

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3685737号
(P3685737)

(45) 発行日 平成17年8月24日(2005.8.24)

(24) 登録日 平成17年6月10日(2005.6.10)

(51) Int.Cl.⁷**A61B 8/06**

F I

A61B 8/06

請求項の数 8 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2001-149917 (P2001-149917)	(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5月18日(2001.5.18)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
(65) 公開番号	特開2002-336253 (P2002-336253A)	(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
(43) 公開日	平成14年11月26日(2002.11.26)	(72) 発明者	赤羽 睦弘 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1月7日(2003.1.7)	審査官	後藤 順也

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】

被検体表面に当接される変形自在のカップリング体を介して被検体の3次元領域に対して複数の超音波ビームを形成し、各超音波ビームごとにエコーデータ列を出力する超音波ビーム形成手段と、

前記エコーデータ列を構成する各エコーデータのエコー値に基づいて、前記被検体と前記カップリング体との境界を前記エコーデータ列に沿って検出する境界検出部と、

前記超音波ビームごとに検出された境界に基づいて、前記超音波ビームごとに前記カップリング体が除外される深さ位置に演算開始点を設定する演算開始点設定部と、

前記エコーデータ列ごとにその前記演算開始点から深さ方向へ所定のレンダリング演算を
10

実行し、各エコーデータ列ごとにビーム対応画素値を求める演算部と、

前記ビーム対応画素値を2次元マッピングして、前記3次元領域を表わす3次元画像を形成する画像形成部と、

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3次元領域内に関心領域を設定する関心領域設定部を含み、

前記境界検出部は、前記関心領域内において前記境界を検出す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、
前記演算部は、前記関心領域内において前記所定のレンジリング演算を行うことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 記載の超音波診断装置において、
前記所定のレンジリング演算に先立って、エコーデータ列を構成する各エコーデータごとにそのエコー値を所定のデータ反転関数に従って反転する反転部を含み、
前記演算部は、その反転処理後のエコーデータから構成されるエコーデータ列に対して所定のレンジリング演算を実行することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 4 記載の超音波診断装置において、
前記所定のデータ反転関数は、被検体内の実組織に対して血管内の血液部分を強調識別させる関数であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 4 記載の超音波診断装置において、
前記所定のデータ反転関数を切り替える関数切替手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 記載の超音波診断装置において、
前記境界検出部は、前記カップリング体におけるエコーデータと前記被検体におけるエコーデータを弁別するために設定された特定の閾値と、前記各エコーデータのエコー値とを比較し、その比較結果に基づいて前記境界の検出を行うことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 7 記載の超音波診断装置において、
前記閾値を切り替える閾値切替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】

【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 3 次元画像を形成する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

一般に、血液透析に先立って或いは定期的に、血液を体外に取り出すための血管について、その状態を診断することが望ましい。すなわち、そのような血管に狭窄や閉塞等の不具合が起きていないかを確認しておく必要がある。血液透析では、一般的に腕の血管が利用されるが、従来においては、その血管の状態を X 線造影法によって確認していた。近年、この X 線造影法に代わる手法として、超音波を利用して血管の 3 次元画像具体的には血管内の血液部分の 3 次元画像を形成することが提案されている。

【0003】

以下、図 5 を利用しながら説明する。図 5 には、被検体としての腕における 2 次元断層画像が示されている。ここで、符号 108 は、カップリング体 102 を有する超音波探触子である。このカップリング体 102 は変形自在の膜の内部に液体の音響媒体が充填された構成を有している。このカップリング体 102 を腕表面 100 に当接させることによって、その当接面における空気層を排除することができる。このカップリング体 102 を介して腕に超音波ビームを X 軸方向に電子リニア走査させて X - Z 平面に平行な走査面 112 を形成し、この走査面 112 から取り込まれるエコーデータに基づいて、2 次元断層画像が形成される。実際には、この超音波探触子 108 がさらに Y 軸方向に機械走査されることによって、互いに平行な複数の走査面 112 が形成され、これらの集合体としての 3 次元領域が形成される。この 3 次元領域内におけるエコーデータに基づいて 3 次元画像が形成されるが、この 3 次元画像を形成するにあたっては、例えば特開平 10 - 33538 号

10

20

30

40

50

公報に記述された3次元画像処理方法によるボリュームレンダリング演算を利用すればよい。

【0004】

このボリュームレンダリング演算は、例えば胎児表面を描出するために、エコー値の大きいエコーデータを優位的に描出するような演算処理を行なっている。この演算は、各超音波ビーム上のエコーデータの列に沿って、各エコーデータごとに実行される。その演算結果は、そのエコーデータのZ軸方向すなわち深さ方向に位置する隣のエコーデータに引き渡され、そのエコーデータにおけるボリュームレンダリング演算において利用される。このように、各エコーデータがエコーデータ列に沿って累積的に演算され、ある演算終了条件を満たした場合、そのときの演算結果がその超音波ビームに対応した画素値すなわちビーム対応画素値である。このようなビーム画素値を3次元領域内の各超音波ビームに関して算出し、それらを3次元マッピングすることによって3次元領域をX-Y面に平行な投影面に投影したような3次元画像が形成される。

10

【0005】

ここで、このボリュームレンダリング演算を用いると、他の3次元画像処理方法を利用する場合と同様に、エコー値の大きい生体組織がより顕著に描出された3次元画像が形成される。しかしながら、被検体の生体組織のうち血管内の血液部分104（以下血液部分と略称する）などの液体部分におけるエコーデータのエコー値は、液体部分以外の生体組織すなわち実組織106におけるエコーデータのエコー値に比べて小さい。したがって、エコー値の小さい血液部分104を描出した3次元画像を形成するためには、ボリュームレンダリング演算に先立って、特開平4-348745号公報に記載されているようにエコー値を反転することが望ましい。エコー値を反転することによって、血液部分104のエコー値は大きくなるとともに、実組織106のエコー値が小さくなる。

20

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

ここで、図5に示す2次元断層画面上の各エコーデータのエコー値を上述のように反転すると、内部に音響媒体が充填されたカップリング体102のエコー値もまた大きくなってしまふ。上述したように、ボリュームレンダリング演算ではエコー値の大きなエコーデータが優位的に描出される。したがって、演算経路上にカップリング体102のエコーデータが含まれていると、このカップリング体102におけるエコーデータもボリュームレンダリング演算されてしまい、血液部分104がカップリング体102の中に埋没し、3次元画像として描出されなくなる。そこで、カップリング体102のエコーデータ部分を分離するために、演算範囲すなわち関心領域(ROI)110を設定し、これによって、ボリュームレンダリング演算がなされる範囲を絞り込む方法が考えられる。ROI110を設定することによって、ROI110の上端を演算開始点として、Z軸方向に各超音波ビームに沿って、ROI110内におけるエコーデータがボリュームレンダリング演算される。

30

【0007】

先ず、カップリング体102の部分をできる限り排除するために、図5(a)に示されるように、ROI110の上辺が腕表面100に接するように設定する場合について説明する。このようにROI110を設定したとしても、カップリング体102の端部分102a及び102bがROI110内に含まれてしまふ。したがって、この端部分102a又は102bが演算経路上に含まれるエコーデータ列では、これらの端部分102a及び102bが、血液部分104と区別なくボリュームレンダリング演算されてしまふ。その結果、3次元画像上で血液部分104はカップリング体102の下に隠れ、観察することができない。

40

【0008】

次に、完全にカップリング体102の部分を排除するために、図5(b)に示されるように、ROI110を設定する場合について説明する。この場合、腕の表面付近存在する血液部分104a及び104bの一部もしくは全部がROIにより除外されてしまふ。その

50

結果、血液部分 104 の形状を正しく 3次元画像として描出することができない。

【0009】

なお、被検体が例えば腕の場合には、腕の肘関節から手首にわたる腕表面の形状はその長手方向において一様ではない。したがって、あらかじめ腕表面 100 の形状に合った ROI を用意しておくことも困難である。

【0010】

一方、腕表面 100 と ROI 110 を一致させるために、医師等が 2次元断層像を見ながら、腕表面 100 の位置をなぞって ROI の上端を直接入力設定する方法が考えられる。しかしながら、Y軸方向に亘って形成される数多くの 2次元断層画像のそれぞれに対してこの入力設定を行う必要があり、作業が煩雑となる。

10

【0011】

本発明は、上記課題に鑑みなされたものであり、その目的は、カップリング体を有する超音波探触子を用いて被検体の 3次元画像を形成する際に、カップリング体の影響を受けない 3次元画像を形成することにある。

【0012】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、本発明は、被検体表面に当接される変形自在のカップリング体を介して被検体の 3次元領域に対して複数の超音波ビームを形成し、各超音波ビームごとにエコーデータ列を出力する超音波ビーム形成手段と、前記エコーデータ列を構成する各エコーデータのエコー値に基づいて、前記被検体と前記カップリング体との境界を前記エコーデータ列に沿って検出する境界検出部と、前記超音波ビームごとに検出された境界に基づいて、前記超音波ビームごとに前記カップリング体が除外される深さ位置に演算開始点を設定する演算開始点設定部と、前記エコーデータ列ごとにその前記演算開始点から深さ方向へ所定のレンダリング演算を実行し、各エコーデータ列ごとにビーム対応画素値を求める演算部と、前記ビーム対応画素値を 2次元マッピングして、前記 3次元領域を表わす 3次元画像を形成する画像形成部と、を含むことを特徴とする。

20

【0013】

上記構成によれば、カップリング体におけるエコーデータのエコー値と、被検体内におけるエコーデータのエコー値との違いに基づいて、被検体表面としての境界が検出される。ここで、この境界は各超音波ビームごとすなわちエコーデータ列ごとに検出され、各境界に対してそれぞれカップリング体が排除される深さ位置に演算開始点が設定される。したがって、被検体表面の形状によらずにカップリング体の影響を受けない 3次元画像を得ることができる。

30

【0014】

ここで、境界検出部は、例えば、各エコーデータにおけるエコー値と、境界を検出するための閾値とを比較する構成であることが望ましい。しかし、これに限らず、例えば、隣り合うエコーデータ同士のエコー値の差分をとって、前記境界を検出するための閾値とその差分値とを比較する構成等であってもよい。なお、本発明の記載において、エコー値を輝度情報として表わした輝度値も含んでエコー値と表現されている。

【0015】

本発明の好適な態様では、前記 3次元領域内に関心領域を設定する関心領域設定部を含み、前記境界検出部は、前記関心領域内において前記境界を検出することを特徴とする。関心領域を設定することによって、境界検出に不必要なエコーデータを排除してエコーデータを絞り込むことができる。これにより、境界検出における演算処理量を軽減することができる。とともに、境界検出に関する誤判定を低減することができる。

40

【0016】

本発明の好適な態様では、更に、前記演算部は、前記関心領域内において前記所定のレンダリング演算を行うことを特徴とする。

【0017】

本発明の好適な態様では、前記所定のレンダリング演算に先立って、エコーデータ列を構

50

成する各エコーデータごとにそのエコー値を所定のデータ反転関数に従って反転する反転部を含み、前記演算部は、その反転処理後のエコーデータから構成されるエコーデータ列に対して所定のレンダリング演算を実行することを特徴とする。ここで、データ反転関数は、反転テーブルとして装置内に格納されていることが望ましいが、これに限らず、いわゆる関数として装置内に格納されている構成であってもよい。また、データ反転関数は外部入力される構成であってもよい。

【0018】

上記構成によれば、所定のレンダリング演算に先立ってエコーデータのエコー値が反転される。したがって、例えば、被検体内におけるエコー値の小さな生体組織に関して明りょうな3次元画像を形成することができる。このとき、カップリング体の内部が、例えば液体などのエコー値の小さい物質で満たされている場合であっても、カップリング体と被検体との境界が検出されることに変わりはない。

10

【0019】

本発明の好適な態様では、更に、前記所定のデータ反転関数は、被検体内の実組織に対して血管内の血液部分を強調識別させる関数であることを特徴とする。

【0020】

また、本発明の好適な態様では、前記反転部において用いられる前記所定のデータ反転関数を切り替える関数切替手段を含むことを特徴とする。

【0021】

上記構成によれば、3次元画像として描出したい生体組織に応じて、適切なデータ反転関数を適宜選択することができる。また、境界検出に先立ってエコー値の反転を行う態様にあっては、境界検出に最適なデータ反転関数を適宜選択することもできる。

20

【0022】

本発明の好適な態様では、前記境界検出部は、前記カップリング体におけるエコーデータと前記被検体におけるエコーデータとを弁別するために設定された特定の閾値と、前記各エコーデータのエコー値とを比較し、その比較結果に基づいて前記境界の検出を行うことを特徴とする。

【0023】

本発明の好適な態様では、更に、前記境界検出部において用いられる前記閾値を切り替える閾値切替手段を含むことを特徴とする。ここで閾値は、装置内に複数種類格納されている構成であってもよく、外部から入力する構成であってもよい。

30

【0024】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の好適な実施の形態（以下、実施形態という）について、図面を参照しながら説明する。

【0025】

図1は、本発明に係る超音波診断装置の概略的な全体構成を示すブロック図である。本実施形態では、透析患者の血液透析に先立って、透析患者の腕における特定の血管の超音波診断を行うために、その特定の血管の3次元画像を形成する場合を例にとって説明する。もちろん、本発明は、他の部位における3次元画像を形成する場合にも適用可能である。

40

【0026】

本実施形態における超音波診断装置は、大別して探触子走査ユニット10と装置本体12とから構成される。

【0027】

探触子走査ユニット10は、超音波ビームを2次元走査させることで3次元領域を形成する装置である。この探触子走査ユニット10は、超音波ビームを電子走査して走査面を形成する超音波探触子16を有している。探触子走査ユニット10は、この超音波探触子16を被検体としての腕表面14に当接させながら、これを機械走査機構22によって走査面と直交する方向に機械走査することで3次元領域を形成する。超音波探触子16は、この3次元領域からエコーデータを取り込む。

50

【0028】

装置本体12は、上述の探触子走査ユニット10に対してケーブルを介して接続されている。装置本体12は、探触子走査ユニット10から出力されるエコーデータを処理して超音波3次元画像を形成する装置であり、特に血液部分における3次元画像を形成する機器である。

【0029】

なお、図1において、超音波ビーム形成手段としてのビーム形成ユニットの構成が符号13で示され、本実施形態では、探触子走査ユニット10、並びに装置本体12内の機械走査制御部24及び送受信部28とからなる。

【0030】

まず、探触子走査ユニット10が有する構成について説明する。超音波探触子16は、探触子本体18とカップリング体20とから構成されている。探触子本体18の内部には、アレイ振動子を構成する複数の振動素子(図示せず)が内蔵されている。アレイ振動子によって超音波ビームが形成され、その超音波ビームを電子走査、すなわち複数形成すると走査面が形成される。また、超音波探触子16は、各超音波ビームごとにエコーデータ列を取り込んで、これを装置本体12側に出力する。本実施形態における超音波探触子16の電子走査方式は、電子リニア走査方式である。なお、診断対象や状況に応じて、例えば電子セクタ走査方式などの他の電子走査方式における超音波探触子を適宜選択することが望ましい。

【0031】

カップリング体20は探触子本体18の先端に設けられている。このカップリング体20の外表面は、変形自在の膜状部材で形成されており、その内部には例えば蒸留水などの音響媒体が充填されている。したがって、このカップリング体20は、腕表面14に当接させることによって、腕の表面形状に応じて変形して密着する。したがって、超音波探触子16と腕表面14との間の空気層が排除されて、良好な超音波伝搬経路が確保される。また、探触子本体18において形成された超音波ビームは、このカップリング体20を介して電子走査され、良好な超音波画像を得ることができる。

【0032】

機械走査機構22は、機械走査制御部24からの信号に基づいて、超音波探触子16を電子走査することによって形成される走査面と直交する方向に超音波探触子16を機械走査する機構である。なお、本実施形態では、超音波探触子16を腕の長手方向に沿って機械走査する。これにより、腕の長手方向に亘る互いに平行な複数の走査面が順番に形成される。それぞれの走査面上のエコーデータに基づいて血管の走行状態を3次的に表わした超音波画像が形成される。

【0033】

なお、図中には示されていないが、探触子走査ユニット10には、超音波探触子16が機械走査されている位置を検出するための位置検出器が設けられており、超音波探触子16の位置情報を装置本体12側に出力する。この位置情報は後述の画像形成部42において3次元画像を形成する際に利用される。

【0034】

次に、装置本体12が有する構成について説明する。装置本体12には、キーボードやトラックボールなどからなる操作パネル31が設けられている。この操作パネル31は、反転関数選択部32、決定条件設定部34及びパラメータ設定部40としての機能を有しており、医師等は、この操作パネル31を用いて、エコー値反転部30、演算開始点決定部36及び演算部38の指示等を入力することができる。また、本装置の動作に関する指示等も操作パネル31から入力することができる。その動作指示が主制御部26に出力される。ここで、主制御部26は、本装置全体の動作制御を行うものである。

【0035】

主制御部26によって動作制御される機械走査制御部24は、超音波探触子16の機械走査を制御するための信号を機械走査機構22に出力する。

10

20

30

40

50

【0036】

送受信部28は、超音波探触子16内の各振動素子に対して送信信号を供給して超音波ビームを形成させる送信ビームフォーマとしての機能と、超音波探触子16内の各振動素子からのエコーデータに対して整相加算処理を行って、超音波受信ビームを形成する受信ビームフォーマとしての機能を有する。また、必要に応じて検波回路などの所望の信号処理回路が各種設けられている。超音波探触子16から出力されたエコーデータは送受信部28において、各種演算処理された後にエコー値反転部30に出力される。

【0037】

エコー値反転部30は、エコー値を反転する複数のデータ反転関数を有しており、入力された各エコーデータのエコー値を反転する。図2にこのデータ反転関数の一例を示す。ここで、T1は、エコー値反転部30に入力されたエコー値を単純に反転するデータ反転関数であり、T2は、反転前においてエコー値が小さい領域を反転において特に強調させるデータ反転関数である。また、T3及びT4は、反転前においてエコー値が小さい領域を反転において特に強調させ、反転前においてエコー値の大きい領域を反転に伴ってカットするデータ反転関数である。T5は、入力されたエコー値を反転二値化するデータ反転関数である。なお、T6は、入力されたエコー値を反転しない場合におけるデータ関数を示しており、例えば、本超音波診断装置において通常の2次元断層画像や血管などの液体部分以外の生体組織の3次元画像を形成する際に利用される。なお、エコー値反転部30は、上述の構成の代わりにこれらのデータ反転関数を実現するためにデータ反転テーブルを有する構成であってもよい。

【0038】

本実施形態における操作パネル31は、データ反転関数を選択する反転関数選択部32としての機能を有する。したがって、医師等は、この操作パネル31を用いて、これらのデータ反転関数の中から3次元画像形成時において血液部分が最も良く描出できる最適のデータ反転関数を適宜選択することができるとともに、必要に応じてデータ反転関数を切り替えることができる。送受信部28から出力されたエコーデータは、操作パネル31で選択された反転テーブルによってレベル反転され、演算開始点決定部36に出力される。

【0039】

演算開始点決定部36は、演算開始点を決定する機能を有しており、境界検出部35及び演算開始点設定部37から構成される。この演算開始点とは、後述の演算部38において実行されるレンジリング演算の開始点である。エコー値反転部30から出力されたエコーデータは、先ず、境界検出部35に入力される。境界検出部35は、エコーデータ列ごとに腕表面14としての境界を検出する。この境界は、このエコーデータ列を構成するエコーデータのエコー値の大きさに基づいて検出される。なお、この境界検出の具体的な方法については後に詳述する。境界検出部35において境界検出がなされると、演算開始点設定部37は、この境界に基づいて、各エコーデータ列ごとに演算開始点を設定する。この演算開始点は、各エコーデータ列上において、カップリング体20が排除された深さ位置に設定される。演算開始点が設定すなわち決定されると、そのエコーデータ列上における演算開始点以降のエコーデータが、エコーデータ列に沿って時系列順に演算部38に出力される。

【0040】

ここで、この演算開始点を決定するための演算処理(以後、決定処理という)の際に、その決定処理を実行する範囲をある程度限定するために、決定条件設定部34から演算範囲としての関心領域、すなわちROIを入力設定することができる。また、医師等は、この決定条件設定部34を用いて、演算開始点の決定処理に必要とされる閾値A及び指定値Cを入力設定することができる。この閾値A及び指定値Cについては、後に図4を用いて詳述する。本実施形態では、操作パネル31が決定処理設定部34としての機能を有しており、この操作パネル31によって上述のROI、閾値A及び指定値Cを入力する。

【0041】

演算部38は、演算開始点決定部36から入力された各エコーデータ列における演算開始

10

20

30

40

50

点以降のエコーデータに基づいて、エコーデータ列ごとに実時間処理可能なレンダリング演算を実行する。ここで、本実施形態におけるレンダリング演算とは、特開平10-33538号公報に記載された実時間処理可能な3次元画像処理方法におけるボリュームレンダリング演算である。しかしながら、例えば積算法等、エコーデータ列ごとに行われる他の3次元画像処理方法におけるレンダリング演算であってもよい。

【0042】

レンダリング演算が実行されることによって、各エコーデータ列ごとにビーム対応画素値が算出される。このときのビーム対応画素値は、エコー値反転部30においてエコー値が反転された反転エコーデータに基づいて算出されている。したがって、本来エコー値の小さい血液が特に描出されたビーム対応画素値となる。各エコーデータ列に対応する複数のビーム対応画素値が画像形成部42に出力される。ちなみに、このレンダリング演算に必要なとされる不透明度等のパラメータは、医師等によって、パラメータ設定部40から試行錯誤的に入力設定される。本実施形態では、操作パネル31がこのパラメータ設定部40の機能を有している。

10

【0043】

演算部38は、上述のレンダリング演算だけでなく、エコーデータに含まれるドプラ情報を利用して、所望のドプラ演算を実行し、血流画像をカラー表示することを可能とする演算処理を行ってもよい。そのようにすれば、血管の狭窄や瘤などの診断精度を向上できる。

【0044】

画像形成部42は、演算部38から出力されたビーム対応画素値を2次元マッピングして、血液部分の3次元画像を形成する。また、必要に応じて、ドプラ画像、Bモード画像又はMモード画像等を形成する。表示部44は、そのディスプレイ上に血液部分の3次元画像を表示する。また、必要に応じてこの3次元画像にドプラ画像を合成表示する。

20

【0045】

本実施形態では、超音波探触子16を機械走査機構22によって機械走査させることで、3次元エコーデータ取込空間を形成する構成となっているが、機械走査機構22の代わりに手作業によって超音波探触子16を走査し、3次元エコーデータ取込空間を形成してもよい。この場合においても超音波探触子16が手作業による走査位置を検出するための位置検出器を設け、超音波探触子16の位置情報を主制御部26や画像形成部42等に出力し、3次元画像形成等に利用する。

30

【0046】

次に、演算開始点決定部36における決定処理及び演算部38における演算処理について説明する。図3は、演算開始点決定部36及び演算部38における各演算処理を説明する図である。図3には、探触子本体18及びカップリング体20によって構成される超音波探触子16が腕表面14に当接されている状態が示されている。なお、腕はその腹部分を上にした状態に配置され、その腹部分の表面に超音波探触子16が当接している。この探触子本体18は、カップリング体20を介してZ軸方向に形成した超音波ビームをX軸方向に電子リニア走査する。したがって、超音波ビームがX軸方向に移動しつつ順次形成され、これにより、複数の超音波ビームが形成される。その結果、X-Z面に平行な走査面46が形成される。ちなみに、この超音波探触子16は、さらにこの走査面46と直交するY軸方向に機械走査されることによって、互いに平行な複数の走査面が順番に形成され、これらの集合体としての3次元領域が形成される。

40

【0047】

なお、図中の走査面46には、便宜的に、反転される前におけるエコーデータが示されている。図3では、エコー値の大きい部分が斜線部分で示されており、腕の内部における血液部分50以外の生体組織、すなわち実組織52の部分は、カップリング体20及び血液部分50よりもエコー値が大きい。実際には、これらのエコーデータは、それぞれ演算開始点決定部36に入力される前に、そのエコー値が反転される。反転によって、カップリング体20及び血液部分50におけるエコー値は大きくなり、また実組織52のエコー値

50

は小さくなる。

【 0 0 4 8 】

演算開始点決定部 3 6 による演算開始点の決定に先立って、R O I 5 4 が設定される。この R O I 5 4 は、図に示されるように血液部分 5 0 を含む生体組織とカップリング体 2 0 とにまたがって設定される。なお本実施形態では、この設定された R O I 5 4 は、全ての走査面に共通して用いられる。しかし、これに限らず、各走査面ごとにそれぞれ R O I を設定する態様であってもよい。

【 0 0 4 9 】

演算開始点決定部 3 6 は、各超音波ビーム上のエコーデータ列 4 8 のうち、R O I 5 4 内におけるエコーデータについて演算開始点の決定処理を行う。このときの演算開始点の決定処理は、このエコーデータ列 4 8 に沿って、エコーデータ列 4 8 上の各エコーデータごとに深さ方向に時系列順に実行される。この決定処理の結果、演算開始点がカップリング体 2 0 を排除する深さ位置に設定される。演算開始点が決定されると、演算部 3 8 は演算開始点からエコーデータ列 4 8 に沿って、各エコーデータごとに時系列順に逐次レンダリング演算がなされ、そのレンダリング演算結果としてビーム対応画素値 5 6 が算出される。算出されたビーム対応画素値 5 6 は、3 次元領域が X - Y 平面に投影されるように 2 次元マッピングされる。また、このエコーデータ列 4 8 におけるビーム対応画素値 5 6 が算出されると、このエコーデータ列 4 8 の隣のエコーデータ列 4 8 について上述と同様の演算処理（決定処理を含む。）が実行される。これにより、そのエコーデータ列 4 8 のビーム対応画素値 5 6 が算出され、そのビーム対応画素値 5 6 が 2 次元マッピングされる。このように次々と走査面 4 6 内における各超音波ビームに対しそれぞれのビーム対応画素値 5 6 が算出されて 2 次元マッピングされることによって、カップリング体 2 0 の影響のない、血液部分 5 0 の 3 次元画像が形成される。

【 0 0 5 0 】

次に、演算開始点決定部 3 6 で実施される演算開始点の決定処理における原理の一実施形態を図 4 を用いながら説明する。図 4 は、主として演算開始点決定部 3 6 における演算開始点の決定に関する処理を示すフローチャートである。

【 0 0 5 1 】

先ず、腕を探触子走査ユニット 1 0 にセットして超音波診断装置の測定開始スイッチを操作する。これにより、超音波探触子 1 6 は、超音波ビームを電子走査すると共に機械走査され、エコーデータを出力する。このエコーデータは、図 1 に示されるように送受信部 2 8 を介してエコー値反転部 3 0 に入力され、そのエコー値が反転される。

【 0 0 5 2 】

S 2 0 0 では、図 3 に示される超音波ビーム方向に平行なエコーデータ列 4 8 において、最初の反転エコーデータ、すなわち探触子本体 1 8 に最も近い反転エコーデータが演算開始点決定部 3 6 に入力される。

【 0 0 5 3 】

S 2 0 2 では、この反転エコーデータが R O I 5 4 内のものであるか否かが判定される。ここで、反転エコーデータが R O I 5 4 の領域外のものであると判定されると、S 2 1 6 に進む。なお、その反転エコーデータがそのエコーデータ列における最後の反転エコーデータではない場合には、S 2 0 0 に戻る。これにより、このエコーデータ列 4 8 上におけるこの反転エコーデータの次の反転エコーデータ、すなわち深さ方向における隣の反転エコーデータに関して S 2 0 0 以降のステップが実行される。一方、S 2 0 2 において、反転エコーデータが R O I 内であると判定されると、S 2 0 4 に進む。

【 0 0 5 4 】

S 2 0 4 では、このエコーデータ列 4 8 において、演算開始点が決定しているか否かが判定される。演算開始点が決定されていないと判断された場合、S 2 0 6 に進む。一方、演算開始点が決定されていると判定された場合には S 2 1 4 に進むが、これについては後に詳述する。

【 0 0 5 5 】

10

20

30

40

50

S 2 0 6では、この反転エコーデータのエコー値、すなわち反転エコー値と閾値 A とが比較される。この閾値 A は、カップリング体 2 0 と腕との境界、すなわち腕表面 1 4 を検出するために設定された閾値であり、図 3 に示される実組織 5 2 とカップリング体 2 0 における反転エコー値の大きさの違いに基づいて設定される。さらに詳述すると、本実施形態においては、この閾値 A は、カップリング体 2 0 における反転エコー値の標準的な値よりも小さい値であり、また、実組織 5 2 における反転エコー値の標準的な値よりも大きな値に設定されている。

【 0 0 5 6 】

したがって、S 2 0 6 において判定される反転エコー値がこの閾値 A よりも大きい場合、その反転エコーデータは、カップリング体 2 0 に位置するものであり、図 3 において、腕表面 1 4 よりも探触子本体 1 8 側にある反転エコーデータであると判定される。したがって、この場合には、S 2 1 6 に進む。なお、この反転エコーデータが最後の反転エコーデータではない場合には、S 2 0 0 に戻る。これにより、このエコーデータ列 4 8 上におけるこの反転エコーデータの深さ方向に位置する次の反転エコーデータに関して S 2 0 0 以降のステップが実行される。

【 0 0 5 7 】

一方、S 2 0 6 において判定される反転エコー値が閾値 A 以下であった場合、その反転エコーデータは、そのエコーデータ列 4 8 における実組織 5 2 に位置する最初の反転エコーデータである可能性が高い。この場合には、S 2 0 8 に進む。

【 0 0 5 8 】

S 2 0 8 では、S 2 0 6 において閾値 A 以下であると判定された反転エコーデータの数を累積してその値をカウントし、その累積値 B を S 2 1 0 に出力する。ここで、本実施形態では、S 2 0 8 は閾値 A 以下と判定された反転エコーデータの総数をカウントする構成であるが、これに限らず、例えば、閾値 A 以下であると連続して判定された反転エコーデータの連続回数をカウントする構成であってもよい。この構成の場合、S 2 0 8 において閾値 A 以下の反転エコーデータがカウントされていた状態において、次の反転エコーデータが閾値 A よりも大きいと判定されると、それまでに S 2 0 8 で累積されていた累積値 B はリセットされる。そして、これ以降に初めて閾値 A 以下であると判定された反転エコーデータから再度累積値 B がカウントされる。

【 0 0 5 9 】

S 2 1 0 では、S 2 0 8 から入力される累積値 B と特定の指定値 C とが比較される。本実施形態では、この特定の指定値 C は、「 5 」と設定されており、S 2 0 8 では、累積値 B が指定値「 5 」に達しているか否かが判定される。累積値 B が指定値「 5 」に達していない場合には、S 2 1 6 に進む。なお、この反転エコーデータが最後の反転エコーデータではない場合には、S 2 0 0 に戻り、S 2 0 8 において最後にカウントされた反転エコーデータの深さ方向に位置する次の反転エコーデータに関して S 2 0 0 以降のステップが実行される。そして、S 2 1 0 において累積値 B が指定値「 5 」を越えるまで、すなわち累積値が 6 になるまで上述の一連のステップが繰り返される。

【 0 0 6 0 】

S 2 1 0 において累積値が「 5 」を越えたと判定された場合、これは境界が検出されたことを意味する。この場合には S 2 1 2 に進む。この S 2 1 0 は、S 2 0 6 で判定された反転エコーデータにおいて、ノイズ等によって閾値 A 以下であると誤判定された反転エコーデータを排除し、本来の腕の実組織 5 2 における反転エコーデータを選別し、後述の S 2 1 2 での確かな深さ位置に演算開始点を設定するために実行される。これにより、誤って演算開始点がカップリング体 2 0 内に設定されてしまうことを未然に防止することができる。

【 0 0 6 1 】

S 2 1 2 では、演算開始点が設定される。この演算開始点は、S 2 0 8 において最後にカウントされた反転エコーデータに基づいて演算開始点が設定される。本実施形態では、S 2 1 0 において最後にカウントされた反転エコーデータに対し、その深さ方向における次

10

20

30

40

50

の反転エコーデータを演算開始点に設定する。演算開始点が決定されると、累積値BがクリアされてS216に進む。S216では、S208において最後にカウントされた反転エコーデータが、このエコーデータ列48における最後の反転エコーデータであるかが判定される。この反転エコーデータが最後の反転エコーデータではない場合にはS200に戻り、その次の反転エコーデータすなわち演算開始点としての反転エコーデータが演算開始点決定部36に入力され、S202に進む。ここで、S202では、演算開始点が決定されているか否かが判定されているが、このエコーデータ列48における演算開始点はすでに決定されているので、S214に進む。

【0062】

このようにS210において最後にカウントされた反転エコーデータの次の反転エコーデータが演算開始点として設定されることで、演算開始点を実時間処理下において決定することができるとともに、その演算開始点以降の反転エコーデータをリアルタイムに時系列順に演算部38に出力することができる。したがって、リアルタイム性の高い3次元画像形成を実現することができる。なお、この構成によればカップリング体がより確実に除外される深さ位置に演算開始点を設定することができる。

10

【0063】

S214では、演算開始点としての反転エコーデータが演算部38に出力され、S216に進む。この演算開始点がこのエコーデータ列48上の最後の反転エコーデータではない場合には、S200に戻り、この演算開始点の次の反転エコーデータが演算開始点決定部36に入力される。この反転エコーデータについて上述と同様にS202が実行され、S204を経てS214に進む。

20

【0064】

以後、このエコーデータ列48における反転エコーデータが、その深さ方向順に順次S200、S202及びS204を経てS214に進む。これにより演算部38では、ROI54内における反転エコーデータに関して時系列順にレンダリング演算がリアルタイムに実行されていく。このようにして上述の一連のステップが、エコーデータ列48上の反転エコーデータに対して実行されていき、実行対象の反転エコーデータがS216において最後の反転エコーデータであると判定された場合、このエコーデータ列48における演算処理が終了する。なお、この演算処理の終了する条件としては、演算処理対象の反転エコーデータがROI54における最後の反転エコーデータである場合や、レンダリング演算における不透明度の積算値が所定値に達するなど特定の終了条件を満たした場合等があげられる。

30

【0065】

演算処理の終了時において算出されたレンダリング演算結果がそのエコーデータ列48に対応するビーム対応画素値56であり、ディスプレイ上に2次元マッピングされる。また、ビーム対応画素値56が算出されると、上述のエコーデータ列48の隣のエコーデータ列48において、上述と同様のシーケンスが実行される。これにより、そのエコーデータ列48のビーム対応画素値56が算出され、2次元マッピングされる。この走査面46におけるエコーデータ列全体に対して上述と同様のシーケンスが実行されると、この走査面46の次の走査面46において上述と同様のシーケンスが実行される。このようにして次々と上述と同様のシーケンスが実行され、3次元領域における全てのエコーデータ列のそれぞれに対応する複数のビーム対応画素値が算出され、2次元マッピングされる。これにより、図3に示されるような3次元領域がX-Y平面に投影されたような、血液部分50が描出された3次元画像58が形成される。

40

【0066】

本実施形態によれば、3次元エコーデータ取込空間におけるエコーデータからカップリング体20におけるエコーデータを分離することができる。言い換えれば、血液部分50におけるエコーデータからカップリング体20におけるエコーデータを分離することができる。これにより、腕表面14直下からの反転エコーデータのみを利用した血液部分50の3次元画像を形成することができる。その結果、カップリング体20の影響を受けない良

50

好な 3 次元画像が得られる。

【 0 0 6 7 】

以上、本実施形態における演算開始点の決定処理方法について説明した。なお、本実施形態においては、図 1 に示されるように演算開始点決定部 3 6 における演算開始点の決定処理に先立って、各エコーデータのエコー値がエコー値反転部 3 0 によって反転される。しかしこれに限らず、例えば、演算開始点決定部 3 6 において演算開始点が決定された後に、各エコーデータのエコー値を反転する構成としてもよい。

【 0 0 6 8 】

上述の実施形態では、各エコーデータ列における単一のエコーデータごとに演算開始点の決定判定を行っている。しかしこれに限らず、例えば、各エコーデータ列において、互いに連続する複数の反転エコーデータ（或いはエコーデータ）からなるエコーデータ群を定義し、このエコーデータ群ごとに境界検出や演算開始点の決定を行ってもよい。

10

【 0 0 6 9 】

【 発明の効果 】

本発明によれば、カップリング体を有する超音波探触子を用いて被検体の 3 次元画像を形成する際に、カップリング体の影響を受けない 3 次元画像を形成することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明に係る超音波診断装置の概略的な全体構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 エコー値反転部に格納されているデータ反転関数の一例を示す図である。

【 図 3 】 演算開始点決定部における決定処理及び演算部における演算処理を説明する図である。

20

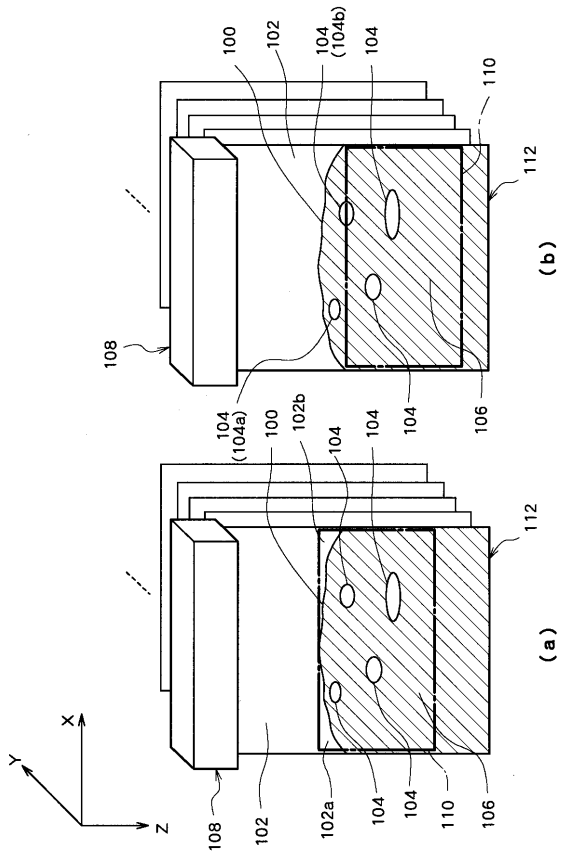
【 図 4 】 演算開始点の決定及び演算に関する処理を示すフローチャートである。

【 図 5 】 従来において想定される演算開始点の決定処理を説明する図である。

【 符号の説明 】

1 6 超音波探触子、 2 2 機械走査機構、 2 4 機械走査制御部、 2 8 送受信部、 3 0 エコー値反転部、 3 2 反転関数選択部、 3 4 決定条件設定部、 3 6 演算開始点決定部、 3 8 演算部、 4 0 パラメータ設定部、 4 2 画像形成部、 4 4 表示部。

【 図 5 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2002-238898(JP,A)
特開平10-033538(JP,A)
特開平04-348745(JP,A)
特開平11-056845(JP,A)
特開2000-300555(JP,A)
特開平11-267127(JP,A)
特開平10-085215(JP,A)
特開平08-266538(JP,A)
特開平09-308631(JP,A)
山下優子他,透析患者の血管診断用リアルタイム3次元画像表示システムの開発,超音波医学,
日本,2001年 4月15日,第30巻、第3号,第J665頁

- (58)調査した分野(Int.Cl.⁷,DB名)
A61B 8/06

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP3685737B2	公开(公告)日	2005-08-24
申请号	JP2001149917	申请日	2001-05-18
[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	赤羽睦弘		
发明人	赤羽 睦弘		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB13 4C301/DD01 4C301/DD02 4C301/EE11 4C301/EE12 4C301/FF12 4C301/ JB27 4C301/JC08 4C301/KK16 4C301/KK21 4C301/KK30 4C301/LL02 4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/FE03 4C601/FE04 4C601/ JB34 4C601/ JB35 4C601/ JB40 4C601/JC09 4C601/JC11 4C601/JC25 4C601/JC27 4C601/JC37 4C601/KK18 4C601/KK21 4C601/KK31 4C601/LL01 4C601/LL02		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2002336253A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过分离耦合体的回波数据和回波，提供通过将超声波探头与超声波探头邻接在手臂表面上而形成的手臂血管血液部分的优秀三维图像尽管为了形成三维图像的目的，在反转所获得的回波值时，超声波探头的耦合体中的回波值被反转并增加，但是血液部分的数据。解决方案：构成回波数据串48的回波数据的回波值和用于检测耦合体20和臂之间的边界的特定阈值被顺序地比较在每个回波数据串48中的回波数据串48并行到超声波束。通过比较结果，检测作为臂表面14的边界，并且将计算开始点设置在基于边界消除耦合体20的位置。

【 图 3 】

