

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3730147号
(P3730147)

(45) 発行日 平成17年12月21日(2005.12.21)

(24) 登録日 平成17年10月14日(2005.10.14)

(51) Int. Cl.⁷

A 6 1 B 8/00

F I

A 6 1 B 8/00

請求項の数 5 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2001-260855 (P2001-260855)	(73) 特許権者	390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(22) 出願日	平成13年8月30日(2001.8.30)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
(65) 公開番号	特開2003-61955 (P2003-61955A)	(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
(43) 公開日	平成15年3月4日(2003.3.4)	(72) 発明者	村下 賢 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15年4月14日(2003.4.14)	審査官	右▲高▼ 孝幸

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】

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する際の重み付け条件を水平走査線に沿って順次読み出される画素データに基づいて決定する重み決定手段と、

前記決定された重み付け条件に従って前記第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、

前記重み決定手段は、前記第1走査領域から前記第2走査領域へ向かう処理方向で水平走査線に沿って順次読み出される前記第2走査領域に対応した画素データを所定の閾値と

10

20

比較することにより第1合成領域の開始点を検知し、当該開始点から水平走査線に沿って前記処理方向に所定画素数分だけ進んだ位置までの間で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3】

請求項2記載の超音波診断装置において、

前記重み決定手段は、前記処理方向で水平走査線に沿って順次読み出される前記第1走査領域に対応した画素データを所定の閾値と比較することにより第2合成領域の終点を検知し、当該終点から水平走査線に沿って前記処理方向とは反対方向に所定画素数分だけ進んだ位置までの間で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。

10

【請求項4】

請求項3記載の超音波診断装置において、

前記重み決定手段は、前記第1合成領域および第2合成領域での重み付け条件に関し、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5】

請求項1記載の超音波診断装置において、

前記重み決定手段は、前記重複部分での重み付け条件に関し、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、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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

。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20は左斜め下に向け送信される傾斜した超音波ビーム22で走査され、一方、同図(b)に示す第2フレームの走査領域24は右斜め下に向け送信される傾斜した超音波ビーム26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30, 32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22, 26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30, 32を重ね合わせ合成した血管像34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。

10

【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20と第2フレームの走査領域24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20, 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。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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

10

【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) 20

【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実プローブ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 30

【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 40

【0019】

DSC68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、DSC68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 50

を決定する。ここで、パラメータ α 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 $(1 - \alpha)$ 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 α 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 α を演算し、これがセレクタ 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 $\alpha = 1$ 、画素 C において $\alpha = 0.5$ となり、BC 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 C での α 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 α を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

10

20

30

40

50

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、これがセレクタ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 $\alpha = 0.5$ 、画素Eにおいて $\alpha = 0$ 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 α を決定する。例えば、画素D及び画素Eでの α 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 α を定めることができる。

【0031】

なお、右側合成重み演算部88が α 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 α 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、 $\alpha = 0.5$ に設定される。この α の保持は、セレクタ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 α 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42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_0 , D_E , α とすると、演算合成部74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】

$$S = \alpha \cdot D_0 + (1 - \alpha) \cdot D_E$$

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74が左側合成領域100及び右側合成領域102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42と、これに隣接する非重複部分44, 46とが滑らかに接続され、境界50, 52が目立たない超音波画像が得られる。また中央合成領域104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90は送信回路62、受信回路66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74からも走査の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70に第(2k-1)フレーム(すなわち奇数フレーム)、DSC68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90は、フレームメモリ70を右側合成終点検出部84に、またDSC68を左側合成始点検出部80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70に第2kフレーム(すなわち偶数フレーム)、DSC68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90が切り替えられ、フレームメモリ70が左側合成始点検出部80に、またDSC68が右側合成終点検出部84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72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74は、重み決定部72から与えられる α と、DSC68、フレームメモリ70から読み出されるエコーデータとの同期を取るように構成される。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 6 】

[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。

【 0 0 3 7 】

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。

10

【 0 0 3 8 】

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、D S C 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。

【 0 0 3 9 】

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。

20

【 0 0 4 0 】

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小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。

【 0 0 4 1 】

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。

30

【 0 0 4 2 】

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。

【 0 0 4 3 】

【 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。

40

【 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。

50

【図4】 組織が繊維状物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。

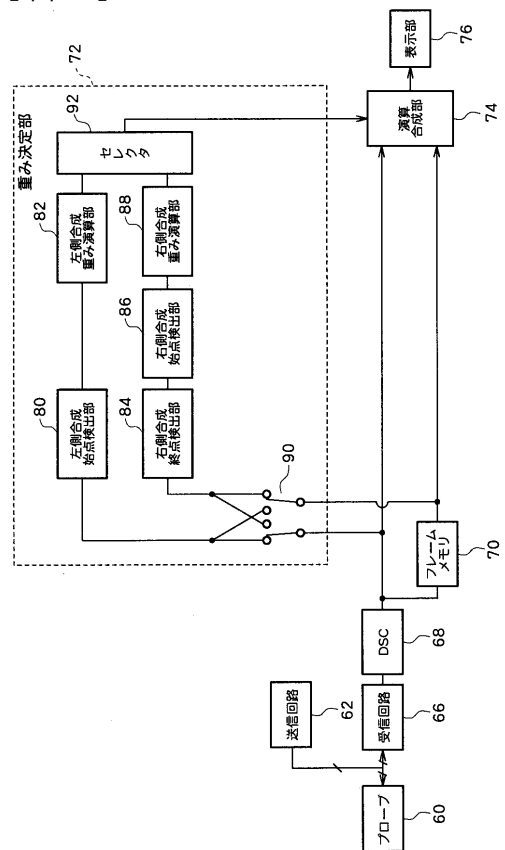
【図6】 図4に示す各走査領域に対応して得られる血管の超音波画像の模式図である。

【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。

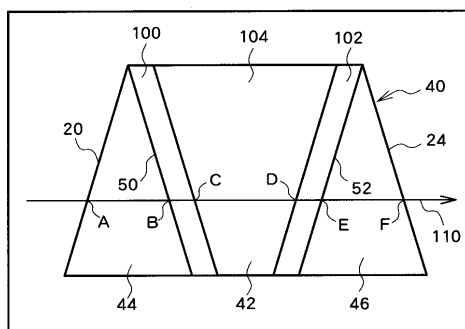
【符号の説明】

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。

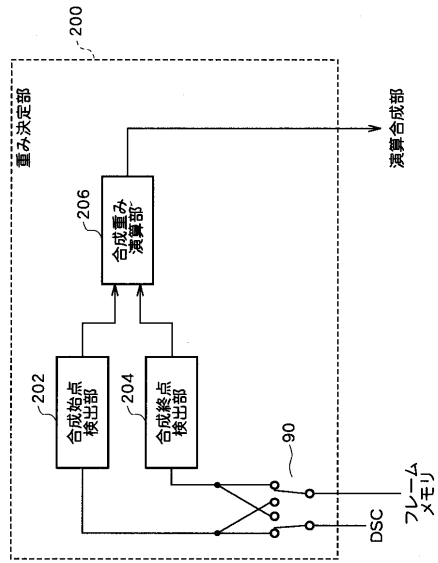
【図1】



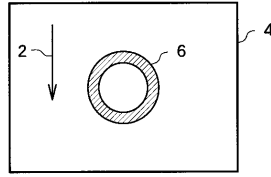
【図2】



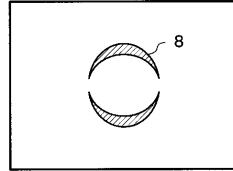
【 図 3 】



【 図 4 】

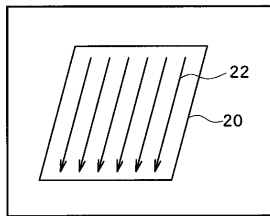


(a)

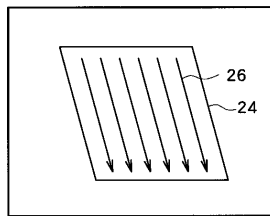


(b)

【 図 5 】

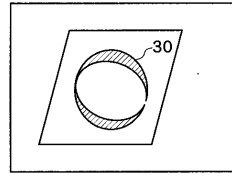


(a)

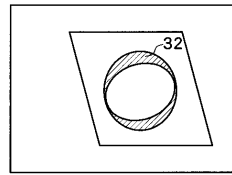


(b)

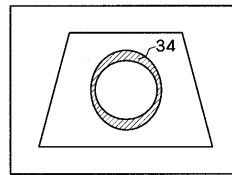
【 図 6 】



(a)

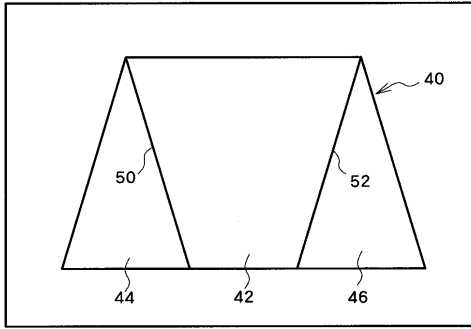


(b)



(c)

【 図 7 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭61 - 13152 (J P , A)
特開昭62 - 140174 (J P , A)
特開平5 - 207381 (J P , A)
特開平8 - 173420 (J P , A)
国際公開第00 / 20889 (WO , A 1)

- (58)調査した分野(Int.Cl.⁷ , D B名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP3730147B2	公开(公告)日	2005-12-21
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		
当前申请(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 A61B8/14 G06T1/00.290.D G06T3/00.300 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		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2003061955A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了解决在通过重叠合成多个扫描区域的超声波诊断设备中重叠部分和非重叠部分之间的边界明显的问题。解决方案：在合成奇数帧的扫描区域20和偶数帧的扫描区域的情况下，在左合成区域100和与非重叠部分44,46相邻的右合成区域103中在重叠部分42中，两个帧的回波数据的相加比率根据与边界50,52的水平距离平滑地改变。例如，在与奇数的非重叠部分44相邻的左合成区域100中。编号的帧，在边界50上的像素B处，通过加权1来添加奇数帧，并且通过加权0来添加偶数帧。通过水平扫描，奇数帧的加权可以另一方面，增加了偶数帧的加权。在左侧合成区域100的右端的像素C处，奇数帧和偶数帧都通过加权0.5来相加。

【 図 1 】

