

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6359337号
(P6359337)

(45) 発行日 平成30年7月18日(2018.7.18)

(24) 登録日 平成30年6月29日(2018.6.29)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 9 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2014-104886 (P2014-104886)
 (22) 出願日 平成26年5月21日(2014.5.21)
 (65) 公開番号 特開2015-217236 (P2015-217236A)
 (43) 公開日 平成27年12月7日(2015.12.7)
 審査請求日 平成29年4月10日(2017.4.10)

(73) 特許権者 000005108
 株式会社日立製作所
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
 (74) 代理人 110001210
 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
 (72) 発明者 笠原 英司
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
 アロカメディカル株式会社内
 審査官 永田 浩司

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】

超音波を送受するプローブと、
 プローブを制御して超音波の受信信号を得る送受信部と、
 超音波の断層画像に基づく断面の位置と方向の少なくとも一方を変化させて任意断面を設定する断面設定部と、
 任意断面に特化した送受信処理により任意断面から受信信号を得るように送受信部を制御する送受信制御部と、
 任意断面から得られた受信信号のデータに基づいて任意断面の超音波画像を形成する画像形成部と、
 ユーザからユーザ操作を受け付ける操作デバイスと、
 を有し、
 前記操作デバイスを介して入力されるユーザ操作に応じて、任意断面の法線ベクトルの始点を固定したまま法線ベクトルの方向が変更されて任意断面の法線方向が変更され、
 前記断面設定部は、法線方向の変更に追従するように任意断面の法線方向を変えて任意断面を設定する、
 ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
 前記断面設定部は、前記操作デバイスを介して入力されるユーザ操作に応じた距離だけ

任意断面をその法線方向に平行移動して任意断面を設定する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、
前記断面設定部は、ユーザ操作に応じて、任意断面を平行移動した後に任意断面の法線方向を変えて任意断面を設定する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、
前記断面設定部は、ユーザ操作に応じて、任意断面の法線方向を変えた後に任意断面を
平行移動して任意断面を設定する、
ことを特徴とする超音波診断装置。 10

【請求項 5】

請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
前記送受信制御部は、任意断面の深さに応じたパルス繰り返し周期で受信ビームを形成
するように送受信部を制御する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
前記送受信制御部は、任意断面の深さに応じた送信パワーで送信ビームを形成するよう
に送受信部を制御する、
ことを特徴とする超音波診断装置。 20

【請求項 7】

請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
当該超音波診断装置は、任意断面の位置と方向に応じた任意断面カーソルを超音波の断
層画像内に表示し、断層画像の断面の位置と方向に応じた断層画像カーソルを任意断面の
超音波画像内に表示する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
当該超音波診断装置は、三次元領域内における断層画像の断面と任意断面の配置関係を
立体的に示した断面モデルを表示する、
ことを特徴とする超音波診断装置。 30

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波診断装置において、
当該超音波診断装置は、超音波の断層画像と任意断面の超音波画像と前記断面モデルを
表示するにあたり、超音波の断層画像と前記断面モデル内における当該断層画像の断面と
を互いに対応付けた表示処理を施し、任意断面の超音波画像と前記断面モデル内における
当該任意断面とを互いに対応付けた表示処理を施す、
ことを特徴とする超音波診断装置。 40

【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、任意断面の超音波画像を形成する技術に関す
る。

【背景技術】

【0002】

超音波を送受することにより三次元領域内からボリュームデータ（三次元の超音波デー
タ）を得る超音波診断装置が知られている。三次元領域内から得られたボリュームデー
タに基づいて、例えば、その三次元領域内に関する立体的な超音波画像を形成することがで 50

き、また、その三次元領域内における任意断面の超音波画像（断層画像）を形成することができる。例えば、特許文献1には、三次元領域内における三断面の画像（トリプレーン画像）を形成する技術が記載されている。

【0003】

しかし、三次元領域内に所望の任意断面を設定することは容易ではない。また、三次元領域の全域からボリュームデータを得て任意断面の超音波画像を形成すると、任意断面の形成に不必要なデータも収集されてしまうため、送受信における無駄が無視できない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

10

【特許文献1】特開2003-325514号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上述した背景技術に鑑み、本願の発明者は、任意断面の超音波画像を形成する技術について研究開発を重ねてきた。

【0006】

本発明は、その研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、任意断面の超音波画像を形成するにあたっての改良技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

20

【0007】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、超音波を送受するプローブと、プローブを制御して超音波の受信信号を得る送受信部と、超音波の断層画像に基づく断面の位置と方向の少なくとも一方を変化させて任意断面を設定する断面設定部と、任意断面に特化した送受信処理により任意断面から受信信号を得るように送受信部を制御する送受信制御部と、任意断面から得られた受信信号のデータに基づいて任意断面の超音波画像を形成する画像形成部と、を有することを特徴とする。

【0008】

上記装置において、プローブは、三次元領域内において超音波を立体的に送受できる三次元超音波探触子であり、例えば、超音波を送受する複数の振動素子を二次元的に配列した二次元アレイを備えることが望ましい。さらに、上記プローブは、走査面内において超音波を二次元的に送受して断層画像（例えばBモード画像）の受信信号を得ることができる。

30

【0009】

また、上記装置において、超音波の断層画像に基づく断面とは、例えば、断層画像との間において既知の配置関係にある断面であり、具体的には、断層画像に一致する（同一平面の）断面でもよいし、断層画像に対して交差する（例えば直交する）断面でもよいし、断層画像から既知の距離だけ離れた（例えば平行な）断面でもよい。

【0010】

そして、上記装置によれば、超音波の断層画像に基づく断面の位置と方向の少なくとも一方を変化させて任意断面を設定することができる。例えば、断面を移動することにより断面の位置を変化させることができ、また、断面の傾きを変更することにより断面の方向を変化させることができる。例えば、医師等のユーザが、所望の診断対象（例えば胎児など）を含む断層画像又は診断対象の近傍の断層画像を得ることができるようにプローブの姿勢を調整し、その断層画像を見ながら、プローブの姿勢を維持しつつ、操作パネル等を利用して断面を移動させる操作や断面の傾きを変更する操作を行うことにより、直感的な操作感覚で比較的容易かつ適切に、例えば胎児の心臓等に関する所望の任意断面を設定することが可能になる。

40

【0011】

また、上記装置によれば、任意断面に特化した送受信処理により任意断面から受信信号

50

を得ているため、例えば、任意断面が設定される三次元領域内の全域から受信信号を得る場合に比べて、超音波の送受における無駄を最小限として効率的に、任意断面から受信信号を得ることができる。そのため、例えば、任意断面に対して集中的に超音波を送受し、任意断面の超音波画像の分解能を高めることやフレームレートを高めることなどが可能になる。

【 0 0 1 2 】

望ましい具体例において、前記断面設定部は、ユーザ操作に応じて断面を平行移動して任意断面を設定することを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

望ましい具体例において、前記断面設定部は、ユーザ操作に応じて断面の法線方向を変えて任意断面を設定することを特徴とする。

10

【 0 0 1 4 】

望ましい具体例において、前記送受信制御部は、任意断面の深さに応じた送信フォーカスで送信ビームを形成するように送受信部を制御することを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

望ましい具体例において、前記送受信制御部は、任意断面の深さに応じたパルス繰り返し周期で受信ビームを形成するように送受信部を制御することを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

望ましい具体例において、前記送受信制御部は、任意断面の深さに応じた送信パワーで送信ビームを形成するように送受信部を制御することを特徴とする。

20

【 0 0 1 7 】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、任意断面の位置と方向に応じた任意断面カーソルを超音波の断層画像内に表示し、断層画像の断面の位置と方向に応じた断層画像カーソルを任意断面の超音波画像内に表示する、ことを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、三次元領域内における断層画像の断面と任意断面の配置関係を立体的に示した断面モデルを表示することを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、超音波の断層画像と任意断面の超音波画像と前記断面モデルを表示するにあたり、超音波の断層画像と前記断面モデル内における当該断層画像の断面とを互に対応付けた表示処理を施し、任意断面の超音波画像と前記断面モデル内における当該任意断面とを互に対応付けた表示処理を施す、ことを特徴とする。

30

【 発明の効果 】

【 0 0 2 0 】

本発明により、任意断面の超音波画像を形成するにあたっての改良技術が提供される。例えば、本発明の好適な態様によれば、比較的容易かつ適切に所望の任意断面を設定することが可能になり、また、超音波の送受における無駄を最小限として効率的に任意断面から受信信号を得ることが可能になる。

【 図面の簡単な説明 】

40

【 0 0 2 1 】

【 図 1 】 本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示す図である。

【 図 2 】 三次元領域内に設定される任意断面の具体例を示す図である。

【 図 3 】 断面の移動と傾きの変更に関する具体例を示す図である。

【 図 4 】 任意断面に特化した送受信処理の具体例を示す図である。

【 図 5 】 表示画像の具体例を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 2 】

図 1 は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成図である。プローブ 10 は、診断対象を含む三次元領域内において超音波を立体的に送受できる三次元超音波探

50

触子である。プローブ 10 は、超音波を送受する複数の振動素子を二次元的に配列した二次元アレイを備えることが望ましい。また、プローブ 10 は、走査面内において超音波を二次元的に送受して断層画像（例えば B モード画像）の受信信号を得ることができる。なお、プローブ 10 は、例えば、医師等のユーザ（検査者）に把持されて被検者（例えば母体）の体表面上に当接して用いられる。なお、プローブ 10 は、被検者の体腔内に挿入して用いられるものであってもよい。

【0023】

送受信部 12 は、送信ビームフォーマーおよび受信ビームフォーマーとしての機能を備えている。つまり、送受信部 12 は、プローブ 10 が備える複数の振動素子の各々に対して送信信号を出力することにより超音波の送信ビームを形成し、さらに、複数の振動素子から得られる複数の受波信号に対して整相加算処理などを施して超音波の受信ビームを形成する。これにより、超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）が走査され、超音波ビームに沿って受信信号が得られる。なお、超音波の受信信号を得るにあたって、送信開口合成等の技術が利用されてもよい。

【0024】

受信信号処理部 14 は、送受信部 12 から得られる超音波の受信信号に対して、例えば検波処理やフィルタ処理や A/D 変換処理等を施すことにより、エコーデータを生成する。

【0025】

断層画像形成部 22 は、走査面内において超音波を二次元的に送受して得られるエコーデータに基づいて、断層画像の画像データを形成する。断層画像形成部 22 は、走査面内から得られるエコーデータに基づいて、例えば、B モード画像用のフレームデータを形成する。断層画像形成部 22 は、超音波の走査に対応した走査座標系、例えばビームの深さ方向に対応した r 方向とビームの走査方向に対応した θ 方向による $r\theta$ 座標系において画像データを形成する。走査座標系（例えば $r\theta$ 座標系）において得られた画像データは、例えばデジタルスキャンコンバータにより座標変換処理等を施され、表示座標系（例えば $x y$ 直交座標系）の画像データに変換される。デジタルスキャンコンバータの機能は、例えば、断層画像形成部 22 が備えてもよいし、受信信号処理部 14 または表示処理部 30 が備えてもよい。

【0026】

任意断面画像形成部 24 は、診断対象を含む三次元領域内に設定された任意断面から得られるエコーデータに基づいて、任意断面に関する超音波画像の画像データを形成する。任意断面画像形成部 24 は、任意断面から得られるエコーデータに基づいて、例えば、任意断面における断層画像（B モード画像）用のフレームデータを形成する。なお、任意断面における超音波画像を形成する際にも、適宜、座標変換処理等が行われる。

【0027】

三次元画像形成部 26 は、診断対象を含む三次元領域内から立体的に得られたエコーデータを、つまり三次元領域のボリュームデータに基づいて、三次元領域内における診断対象等を立体的に表現する三次元超音波画像の画像データを形成する。三次元画像形成部 26 は、例えばボリュームレンダリング等の画像処理により、三次元超音波画像を形成する。もちろん、ボリュームレンダリング以外の公知の画像処理が利用されてもよい。

【0028】

表示処理部 30 は、断層画像形成部 22 で形成される断層画像の画像データと、任意断面画像形成部 24 で形成される任意断面の超音波画像の画像データと、三次元画像形成部 26 で形成される三次元超音波画像の画像データに基づいて、表示画像を形成する。表示処理部 30 において形成された表示画像は表示部 32 に表示される。

【0029】

断面設定部 40 は、操作デバイス 42 を介してユーザから受け付けるユーザ操作に応じて、診断対象を含む三次元領域内に任意断面を設定する。また、送受信制御部 50 は、断面設定部 40 により設定された任意断面に特化した送受信処理により任意断面から受信信号を得るように送受信部 12 を制御する。断面設定部 40 による任意断面の設定処理と、

10

20

30

40

50

送受信制御部 50 による任意断面に特化した制御については、後にさらに詳述する。

【0030】

制御部 60 は、図 1 に示す超音波診断装置内を全体的に制御する。制御部 60 による全体的な制御には、操作デバイス 42 を介してユーザから受け付けた指示も反映される。

【0031】

図 1 に示す構成（符号を付した各部）のうち、送受信部 12，受信信号処理部 14，断層画像形成部 22，任意断面画像形成部 24，三次元画像形成部 26，表示処理部 30，断面設定部 40，送受信制御部 50 の各部は、例えば電気電子回路やプロセッサ等のハードウェアを利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用されてもよい。また、上記各部に対応した機能が、CPU やプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPU やプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現されてもよい。

10

【0032】

表示部 32 の好適な具体例は液晶ディスプレイ等であり、操作デバイス 42 の好適な具体例は、マウス、キーボード、トラックボール、タッチパネル、スライダやダイヤルやその他のスイッチ類を備えた操作パネル等である。制御部 60 は、例えば、CPU やプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPU やプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現することができる。

【0033】

図 1 の超音波診断装置の概要は以上のとおりである。次に、図 1 の超音波診断装置により実現される機能の具体例について詳述する。なお、図 1 に示した構成（符号を付した各部）については、以下の説明において図 1 の符号を利用する。

20

【0034】

図 2 は、三次元領域内に設定される任意断面の具体例を示す図である。図 2 には、プローブ 10 が超音波を立体的に送受する三次元領域 100 と、三次元領域 100 内に設定される任意断面 104 と、任意断面 104 の設定において基準とされる断層画像断面 102 の具体例が図示されている。

【0035】

図 2 において、三次元領域 100 は、超音波ビームの走査座標系である $r\theta\phi$ 座標系で表現されている。つまり、超音波ビームの深さ方向（ r 方向）と、2 つの走査方向（ θ 方向， ϕ 方向）により特定される座標系で三次元領域 100 が表現されている。

30

【0036】

図 2 に示す具体例において、断層画像断面 102 は、断層画像形成部 22 で形成される断層画像の断面であり、三次元領域 100 内において、例えば ϕ 方向の中央に位置する $r\theta$ 走査面（ r 方向と θ 方向で表現される走査面）に対応している。例えば、 ϕ 方向の中央に位置して θ 方向に並ぶ複数の振動素子により、 r 方向を深さ方向とする超音波ビームが形成され、その超音波ビームが θ 方向に走査されることにより、断層画像断面 102 に対応した走査面が形成される。

【0037】

なお、断層画像断面 102 は、 ϕ 方向の中央からずれた位置に形成されてもよいし、 ϕ 方向に傾けられてもよい。また、 $r\phi$ 走査面（ r 方向と ϕ 方向で表現される平面）により断層画像断面 102 が形成されてもよいし、 θ 方向と ϕ 方向に対して斜めに交差する方向に超音波ビームが走査されて断層画像断面 102 が形成されてもよい。

40

【0038】

任意断面 104 は、超音波の断層画像に基づく断面の位置と方向の少なくとも一方を変化させて設定される。超音波の断層画像に基づく断面の具体例が、図 2 の断層画像断面 102 である。つまり、図 2 において、断層画像断面 102 と同じ断面が初期断面とされ、初期断面の位置と方向が変更されて任意断面 104 が設定される。

【0039】

なお、超音波の断層画像に基づく断面は、図 2 の断層画像断面 102 に限定されず、断

50

層画像（断層画像断面 102）との間において既知の配置関係にある他の断面であってもよい。例えば、断層画像に対して交差する（例えば直交する）断面を初期断面として任意断面 104 が設定されてもよいし、断層画像から離れた、例えば断層画像に対して平行な断面を初期断面として任意断面 104 が設定されてもよい。

【0040】

断面設定部 40 は、操作デバイス 42 を介してユーザから受け付けるユーザ操作に応じて、断面を移動することにより、また、断面の傾きを変えることにより、三次元領域 100 内に任意断面 104 を設定する。

【0041】

図 3 は、断面の移動と傾きの変更に関する具体例を示す図である。図 3 には、任意断面 104 の平行移動（A）と、任意断面 104 の法線方向の変更（B）に関する具体例が図示されている。

10

【0042】

平行移動（A）においては、操作デバイス 42 を介して入力されるユーザからの操作に応じた距離だけ、任意断面 104 が平行移動される。例えば、任意断面 104 が法線方向に平行移動される。

【0043】

また、法線方向の変更（B）においては、操作デバイス 42 を介して入力されるユーザからの操作に応じて、任意断面 104 の法線方向が変更され、法線方向の変更に従って任意断面 104 の方向が変更される。例えば、任意断面 104 の法線ベクトル N の始点を固定したまま（始点は移動させずに）、法線ベクトル N の方向が変更されて任意断面 104 の方向が変更される。

20

【0044】

なお、平行移動（A）が行われた後に法線方向の変更（B）が行われてもよいし、法線方向の変更（B）が行われた後に平行移動（A）が行われてもよい。

【0045】

医師等のユーザは、平行移動（A）と法線方向の変更（B）により、任意断面 104 を所望の位置において所望の方向となるように設定する。例えば、医師等のユーザは、所望の診断対象である例えば胎児を含む断層画像又は胎児の近傍における断層画像を得ることができるようにプローブ 10 の姿勢を調整し、表示部 32 に表示される断層画像と任意断面の超音波画像を見ながら、プローブ 10 の姿勢を維持しつつ、操作デバイス 42（例えばダイヤルやスライダー等）を利用して、断面を平行移動させる操作や法線方向を変更する操作を行うことにより、直感的な操作感覚で比較的容易かつ適切に、例えば胎児の心臓等に関する所望の任意断面を設定することが可能になる。もちろん、胎児以外の診断対象においても所望の任意断面を設定することが可能になる。

30

【0046】

ユーザ操作に応じて断面設定部 40 により任意断面が設定されると、送受信制御部 50 は、設定された任意断面に特化した送受信処理により任意断面から受信信号を得るように送受信部 12 を制御する。

【0047】

40

図 4 は、任意断面に特化した送受信処理の具体例を示す図である。図 4 には、断層画像断面 102 の具体例が図示されており、さらに、断層画像断面 102 内における任意断面 104（断層画像断面 102 と任意断面 104 の交線）も図示されている。

【0048】

断層画像断面 102 から超音波の受信信号を得る場合には、r 方向を深さ方向とする超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）が形成され、その超音波ビームが θ 方向に走査されることにより、断層画像断面 102 に対応した走査面が形成される。その走査では、例えば、深さ方向（r 方向）の中央付近を送信フォーカスとする送信ビームが形成され、例えば、一定のパルス繰り返し周期で受信ビームが形成される。

【0049】

50

これに対し、任意断面 104 から超音波の受信信号を得る場合には、任意断面 104 を通るように、r 方向を深さ方向とする超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）が形成され、その超音波ビームが任意断面 104 の全域（部分的でもよい）を通るように走査される。その走査では、任意断面 104 の深さに応じた送信フォーカスで送信ビームが形成され、任意断面 104 の深さに応じたパルス繰り返し周期で受信ビームが形成される。

【0050】

例えば、図 4 に示すように、任意断面 104 を通過する位置に応じて超音波ビーム B の深さ、例えば、超音波ビーム B の送信フォーカスの深さと、超音波ビーム B から受信信号を得る期間（パルス繰り返し周期）が制御される。なお、任意断面 104 の深さに応じた送信パワーで送信ビームが形成されてもよい。

10

【0051】

このように、任意断面 104 に特化した送受信処理によれば、例えば、任意断面 104 上を送信フォーカスとして超音波ビームを走査することができるため、任意断面 104 上から送信フォーカスがずれている場合に比べて、任意断面 104 の超音波画像における画像の分解能が高まる。また、任意断面 104 の深さに応じたパルス繰り返し周期で受信ビームが形成されるため、例えば、任意断面 104 が浅い部分ではパルス繰り返し周期を短くすることができ、走査時間を短縮してフレームレートを向上することができる。

【0052】

図 5 は、表示画像の具体例を示す図である。図 5 には、表示処理部 30 において形成される表示画像の具体例が図示されている。

20

【0053】

表示例 1 では、断層画像断面 102（図 2 参照）から得られる断層画像と任意断面 104（図 2 参照）から得られる任意断面画像が左右に並べて表示されている。そして、断層画像内には、任意断面 104 の位置と方向に応じた任意断面カーソル 114 が表示され、任意断面画像内には、断層画像断面 102 の位置と方向に応じた断層画像カーソル 112 が表示される。任意断面カーソル 114 と断層画像カーソル 112 は、それぞれ、断層画像断面 102 と任意断面 104 の交線に相当する。

【0054】

表示例 1 によれば、任意断面カーソル 114 と断層画像カーソル 112 の位置と傾きから、ユーザが断層画像断面 102 と任意断面 104 の配置関係を把握することができる。なお、任意断面 104 の位置と方向の変更に追従するように、任意断面カーソル 114 と断層画像カーソル 112 の位置と傾きを変更することが望ましい。また、断層画像と任意断面画像は上下又は他の配列で並べて表示されてもよいし、断層画像または任意断面画像が個別に表示されてもよい。

30

【0055】

表示例 2 では、断層画像断面 102 から得られる断層画像と任意断面 104 から得られる任意断面画像が左右に並べて表示されており、さらに、断面モデル 120 が表示されている。断面モデル 120 は、三次元領域内における断層画像断面 102 と任意断面 104 の配置関係を立体的に示した表示態様（図 2 の表示態様）である。

【0056】

また、表示例 2 において、断層画像と断面モデル 120 内における断層画像断面 102 に対して互いに同じ表示処理を施し、任意断面画像と断面モデル 120 内における任意断面 104 に対して互いに同じ表示処理を施すことが望ましい。例えば、断面モデル 120 内における任意断面 104 の色と任意断面画像を取り囲む枠の色を同一とし、断面モデル 120 内における断層画像断面 102 の色と断層画像を取り囲む枠の色を同一とする。色に代えて、輝度（明暗）や模様等の表示処理により対応関係が明らかにされてもよい。

40

【0057】

表示例 2 によれば、断面モデル 120 から、ユーザが、断層画像断面 102 と任意断面 104 の配置関係を視覚的に且つ直感的に把握することが可能になる。なお、任意断面 104 の位置と方向の変更に追従するように、断面モデル 120 内における任意断面 104

50

の位置と方向を変更することが望ましい。また、断層画像と任意断面画像は上下又は他の配列で並べて表示されてもよいし、断層画像または任意断面画像が個別に表示されてもよい。

【 0 0 5 8 】

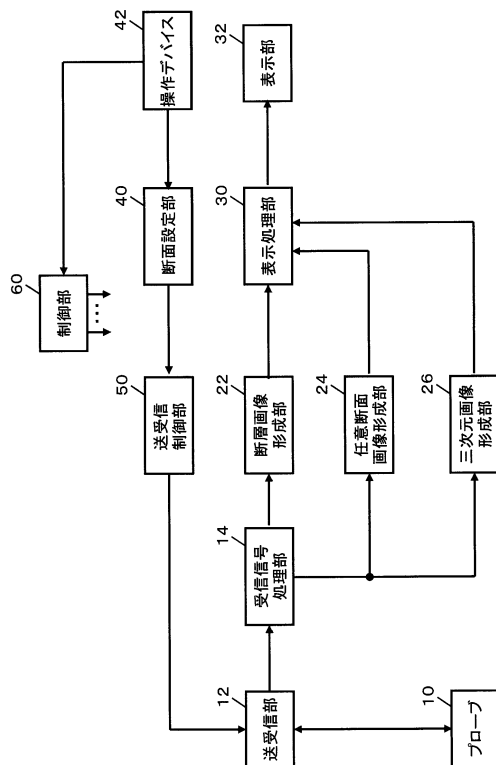
以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

【符号の説明】

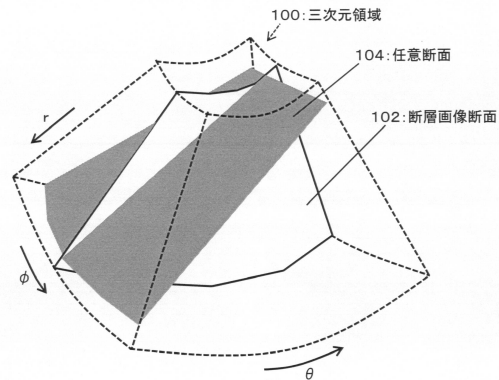
【 0 0 5 9 】

10 プローブ、12 送受信部、14 受信信号処理部、22 断層画像形成部、24 任意断面画像形成部、26 三次元画像形成部、30 表示処理部、32 表示部、40 断面設定部、42 操作デバイス、50 送受信制御部、60 制御部。

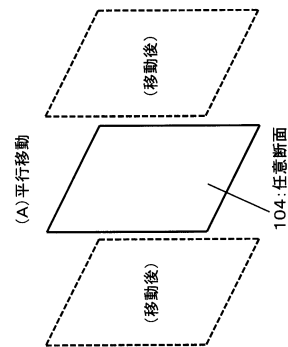
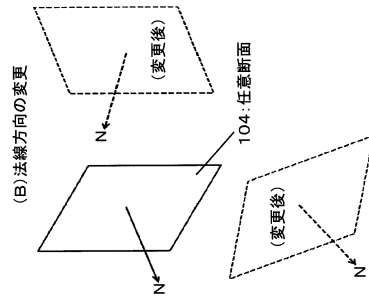
【 図 1 】



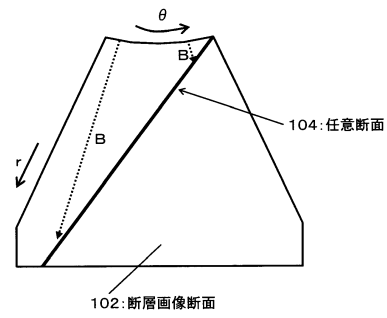
【 図 2 】



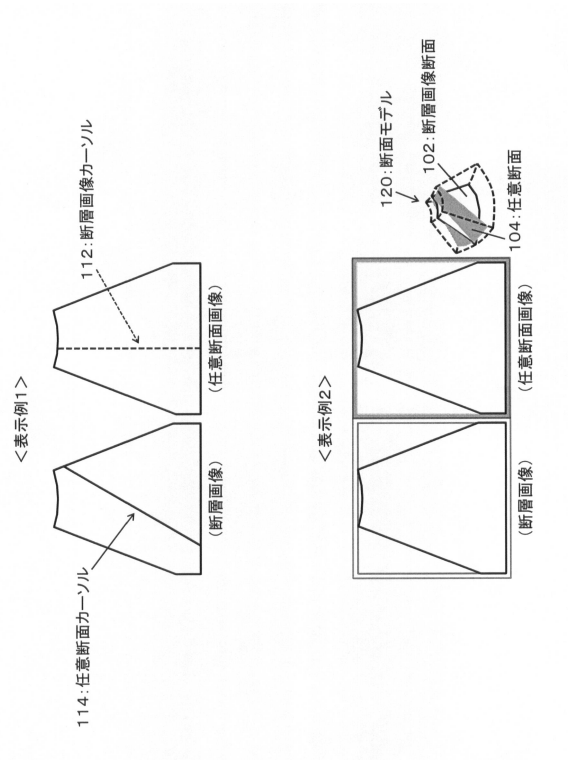
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2 0 0 4 - 2 7 5 2 2 3 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 3 2 5 5 1 4 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 3 1 3 6 5 1 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 1 8 3 3 4 9 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 0 4 / 0 2 1 0 1 3 8 (U S , A 1)
特開昭 6 0 - 1 6 8 4 4 0 (J P , A)
特開平 0 4 - 1 5 8 8 5 5 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP6359337B2	公开(公告)日	2018-07-18
申请号	JP2014104886	申请日	2014-05-21
[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)	日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	笠原英司		
发明人	笠原 英司		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE08 4C601/EE11 4C601/HH05 4C601/HH13 4C601/HH29 4C601/JC33 4C601/KK12 4C601/KK22 4C601/KK24 4C601/KK31		
审查员(译)	永田浩二		
其他公开文献	JP2015217236A		

摘要(译)

本发明提供了一种用于形成任意横截面的超声图像的改进技术。截面设定单元通过基于断层图像改变截面的位置和方向中的至少一个来设定任意截面。横截面设定单元40通过根据经由操作装置42从用户接收的用户操作移动横截面或改变横截面的倾斜度来设定三维区域内的任意横截面。发送/接收控制单元50控制发送/接收单元12，以通过专用于由截面设置单元40设置的任意截面的发送/接收处理从任意截面获得接收信号。

[选图]图1

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6359337号 (P6359337)	
(45) 発行日 平成30年7月18日 (2018. 7. 18)		(24) 登録日 平成30年6月29日 (2018. 6. 29)			
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 14 (2006. 01)		F I A 6 1 B 8 / 14			
請求項の数 9 (全 11 頁)					
(21) 出願番号 特願2014-104886 (P2014-104886) (22) 出願日 平成26年5月21日 (2014. 5. 21) (65) 公開番号 特開2015-217236 (P2015-217236A) (43) 公開日 平成27年12月7日 (2015. 12. 7) 審査請求日 平成29年4月10日 (2017. 4. 10)		(73) 特許権者 000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 (74) 代理人 110001210 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所 笠原 英司 (72) 発明者 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内 審査官 永田 浩司			
最終頁に続く					
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置					