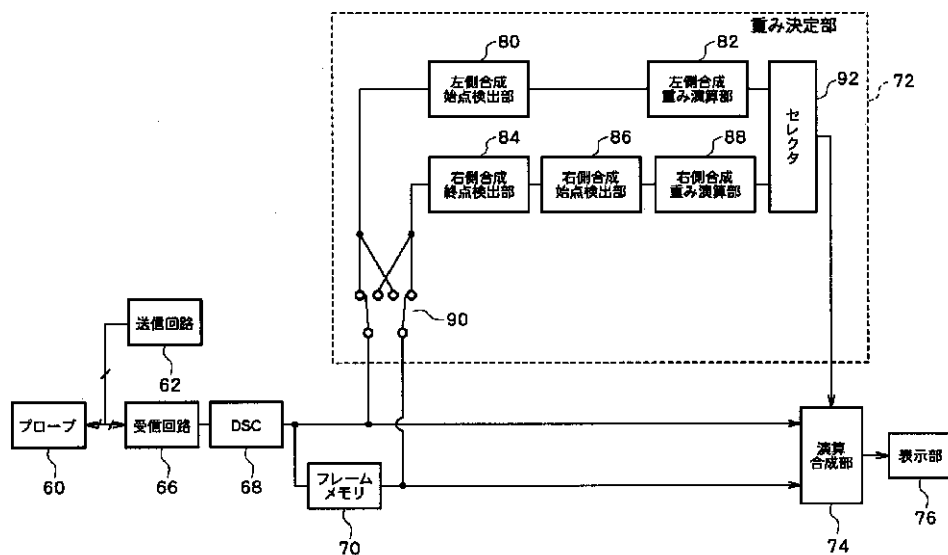
【図6】 図4に示す各走査領域に対応して得られる血管の超音波画像の模式図である。

*【図7】 従来技術の問題点を説明するための超音波画像の模式図である。

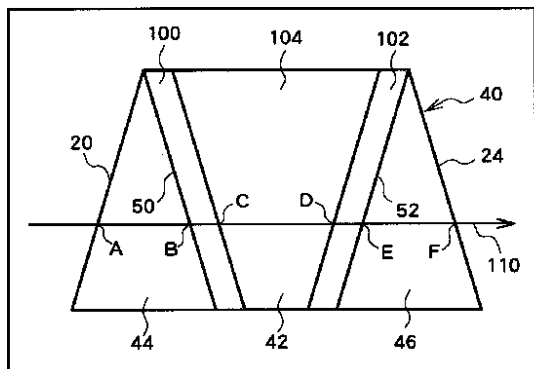
【符号の説明】

- 60 プローブ、62 送信回路、66 受信回路、68 DSC、70 フレームメモリ、72、200 重み決定部、74 演算合成部、76 表示部、80 左側合成始点検出部、82 左側合成重み演算部、84 右側合成終点検出部、86 右側合成始点検出部、88 右側合成重み演算部、90 入力切り替え器、92 セレクタ、202 合成始点検出部、204 合成終点検出部、206 合成重み演算部。

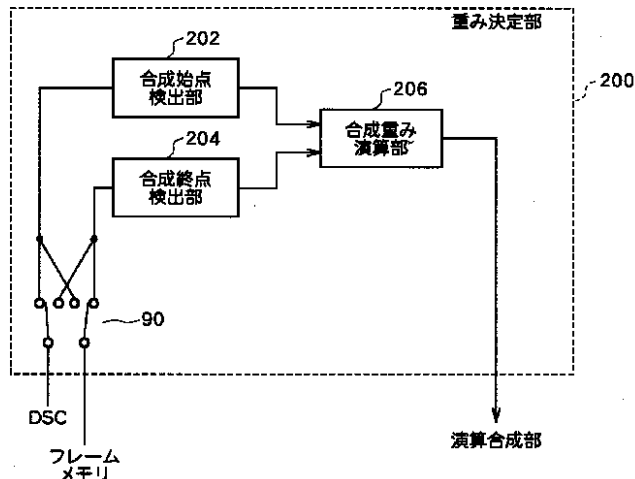
【図1】



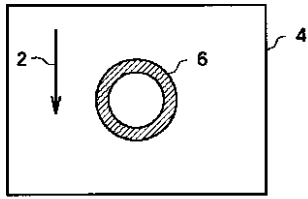
【図2】



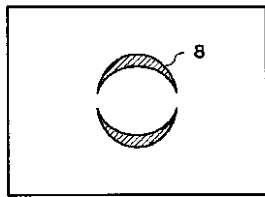
【図3】



【図4】

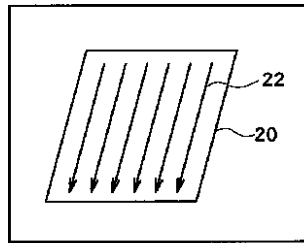


(a)

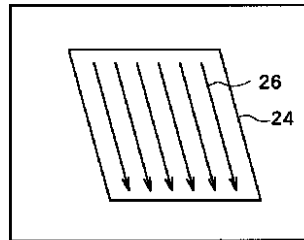


(b)

【図5】

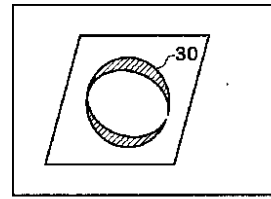


(a)

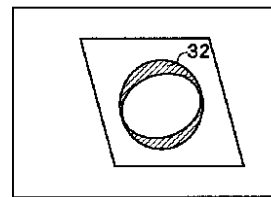


(b)

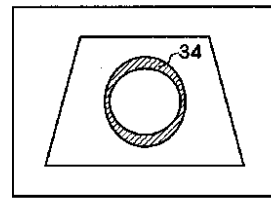
【図6】



(a)

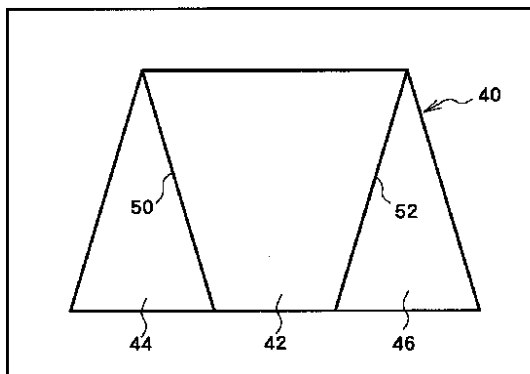


(b)



(c)

【図7】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C301 AA02 BB14 BB23 CC02 EE07
 EE11 GB03 HH13 JB17 JB29
 JC14
 4C601 BB05 BB06 BB07 BB27 EE04
 EE09 GB01 GB03 GB04 HH14
 HH22 JB34 JB45 JB51 JC15
 JC20 JC21 KK12
 5B057 AA09 BA05 CA08 CA16 CB08
 CB16 CE08 CE11 CH01 CH11

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2003061955A	公开(公告)日	2003-03-04
申请号	JP2001260855	申请日	2001-08-30
[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	村下 賢		
发明人	村下 賢		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00 G06T3/00		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T3/00.300 A61B8/14 G06T5/50 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB14 4C301/BB23 4C301/CC02 4C301/EE07 4C301/EE11 4C301/GB03 4C301/HH13 4C301/JB17 4C301/JB29 4C301/JC14 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB07 4C601/BB27 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/HH14 4C601/HH22 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB51 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/KK12 5B057/AA09 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB16 5B057/CE08 5B057/CE11 5B057/CH01 5B057/CH11 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/EA01 5L096/EA39 5L096/EA45 5L096/FA66 5L096/FA77 5L096/GA19		
其他公开文献	JP3730147B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在叠加并合成多个扫描区域的超声诊断设备中，区分重叠部分和非重叠部分之间的边界。 解决方案：当合成奇数帧的扫描区域20和偶数帧的扫描区域24时，在与重叠部分42的非重叠部分44、46相邻的左侧合成区域100和右侧合成区域102中 两个帧的回波数据的相加比率根据距边界50和52的水平距离而平滑变化。 例如，在与奇数帧的非重叠部分44相邻的左侧合成区域100中，在边界50上的像素B处，奇数帧的权重为1，而偶数帧的权重为0。 当执行水平扫描时，奇数帧的权重减小，而偶数帧的权重增大，并且在左合成区域100的右端的像素C被添加有奇数帧和权重为0.5的偶数帧。

