

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2012年6月28日(28.06.2012)



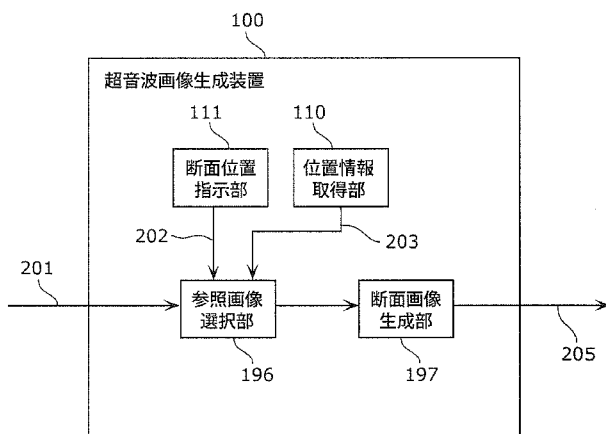
(10) 国際公開番号
WO 2012/086152 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/00 (2006.01)
 - (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/006960
 - (22) 国際出願日: 2011年12月13日(13.12.2011)
 - (25) 国際出願の言語: 日本語
 - (26) 国際公開の言語: 日本語
 - (30) 優先権データ:
特願 2010-287291 2010年12月24日(24.12.2010) JP
 - (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): パナソニック株式会社(PANASONIC CORPORATION) [JP/JP]; 〒5718501 大阪府門真市大字門真1006番地 Osaka (JP).
 - (72) 発明者; および
 - (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 遠間 正真(TOMA, Tadamasu). 大宮 淳(OHMIYA, Jun). 田路文平(TOJI, Bunpei).
 - (74) 代理人: 新居 広守(NII, Hiromori); 〒5320011 大阪府大阪市淀川区西中島5丁目3番10号タナカ・イトピア新大阪ビル6階新居国際特許事務所内 Osaka (JP).
 - (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
 - (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告(条約第21条(3))

(54) Title: ULTRASOUND IMAGE-GENERATING APPARATUS AND IMAGE-GENERATING METHOD

(54) 発明の名称: 超音波画像生成装置及び画像生成方法

【図1】



- 100 Ultrasound image-generating apparatus
- 110 Position information-acquiring unit
- 111 Cross-section position-designating unit
- 196 Reference image-selecting unit
- 197 Cross-sectional image-generating unit

(57) Abstract: The ultrasound image-generating apparatus (100), which generates a cross-sectional image (205) of a specified cross-section of a subject from multiple ultrasound images (201) obtained by scanning the subject with an ultrasound probe (101) from multiple directions, is provided with: a cross-section position-designating unit (111) that acquires cross-section information (202) representing the position and orientation of the specified cross-section; a position information-acquiring unit (110) that acquires position information (203) comprising the position and orientation in the subject of each of the multiple ultrasound images (201); a reference image-selecting unit (196) that selects, as a reference image, an ultrasound image from the multiple ultrasound images (201) for which the distance to the specified cross-section is less than a first threshold value and the difference in orientation from said specified cross-section is less than a second threshold value; and a cross-sectional image-generating unit (197) that generates a cross-sectional image (205) using the reference image.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2012/086152 A1



被検体を超音波プローブ（１０１）で複数方向から走査することにより得られた複数の超音波画像（２０１）から、前記被検体の特定断面の断面画像（２０５）を生成する超音波画像生成装置（１００）であって、前記特定断面の位置及び向きを示す断面情報（２０２）を取得する断面位置指示部（１１１）と、前記被検体中における、前記複数の超音波画像（２０１）の各々の位置及び向きを含む位置情報（２０３）を取得する位置情報取得部（１１０）と、前記複数の超音波画像（２０１）から、前記特定断面との距離が第１閾値未満、かつ前記特定断面との向きの差異が第２閾値未満である超音波画像を参照画像として選択する参照画像選択部（１９６）と、前記参照画像を用いて前記断面画像（２０５）を生成する断面画像生成部（１９７）とを備える。

明 細 書

発明の名称：超音波画像生成装置及び画像生成方法

技術分野

[0001] 本発明は、超音波画像生成装置及び画像生成方法に関し、特に、被検体を超音波プローブで複数方向から走査することにより得られた複数の超音波画像から、被検体の特定断面の断面画像を生成する超音波画像生成装置に関する。

背景技術

[0002] 生体の画像診断装置としては、エックス線診断装置、MR（磁気共鳴）診断装置、及び、超音波診断装置が普及している。なかでも、超音波診断装置は、非侵襲性及び実時間性などの利点を持ち、検診も含めて広く診断に利用されている。診断部位は心臓、肝臓、及び乳房など多岐に渡っている。その一例として乳癌の罹患率の高さ、及び患者数の伸びなどから、乳房が特に重要度の高い部位の一つである。

[0003] 以下、乳房を診断する場合を例に説明する。超音波による乳房の診断では、乳房上で超音波プローブを走査させながらイメージングを行う。このとき、超音波プローブと乳房との接触状態、又は、乳房の変形に起因して、超音波画像の画質劣化又は乳腺組織の変形が発生する。これにより、1方向からの超音波画像だけでは正確な診断が困難な場合がある。

[0004] そこで、超音波プローブの走査により得られた時間的に異なる複数の超音波画像から乳房内の三次元組織構造を構築する手法が近年注目されている。この手法では、複数の方向から同一領域を観察することにより診断精度を向上できる。三次元組織構造を構築する際には、それぞれの超音波画像を、超音波画像の位置情報（超音波プローブの位置及び向き）に基づいて三次元空間内にマッピングする。位置情報は、カメラ、磁気或いは加速度などの各種センサー、又は、ロボットアームなどから取得する。

[0005] 以下に、超音波画像取得時の位置情報に基づいて三次元組織構造を構築し

、そこから任意断面の画像を合成する従来の超音波診断装置について図16及び図17を参照して説明する。

[0006] 図16は従来の超音波画像生成装置500（超音波診断装置）の全体構成を示すブロック図である。超音波プローブ101内に配置された圧電素子などのエレメントは、送信部102から出力される駆動信号に基づいて超音波信号を発生する。超音波信号は、乳腺又は筋肉など生体内の構造により反射され、反射成分の一部は再び超音波プローブ101に戻り、受信される。受信部103は、受信した反射信号に対して、増幅、A/D（アナログ/デジタル）変換、及び各エレメントの信号の遅延加算処理などを行うことで、受信RF（Radio Frequency）信号を生成する。

[0007] ここで、送信部102及び受信部103の動作は、送受信制御部104により制御される。具体的には、送受信制御部104は、送信部102に対しては、所定の走査を行うために駆動電圧の切り替え及び送信周波数の設定などを行う。また、送受信制御部104は、受信部103に対しては、受信ビームフォーミングを実施するための遅延時間の設定などを行う。受信RF信号は、Bモード処理部105、ドップラー処理部106、及びストレイン処理部107に入力される。

[0008] Bモード処理部105は、受信RF信号に対して対数増幅及び包絡線検波処理などを行うことで、信号強度が輝度の大きさを表されるBモードデータ（Bモード画像とも呼ぶ）を生成する。そして、Bモード処理部105は、このBモードデータを画像メモリ108に出力する。

[0009] ドップラー処理部106は、受信RF信号を周波数領域で解析し、血流又は組織の動きに起因するドップラー効果に基づいて流速又は組織の運動速度などを計算する。そして、ドップラー処理部106は、計算結果をドップラーデータとして画像メモリ108に出力する。

[0010] ストレイン処理部107は、受信RF信号から取得した特定部位の動きを利用して、例えば、異なる2点間の組織の歪み量を計算する。そして、ストレイン処理部107は、計算結果をストレインデータとして画像メモリ10

8に出力する。

- [0011] 画像処理部509は、画像メモリ108に保持された各種データから表示用のデータを選択し、選択したデータに所定の画像処理を適用する。そして、処理結果が表示部112により表示される。
- [0012] 位置情報取得部110及び断面位置指示部111は、三次元空間内で所望の断面を取得するために必要な断面の位置情報を画像処理部509に入力する。
- [0013] 具体的には、位置情報取得部110は、カメラ又は磁気センサーなどの出力信号に基づいて超音波画像取得時における超音波プローブ101の位置情報203を取得する。
- [0014] 断面位置指示部111は、切り出し断面（以下、特定断面）の位置情報を示す断面情報202をユーザーから受け取り、画像処理部509に出力する。
- [0015] 画像処理部509は、超音波画像が三次元空間内にマッピングされた立体画像であるボリューム像206（ボリュームデータ）を生成する。そして、画像処理部509は、断面情報202により指定される特定断面の断面画像605を、位置情報203に基づいて三次元空間内にマッピングされたボリューム像206を用いて生成する。
- [0016] 図17は、画像処理部509に含まれる、特定断面の断面画像の生成時に使用される処理部を示すブロック図である。画像処理部509は、取得した超音波画像を位置情報203に基づいて三次元空間内にマッピングすることで、ボリューム像を構築する。三次元空間は、二次元空間における画素に相当する、ボクセルと呼ばれる基本単位から構成される。例えば、 $10 \times 10 \times 10$ cmの立方体を1 cm毎に分割すると、ボクセルは $1 \times 1 \times 1$ cmの領域となり、立方体の全領域は $10 \times 10 \times 10$ 個のボクセルから構成される。マッピング時には、超音波画像の画素値を最近傍のボクセルに割り当てる。
- [0017] 画像処理部509は、断面位置指示部111により特定断面が指定される

と、特定断面内の各画素の座標位置近傍に存在するボクセルの値に基づき、当該画素の画素値を最近傍補間、又は、バイキュービック補間などにより補間生成する。以下に、各処理部の動作について説明する。

[0018] フレーム画像入力部 191 は、Bモード画像又はドップラー画像などの二次元画像のインデックス番号 211 を取得する。位置情報決定部 192 は、センサーから取得した位置情報 203 に基づいてインデックス番号 211 の二次元画像に対応する位置情報 212 を決定する。続いて、ボリューム生成部 199 は、位置情報 212 に基づいてインデックス番号 211 の二次元画像を三次元空間にマッピングする。マッピング処理は、処理対象の全フレームに対して行われ、構築されたボリューム像はボリュームメモリ 198 に保持される。また、フレーム画像が存在しない位置のボクセルデータは、その近傍に存在するボクセルデータの値を用いて補間生成される。こうして、フレーム画像を用いて三次元空間内にマッピングされたボリューム像が生成される。

[0019] 断面画像生成部 597 は、断面情報 202 により指定される断面上に位置するそれぞれの画素値を、画素の近傍に位置するボクセルの値から合成することで断面画像 605 を生成し、生成した断面画像 605 を表示部 112 に出力する。また、ボリューム像 206 の表示用データが、ボリュームメモリ 198 から表示部 112 に入力される。

[0020] 上記の通り、従来の超音波画像生成装置 500 は、一旦ボリューム像を構築し、その後、ボリューム像内のボクセル値を用いて任意断面の画像を合成する。

[0021] 例えば、特許文献 1 の超音波診断装置は、プローブの測定時の位置から算出される座標である送受波座標系上のメモリアドレスに、エコーデータを書き込み、ボクセルデータを送受波座標系に対応付けて格納している。その上で、当該超音波診断装置は、ユーザーが指定する断面画像（送受波空間に指定された断面）が送受波座標系のどの位置に位置するかを示す変換テーブルを作成する。そして、当該超音波診断装置は、断面画像上に位置するピクセ

ルのエコーデータをその周辺のアドレスに位置するボクセルデータを用いて補間生成する。

先行技術文献

特許文献

[0022] 特許文献1：特許第3619425号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0023] 従来の超音波画像生成装置では、特定の断面画像の画質は、ボクセルデータによって生成されるボリューム像の画質に依存する。そのため、ボリューム像には高分解能であることが要求される。しかし特許文献1では、ボリューム像を生成する際に使用するフレーム画像が、超音波プローブの走査方向に依存して分解能が異なることは一切考慮されていない。

[0024] 以下、この分解能の方向依存性について説明する。

[0025] 図18A～図18Hは、分解能の方向依存性を説明するための図である。図18Aは、超音波プローブ101をy方向に走査させる様子を示す図である。図18B及び図18Cは、超音波プローブ101をy方向に走査した場合の各面の分解能を示す。図18Bは走査方向に対して垂直であるxz平面の分解能を示し、図18Cは走査方向に対して平行であるyz平面における分解能を示す。

[0026] 図18Cに示すように、走査方向に平行な平面（以降C面と呼ぶ）内において、走査方向（図18Cのy方向）における分解能が低下する。これは、媒質中での超音波の伝播領域が走査方向に対して広がりを持つためである。この現象は、超音波プローブが少なくとも1つの振動子を有している場合に発生する。特に少なくとも一列の超音波振動子を含む超音波プローブでは、走査方向に配置された複数の振動子から出射される超音波に位相差を与えることによる超音波ビームの絞込みができないため、特にこの現象が顕著である。なお、この超音波振動子の配列方向と超音波プローブの走査方向とは略

垂直であるとする。

[0027] また、超音波プローブの走査方向に垂直かつ超音波振動子の配列方向に平行な面（以降B面と呼ぶ）の分解能は、C面の分解能よりも高い。ここで、図18Dに示す立方体形状の対象物体に超音波を照射し、その反射波を用いて生成されたボリューム像を、図18Eに示す。y軸方向の分解能が低下していることにより、図18Eに示すようにy軸方向に伸びた長方形形状の結果が得られる。

[0028] なお、図18F、図18G及び図18Hは、超音波画像の方向依存性を三次元空間内で示したものである。図18Fは三次元空間における分解能を示し、図18Gはx-z平面での分解能を示し、図18Hはx-y平面での分解能を示す。

[0029] x-z平面内では図中の正方形が画像化できる最小単位となるが、y-z平面内では図中の長方形が画像化できる最小単位となる。したがって、超音波プローブの走査方向の最小分解能が、走査方向と垂直な方向の最小分解能より低くなる。

[0030] また、この現象を別の例を用いて説明する。

[0031] 図19A～図19Fは、対象物体を複数方向から走査して生成した超音波画像に基づいて構築したボリューム像を示す。この図を用いて、ボリューム像から任意の断面画像を合成する際の課題について説明する。

[0032] 図19Aは超音波が照射される対象物体を示す。y軸に沿って2つの立方体が配置されている。図19Bは、この対象物体を、y軸方向に沿って超音波プローブを走査して得た反射信号を用いて画像化した結果を示す。また、図19Cは、この対象物体をx軸方向に沿って超音波プローブを走査して得た反射信号を用いて画像化した結果を示す。

[0033] ボリューム像の構築時には複数方向から走査した結果を合成するため、この例では、図19Bに示す画像と図19Cに示す画像とが合成される。図19Dは、合成されることにより得られたボリューム像を示す。このボリューム像は、走査方向の分解能が低下した画像を合成した結果、分解能が低下し

ている。そのため、実際には2つに分離しているはずの対象物を、ボリューム像上では分離することができない。

[0034] ボリューム像から任意の断面画像を生成する場合は、図19Dに示すボリューム像から当該断面画像を切り出すこととなる。

[0035] 図19Eは、図19Dのボリューム像からyz平面に平行な断面画像を切り出した結果を示す。当然ながら2つの対象物体は分離できず、1つの長方形が合成される。なお、図19Fは、図19Eと同一位置の断面画像の正解を示す。

[0036] 以上のように、従来の超音波画像生成装置は、さまざまな方向に超音波プローブを走査して得られた超音波画像を用いてボリューム像を作成した上で、このボリューム像を用いて特定断面の断面画像を生成する。これにより、例え図19Cのyz平面では対象物が分離できていたとしても、図19Eに示すように正しい断面画像を生成できない場合がある。このように、従来の超音波画像生成装置から得られる断面画像は、超音波画像の分解能の方向依存性を考慮せずに構築されたボリューム像を用いて合成される。そのため、従来の超音波画像生成装置は、C面方向の分解能低下の影響を受け、精度が低下するという課題があった。

[0037] そこで、本発明は、精度を向上できる超音波画像生成装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0038] 上記目的を達成するために、本発明の一形態に係る超音波画像生成装置は、被検体を超音波プローブで複数方向から走査することにより得られた複数の超音波画像から、前記被検体の特定断面の断面画像を生成する超音波画像生成装置であって、前記特定断面の位置及び向きを示す断面情報を取得する断面位置指示部と、前記被検体中における、前記複数の超音波画像の各々の位置及び向きを含む位置情報を取得する位置情報取得部と、前記複数の超音波画像から、前記特定断面との距離が第1閾値未満、かつ前記特定断面との向きの差異が第2閾値未満である少なくとも1枚の超音波画像を参照画像と

して選択する参照画像選択部と、前記参照画像を用いて前記断面画像を生成する断面画像生成部とを備える。

[0039] この構成によれば、本発明の一形態に係る超音波画像生成装置は、特定断面との向きの差異が小さい超音波画像を用いて断面画像を生成する。これにより、当該超音波画像生成装置は、分解能の高い超音波画像を用いて断面画像を生成できるので、断面画像の精度を向上できる。

[0040] また、前記特定断面は関心領域を含み、前記参照画像選択部は、前記特定断面の前記関心領域に含まれる点との距離が前記第1閾値未満、かつ前記特定断面との向きの差異が前記第2閾値未満である超音波画像を前記参照画像として選択してもよい。

[0041] この構成によれば、本発明の一形態に係る超音波画像生成装置は、特に重要である関心領域の精度を向上できる。

[0042] また、前記参照画像選択部は、前記特定断面を分割した複数の領域毎に、前記複数の超音波画像から、当該領域との距離が第1閾値未満、かつ前記特定断面との向きの差異が第2閾値未満である超音波画像を当該領域に対する参照画像として選択し、前記断面画像生成部は、前記領域毎に、当該領域に対して選択された前記参照画像を用いて当該領域の画像を生成してもよい。

[0043] この構成によれば、本発明の一形態に係る超音波画像生成装置は、特定断面に含まれる領域毎に参照画像を選択することにより、断面画像の精度をより向上できる。

[0044] また、前記参照画像選択部は、前記複数の領域毎に、前記複数の超音波画像から、当該領域の中心点との距離が前記第1閾値未満、かつ前記特定断面との向きの差異が前記第2閾値未満である超音波画像を前記参照画像として選択してもよい。

[0045] また、前記位置情報取得部は、前記超音波プローブの位置及び向きを取得し、取得した前記超音波プローブの位置及び向きを用いて前記位置情報を算出してもよい。

[0046] また、前記位置情報取得部は、さらに、前記超音波プローブから出射され

る超音波の方向を取得し、取得した前記超音波の方向と、前記取得した超音波プローブ位置及び向きとを用いて前記位置情報を算出してもよい。

[0047] この構成によれば、本発明の一形態に係る超音波画像生成装置は、揺動3D型プローブ等で生成された超音波画像の位置情報を取得できる。

[0048] また、前記第1閾値は、前記超音波プローブの走査方向に平行なC面内での分解能以下であり、前記第2閾値は30度以下であってもよい。

[0049] この構成によれば、本発明の一形態に係る超音波画像生成装置は、断面画像の精度をより向上できる。

[0050] また、前記断面画像生成部は、前記特定断面との距離が前記第1閾値未満、かつ前記特定断面との向きの差異が前記第2閾値未満である超音波画像が存在しない場合、前記複数の超音波画像のうち、前記特定断面との距離が最も近い超音波画像を用いて前記断面画像を生成してもよい。

[0051] この構成によれば、本発明の一形態に係る超音波画像生成装置は、参照画像の条件に該当する超音波画像がない場合でも、断面画像を生成できる。

[0052] また、前記複数の超音波画像からボリューム像を生成するボリューム生成部を備え、前記断面位置指示部は、ユーザーにより前記ボリューム像に対して指定された前記特定断面を示す前記断面情報を生成してもよい。

[0053] この構成によれば、ユーザーは、特定断面を容易に選択できる。

[0054] また、前記参照画像選択部は、前記特定断面に関心領域が含まれる場合、前記特定断面との距離が前記第1閾値未満であり、かつ前記特定断面との向きの差異が前記第2閾値未満である超音波画像を前記参照画像として選択し、前記特定断面に前記関心領域が含まれない場合、前記特定断面との距離、及び前記特定断面との向きの差異のうち、前記特定断面との距離のみを用いて、前記参照画像を選択してもよい。

[0055] この構成によれば、本発明の一形態に係る超音波画像生成装置は、特に重要である関心領域の精度を向上できるとともに、重要でない箇所に関しては演算量を低減できる。

[0056] また、前記断面画像生成部は、複数の前記参照画像に含まれる画素の画素

値に重み付け係数を乗算したうえで、加算することにより、前記断面画像に含まれる画素の画素値を生成し、前記複数の参照画像のうち、前記特定断面との向きの差異がより小さい参照画像ほど、前記重み付け係数を大きくしてもよい。

[0057] この構成によれば、本発明の一形態に係る超音波画像生成装置は、複数の参照画像を用いることで、断面画像の精度をより向上できる。

[0058] また、前記断面画像生成部は、前記複数の参照画像のうち、前記特定断面との距離が第3閾値未満である参照画像に対して、前記特定断面との向きの差異がより小さい参照画像ほど、前記重み付け係数を大きくしてもよい。

[0059] また、本発明の一形態に係る超音波画像生成装置は、被検体を超音波プローブで複数方向から走査することにより得られた、血流の流れを示す複数のドップラー画像から、前記被検体の特定断面における血流の流れを示す断面画像を生成する超音波画像生成装置であって、前記特定断面の位置及び向きを示す断面情報を取得する断面位置指示部と、前記特定断面における前記血流の流れる向きを示す血流情報を取得する血流方向取得部と、前記被検体中における、前記複数のドップラー画像の各々の位置及び向きを含む位置情報を取得する位置情報取得部と、前記複数のドップラー画像から、前記特定断面との距離が第1閾値未満、かつ前記血流の流れる向きとの差異が第2閾値未満である少なくとも1枚のドップラー画像を参照画像として選択する参照画像選択部と、前記参照画像を用いて前記断面画像を生成する断面画像生成部とを備える。

[0060] この構成によれば、本発明の一形態に係る超音波画像生成装置は、血流の流れの向きとの差異が小さい超音波画像を用いて断面画像を生成する。これにより、当該超音波画像生成装置は、感度の高いドップラー画像を用いて断面画像を生成できるので、断面画像の精度を向上できる。

[0061] なお、本発明は、このような超音波画像生成装置として実現できるだけでなく、超音波画像生成装置に含まれる特徴的な手段をステップとする画像生成方法として実現したり、そのような特徴的なステップをコンピュータに実

行させるプログラムとして実現したりすることもできる。そして、そのようなプログラムは、CD-ROM等の非一時的なコンピュータ読み取り可能な記録媒体、及びインターネット等の伝送媒体を介して流通させることができるのは言うまでもない。

[0062] さらに、本発明は、このような超音波画像生成装置の機能の一部又は全てを実現する半導体集積回路（LSI）として実現したり、このような超音波画像生成装置を備える超音波診断装置として実現したりできる。

発明の効果

[0063] 本発明は、精度を向上できる超音波画像生成装置を提供できる。

図面の簡単な説明

[0064] [図1]図1は、本発明の実施の形態1に係る超音波画像生成装置のブロック図である。

[図2A]図2Aは、本発明の実施の形態1に係る超音波画像生成装置の使用例を示す図である。

[図2B]図2Bは、本発明の実施の形態1に係る超音波画像生成装置において得られるボリューム像を示す図である。

[図2C]図2Cは、本発明の実施の形態1に係る超音波画像生成装置において得られる断面画像を示す図である。

[図3]図3は、本発明の実施の形態1に係る超音波画像生成装置の構成を示すブロック図である。

[図4]図4は、本発明の実施の形態1に係る画像処理部の構成を示すブロック図である。

[図5]図5は、本発明の実施の形態1に係る、特定断面の画像を生成する処理のフローチャートである。

[図6]図6は、本発明の実施の形態1に係る、参照画像の選択処理のフローチャートである。

[図7]図7は、本発明の実施の形態1に係る、特定断面の画素値を生成する処理のフローチャートである。

[図8]図8は、本発明の実施の形態1に係る、特定断面の画素値を生成する処理の変形例のフローチャートである。

[図9A]図9Aは、本発明の実施の形態1に係る、y軸方向に超音波プローブを走査した場合に得られる超音波画像群を示す図である。

[図9B]図9Bは、本発明の実施の形態1に係る、x軸方向に超音波プローブを走査した場合に得られる超音波画像群を示す図である。

[図9C]図9Cは、本発明の実施の形態1に係る、参照画像及び断面画像を示す図である。

[図10]図10は、本発明の実施の形態1に係る、参照画像の選択例を示す図である。

[図11]図11は、本発明の実施の形態1に係る超音波画像生成装置において得られるボリューム像の別の例を示す図である。

[図12]図12は、本発明の実施の形態1に係る、参照画像の選択処理の変形例のフローチャートである。

[図13]図13は、本発明の実施の形態1に係る超音波画像生成装置の変形例のブロック図である。

[図14]図14は、本発明の実施の形態1に係るドップラー画像の感度を示す図である。

[図15A]図15Aは、本発明の実施の形態2に係るフレキシブルディスクを示す図である。

[図15B]図15Bは、本発明の実施の形態2に係るフレキシブルディスクの構成を示す図である。

[図15C]図15Cは、本発明の実施の形態2に係るコンピュータシステムを示す図である。

[図16]図16は、従来の超音波画像生成装置の構成を示すブロック図である。

[図17]図17は、従来の画像処理部の構成を示すブロック図である。

[図18A]図18Aは、超音波プローブの走査例を示す図である。

[図18B]図18Bは、超音波プローブをy軸方向に走査した場合のx-z平面の分解能を示す図である。

[図18C]図18Cは、超音波プローブをy軸方向に走査した場合のy-z平面の分解能を示す図である。

[図18D]図18Dは、対象物体の立体形状を示す図である。

[図18E]図18Eは、ボリューム像を示す図である。

[図18F]図18Fは、三次元空間での分解能を示す図である。

[図18G]図18Gは、y-z平面での分解能を示す図である。

[図18H]図18Hは、x-y平面での分解能を示す図である。

[図19A]図19Aは、超音波が照射される対象物体を示す図である。

[図19B]図19Bは、超音波プローブをy軸方向に走査した場合に得られるボリューム像を示す図である。

[図19C]図19Cは、超音波プローブをx軸方向に走査した場合に得られるボリューム像を示す図である。

[図19D]図19Dは、合成により得られるボリューム像を示す図である。

[図19E]図19Eは、ボリューム像から切り出した断面画像を示す図である。

[図19F]図19Fは、正しい断面画像を示す図である。

発明を実施するための形態

[0065] 以下、本発明の実施の形態について、図面を参照しながら説明する。なお、以下で説明する実施の形態は、いずれも本発明の好ましい一具体例を示すものである。以下の実施の形態で示される数値、形状、材料、構成要素、構成要素の配置位置及び接続形態、ステップ、ステップの順序などは、一例であり、本発明を限定する主旨ではない。本発明は、請求の範囲だけによって限定される。よって、以下の実施の形態における構成要素のうち、本発明の最上位概念を示す独立請求項に記載されていない構成要素については、本発明の課題を達成するのに必ずしも必要ではないが、より好ましい形態を構成するものとして説明される。

[0066] (実施の形態1)

本発明の実施の形態 1 に係る超音波画像生成装置は、ボリューム像から断面画像を生成するのではなく、元の超音波画像から断面画像を生成する。さらに、当該超音波画像生成装置は、断面画像の生成に用いる参照画像を、断面画像と超音波画像との距離及び方向に基づき決定する。これにより、本発明の実施の形態 1 に係る超音波画像生成装置は、断面画像の精度を向上できる。

[0067] まず、本発明の実施の形態 1 に係る超音波画像生成装置の基本構成を説明する。図 1 は、本発明の実施の形態の 1 に係る超音波画像生成装置 100 のブロック図である。

[0068] 図 1 に示す超音波画像生成装置 100 は、被検体を超音波プローブ 101 で複数方向から走査することにより得られた複数の超音波画像 201 から、被検体の特定断面の断面画像 205 を生成する。この超音波画像生成装置 100 は、断面位置指示部 111 と、位置情報取得部 110 と、参照画像選択部 196 と、断面画像生成部 197 とを備える。

[0069] 断面位置指示部 111 は、特定断面の位置及び向きを示す断面情報 202 を取得する。

[0070] 位置情報取得部 110 は、被検体中における、複数の超音波画像 201 の各々の位置及び向きを含む位置情報 203 を取得する。具体的には、位置情報取得部 110 は、カメラ又は磁気センサーなどの位置センサーにより検出された、超音波画像取得時におけるプローブ位置情報（超音波プローブ 101 の位置及び向き）を位置情報 203 として取得する。なお、位置情報取得部 110 は、当該プローブ位置情報を用いて位置情報 203 を算出してもよい。また、超音波プローブ 101 の向きとは、超音波プローブ 101 による超音波の出射方向に沿い、かつ超音波振動子の配列方向に平行な面の向きである。言い換えると、超音波プローブ 101 の向きとは B 面の向きである。

[0071] 参照画像選択部 196 は、複数の超音波画像 201 から、特定断面との距離が第 1 閾値未満、かつ特定断面との向きの差異が第 2 閾値未満である少なくとも 1 枚の超音波画像 201 を参照画像として選択する。

- [0072] 断面画像生成部 197 は、参照画像選択部 196 により選択された参照画像を用いて断面画像 205 を生成する。
- [0073] 以下、実施の形態 1 に係る超音波画像生成装置 100 及び画像生成方法について、図面を参照しながら説明する。また、以下では、超音波画像生成装置 100 の機能の概要について乳房診断を例に説明する。図 2 A は、超音波画像生成装置 100 の使用例を示す図である。
- [0074] 図 2 A に示されるように、超音波画像生成装置 100 は、超音波プローブ 101 を用いて方向 (1) 及び方向 (2) などの複数方向から乳房を走査することにより、複数方向からの乳房の超音波画像 201 を得る。超音波プローブ 101 としては、リニア型プローブ、揺動 3 D 型プローブ、又はマトリクス型プローブなどが使用できる。リニア型プローブは、少なくとも一列の超音波探触子から構成され、当該リニア型プローブを用いて二次元画像を得ることができる。揺動 3 D 型プローブは、一列の超音波探触子を有し、当該超音波探触子が揺動又は平行移動することで二次元画像を連続的に生成できる。そして生成された複数の二次元画像を用いて三次元画像を得ることができる。マトリクス型プローブは、二次元に配列された探触子を有し、当該探触子により三次元画像を取得できる。なお、本実施の形態では、リニア型プローブを用いる場合を例に説明する。
- [0075] 超音波プローブ 101 には光学マーカー 301 が取付けられている。カメラ 302 は、この光学マーカー 301 を撮像する。超音波画像生成装置 100 は、カメラ 302 で撮影された画像を用いて、光学マーカー 301 の位置及び姿勢の変化を解析することにより、超音波画像生成装置 100 が超音波画像 201 を生成するための超音波信号を取得したときの超音波プローブ 101 の位置情報 (以下、プローブ位置情報) を取得する。以下、超音波画像生成装置 100 が超音波画像 201 を生成するための超音波信号を取得したときのことを、超音波画像 201 の取得タイミング、と呼ぶ。
- [0076] 超音波画像 201 の取得タイミングと位置情報 203 の取得タイミングとを一致させるため、超音波プローブ 101 とカメラ 302 とは同期しながら

、又は、それぞれが既知の基準クロックに従って動作する。プローブ位置情報は、超音波プローブ101の位置及び向きを示す。具体的には、プローブ位置情報は、三次元空間内での位置（x、y、z軸の座標値に相当する）と向き（3軸の各軸周りの回転量）との計6個のパラメータを含むものとする。

[0077] なお、図2Aで光学マーカ301が超音波プローブ101に取付けられている例を示しているが、カメラ302が超音波プローブ101に取付けられ、光学マーカ301が超音波プローブ101の周囲に配置されていてもよい。この場合、位置検出の精度を向上するために複数の光学マーカ301を用いることが好ましい。

[0078] 図2Bは、図2Aに示す乳房内のボリューム像206を示す。図中で点線により図示される特定断面351が、ディスプレイ内のユーザーインターフェースなどを介して、ユーザーにより指定されると、図2Cに示すように特定断面351の断面画像205が生成され超音波画像生成装置100の表示画面に表示される。

[0079] 図3は、本発明の実施の形態1に係る超音波画像生成装置100の構成を示すブロック図である。この超音波画像生成装置100は、超音波プローブ101、送信部102、受信部103、送受信制御部104、Bモード処理部105、ドップラー処理部106、ストレイ処理部107、画像メモリ108、画像処理部109、位置情報取得部110、断面位置指示部111、及び、表示部112を有する。

[0080] 本実施の形態に係る超音波画像生成装置100は、画像処理部109の動作に特徴を有するため、以下では主に画像処理部109の動作について説明し、その他の処理部については適宜説明を省略する。また、超音波信号を送受信し、Bモード処理又はドップラー処理を実施する各処理部の動作は従来の超音波画像生成装置500と同様である。また、図16と同様の要素には同一の符号を付している。

[0081] なお、超音波信号の受信部103から得られた超音波信号を処理する手段

として、Bモード処理部105、ドップラー処理部106及びストレイン処理部107を図3に示している。しかし、これらの構成は超音波画像生成装置100の必須の構成ではなく、超音波画像生成装置100が表示部112に表示する画像の種類に応じて、Bモード処理部105、ドップラー処理部106及びストレイン処理部107の少なくとも一つを具備すればよい。また、超音波画像生成装置100が表示部112を有しておらず、超音波画像生成装置100は、外部に配置された表示部112に表示画像を適宜出力してもよい。

[0082] また、本実施の形態では、画像及びボリューム像等を示すデータのことを単に画像及びボリューム像と記す。

[0083] 図4は、画像処理部109の構成を示すブロック図である。この画像処理部109は、フレーム画像入力部191と、位置情報決定部192と、テーブル生成部193と、位置情報メモリ194と、画像メモリ195と、参照画像選択部196と、断面画像生成部197とを備える。

[0084] フレーム画像入力部191は、画像メモリ108に記憶されているBモード画像又はドップラー画像などの二次元画像である超音波画像201と、当該超音波画像201のインデックス番号211とを取得する。このインデックス番号211は、例えば、超音波画像201に対応付けられており、超音波画像201とともに画像メモリ108に記憶されている。また、フレーム画像入力部191は、取得した超音波画像201及びインデックス番号211を画像メモリ195に格納するとともに、インデックス番号211を位置情報決定部192に出力する。また、以下では、超音波画像201がBモード画像である場合の例を説明する。

[0085] 位置情報決定部192は、位置情報取得部110により取得された位置情報203に基づいてインデックス番号211の超音波画像201に対応する位置情報212を決定する。この位置情報203及び212は、既知の基準座標に対する、超音波プローブ101に取り付けられた光学マーカー301、又は、超音波プローブ101自体の特定部位の位置及び向きを示す。なお

、画像処理部109は、フレーム画像入力部191を有さず、テーブル生成部193で各画像にインデックス番号を付与してもよい。

[0086] 次に、テーブル生成部193は、位置情報212に基づいて、超音波画像201（フレーム）毎の位置情報212と、当該超音波画像201のインデックス番号211とを対応付け、当該対応関係を示す位置情報テーブル221を生成する。位置情報メモリ194は、テーブル生成部193で生成された位置情報テーブル221を格納する。なお、位置情報メモリ194には、超音波画像201の位置情報212が当該超音波画像201のインデックス番号211と対応付けられて格納されていればよく、当該対応関係をテーブルとして格納しなくてもよい。また、位置情報メモリ194における位置情報は、位置情報212と同一であってもよいし、異なる座標系に変換された値であってもよい。例えば、この異なる座標系とは、画像処理部109又は表示部112において用いられる三次元座標系などである。

[0087] 参照画像選択部196は、断面画像205の各画素値の合成時に参照するフレーム（以下、参照画像）を、位置情報テーブル221を参照して決定する。そして、参照画像選択部196は、決定した参照画像のインデックス番号を、参照画像情報213として断面画像生成部197に出力する。

[0088] 断面画像生成部197は、参照画像情報213により示される参照画像を画像メモリ195から取得する。そして、断面画像生成部197は、参照画像内の画素に適応的に重み付けしたうえで画素値を合成することで、断面画像205を生成する。また、断面画像生成部197は、生成した断面画像205を表示部112へ出力する。

[0089] なお、表示部112にボリューム像206を表示する場合には、画像処理部109は別途ボリューム生成部199、及びボリュームメモリ198を有していてもよい。言い換えると、画像処理部109は、ボリューム生成部199、及びボリュームメモリ198を有さなくてもよい。

[0090] ボリューム生成部199は、位置情報203と超音波画像201とに基づいてボリューム像206を構築し、当該ボリューム像206をボリュームメ

メモリ 198 に格納する。そして、表示部 112 は、ボリューム像 206 をボリュームメモリ 198 から取得し、取得したボリューム像 206 を表示する。

[0091] また、表示されているボリューム像 206 に対して、ユーザーにより特定断面 351 が指定された場合、断面位置指示部 111 は、指定された特定断面 351 の位置及び向きを示す断面情報 202 を生成する。そして、断面画像生成部 197 は、断面情報 202 で示される特定断面 351 の各画素値を参照画像選択部 196 で選択された参照画像を用いて生成する。

[0092] 図 5 は、画像処理部 109 の各処理部により実行される断面画像の合成処理を示すフローチャートである。

[0093] まず、フレーム画像入力部 191 は、超音波プローブ 101 によって得られた超音波信号から生成された超音波画像 201 を取得する (S101)。

[0094] 次に、位置情報取得部 110 は、位置センサー等の出力信号に基づき、超音波画像 201 に対応する位置情報 203 を取得する (S102)。ここでは、超音波画像 201 の生成に使用した超音波信号を受信したときに、超音波プローブ 101 の位置及び向きが位置情報 203 として取得される。

[0095] 次に、テーブル生成部 193 は、超音波画像 201 と位置情報 203 (212) とを対応付け、当該対応関係を示す位置情報テーブル 221 を生成する (S103)。なお、画像処理部 109 は、位置情報テーブル 221 を生成せず、単に各超音波画像 201 に位置情報 203 をインデックス情報として付加してもよい。また、超音波画像 201 の取得タイミングと位置情報 203 の取得タイミングとは厳密に一致していなくてもよい。例えば、位置情報取得部 110 は、超音波画像 201 の取得タイミング直後に位置情報 203 を取得してもよい。

[0096] また、断面位置指示部 111 は、例えば、ユーザーにより指定された特定断面を示す断面情報 202 を取得する (S104)。

[0097] 続いて、画像処理部 109 は、断面情報 202 により指定される特定断面内の画素値の生成処理を実行する。この生成処理は画素単位、又は複数の画

素が集合した領域（ただし特定断面よりも小さい領域）ごとに行う。なお、以下では、画素単位で処理を行う場合を例に説明する。

- [0098] まず、画像処理部109は、特定断面に含まれる処理対象の画素（以下、対象画素）を選択する（S105）。
- [0099] 次に、参照画像選択部196は、特定断面上に位置する対象画素の三次元空間内での位置を算出する。そして参照画像選択部196は、対象画素の位置と、各超音波画像201の位置とに基づき、参照画像を選択する（S106）。なお、参照画像の選択処理の詳細は、後述する。
- [0100] 次に、断面画像生成部197は、ステップS106で選択された参照画像の画素値を用いて、対象画素の画素値を生成する（S107）。なお、この処理の詳細は、後述する。
- [0101] そして、ステップS105～S107の処理が、特定断面内の全画素に対して終了していない場合（S108でNo）、ステップS105で新たな対象画像が選択され、選択された対象画素に対してステップS106以降の処理が行われる。
- [0102] また、ステップS105～S107の処理が、特定断面内の全画素に対して終了した場合（S108でYes）、断面画像生成部197は、上記処理で生成した各画素の画素値を用いて特定断面の断面画像205を生成する（S109）。
- [0103] 以下、上記参照画像の選択処理（S106）の詳細を説明する。図6は、参照画像選択部196の動作の詳細を示すフローチャートである。
- [0104] まず、参照画像選択部196は、対象画素と各超音波画像201との距離を算出する（S121）。次に、参照画像選択部196は、距離が閾値T1未満の超音波画像201が存在するか否かを判定する（S122）。
- [0105] 距離が閾値T1未満の超音波画像201が存在する場合（S122でYes）、参照画像選択部196は、その超音波画像201を参照候補画像として選択する（S123）。
- [0106] ここで、対象画素と超音波画像201との距離とは、三次元空間にマッピ

ングされた対象画素から超音波画像201に下ろした垂線の長さであると定義する。なお、領域単位で処理を行う場合には、当該距離とは、当該対象領域と超音波画像201との距離である。例えば、当該距離は、対象領域の中心点から、超音波画像201におろした垂線の長さである。また、特定断面又は対象領域が関心領域（ROI: Region Of Interest）を含む場合には、当該距離とは、当該関心領域に含まれる点と超音波画像201との距離であってもよい。また、関心領域とは、特定断面内の腫瘍を観察する場合には、腫瘍及び周辺部位である。なお、関心領域はユーザーが設定する、又は、境界抽出或いはオブジェクト認識などの画像処理技術により自動的に設定される。

[0107] ここで、参照画像として用いられる超音波画像201とは、位置情報テーブル221にインデックス番号が格納されたフレームの全て、又は、一部のフレームを指す。また、閾値T1は、例えば、超音波の広がりをもっとも狭くなっている位置（フォーカス点）におけるビーム径の幅よりも小さく設定されることが好ましい。また、閾値T1は、対象画素の位置におけるC面内の分解能以下の値に設定することが好ましい。これより、従来よりも分解能の高い正確な画像を生成することができる。

[0108] 次に、参照画像選択部196は、特定断面と各参照候補画像との角度を算出する（S125）。そして、参照画像選択部196は、参照候補画像の中に特定断面との向きの差異が閾値T2未満であるフレームが含まれるか否かを判定する（S126）。ここで閾値T2は、30度以下の値であることが好ましい。

[0109] 向きの差異が閾値T2未満である参照候補画像が存在する場合（S126でYes）、参照画像選択部196は、当該向きの差異が閾値T2未満である参照候補画像を参照画像として選択する（S127）。

[0110] 一方、向きの差異が閾値T2未満である参照候補画像が存在しない場合（S126でNo）、参照画像選択部196は、ステップS123で決定された参照候補画像を参照画像として選択する（S128）。

- [0111] また、距離が閾値 T 1 未満の超音波画像 2 0 1 が存在しない場合 (S 1 2 2 で N o)、参照画像選択部 1 9 6 は、参照画像が存在しないと決定し (S 1 2 4)、参照画像の探索処理を終了する。
- [0112] なお、上記では、参照画像選択部 1 9 6 は、参照画像の決定に、対象画素と超音波画像 2 0 1 との距離と、特定断面と超音波画像 2 0 1 と向きの差との 2 つのパラメータを使用した。その他のパラメータを組み合わせて使用してもよい。以下に、他のパラメータ例として、超音波画像 2 0 1 の取得時の超音波プローブ 1 0 1 の移動速度、超音波画像 2 0 1 におけるフォーカス位置、超音波画像 2 0 1 における周波数分布の 3 つを用いる場合について述べる。
- [0113] まず、移動速度を用いる場合を説明する。超音波画像 2 0 1 の取得時のフレームレートに対して移動速度が速いと、超音波画像 2 0 1 の取得中に超音波プローブ 1 0 1 が移動してしまい、いわゆる動きボケが発生する。その結果、超音波画像 2 0 1 の解像度が低下する。超音波プローブ 1 0 1 の移動速度は単位時間における超音波プローブ 1 0 1 の移動距離と定義できる。よって、この移動速度は隣接フレームの間隔、及びフレームレートから計算できる。
- [0114] そして、参照画像選択部 1 9 6 は、参照画像の決定時には、動きボケが許容範囲内である超音波画像 2 0 1、又は、移動速度が閾値以下の超音波画像 2 0 1 を優先して使用する。この場合、テーブル生成部 1 9 3 は、超音波プローブ 1 0 1 の移動速度の情報を含む位置情報テーブル 2 2 1 を作成してもよい。
- [0115] 次に、フォーカス位置情報を決定条件に加える場合について述べる。超音波画像 2 0 1 の画質は、超音波プローブ 1 0 1 から送信される超音波の集束位置に依存して変化する。すなわち、超音波画像 2 0 1 において集束位置近傍の深さではフォーカスが合い高分解能な画質が得られるが、集束位置から離れるにつれてフォーカスが外れ分解能が低下する。そこで、参照画像選択部 1 9 6 は、超音波画像 2 0 1 内の画素から参照画像を決定する場合には、

集束位置に近い画素を参照画像の決定時に優先的に選択する。なお、集束位置は超音波画像 201 の取得時の超音波プローブ 101 のパラメータ値として取得できる。この場合、位置情報テーブル 221 は、さらに、集束位置の情報を含んでもよい。また、超音波の分解能は深さの増加と共に低下するため、画素の深さもパラメータとして使用できる。具体的には、参照画像選択部 196 は、深さの浅い画素を参照画像の決定時に優先的に選択する。

[0116] 最後に、超音波画像 201 における周波数分布を決定条件に加える場合について述べる。参照画像を選択する目的は、対象画素の近傍で高い分解能を持つ超音波画像 201 を選択することである。そこで、参照画像選択部 196 は、超音波画像 201 を高速フーリエ変換などにより周波数解析し、高周波成分を多く含む超音波画像 201 を優先的に参照画像として選択する。また、この場合、位置情報テーブル 221 は、各超音波画像 201 の高周波成分の割合（例えば平均周波数）を含んでもよい。

[0117] さらに、画素の連続性を考慮して参照画像を決定してもよい。これは、画素ごとに参照画像が異なると合成結果が不連続になる可能性があるためである。そこで、参照画像選択部 196 は、対象画素に隣接する画素に対して選択された参照画像を、当該対象画素の参照画像に優先的に選択してもよい。具体的には、参照画像選択部 196 は、ある対象画素に対して選択される第 1 参照画像が、当該対象画素に隣接する画素に使用された第 2 参照画像と異なる場合に、当該第 1 参照画像と第 2 参照画像との間の距離又は向きの差異が所定の値よりも小さければ、第 2 参照画像を当該対象画素に対する参照画像として選択してもよい。

[0118] また、参照画像の選択を画素単位で実施すると演算量が多い。また、断面画像をリアルタイムに切替えながら表示するようなケースでは、演算量の削減が有効である。そこで、特定断面毎、又は、特定断面内の領域毎に参照画像を選択してもよい。このとき、上述した距離及び向きの評価は、特定断面又は特定断面内の領域の重心に相当する画素に対して行えばよい。

[0119] また、特定断面内の腫瘍を観察する場合には、腫瘍及び周辺部位である関

心領域が特に重要である。そこで、参照画像選択部196は、関心領域では画素単位など細かい粒度で参照画像を選択し、関心領域以外の領域では、領域単位などの粗い粒度で参照画像を選択してもよい。

[0120] また、図6では、参照画像選択部196は、距離に応じて参照候補画像を選択した後に、角度に応じて参照画像を選択しているが、この順序は逆であってもよい。また、一部の処理を並列に行なってもよい。

[0121] 以下、図5に示す対象画素の画素値の生成処理(S107)の詳細を説明する。図7は、断面画像生成部197により実行される対象画素の画素値の生成処理の詳細を示すフローチャートである。

[0122] まず、断面画像生成部197は、対象画素に参照画像が存在するか否か判定する(S141)。

[0123] 参照画像が存在する場合(S141でYes)、断面画像生成部197は、対象画素と参照画像との距離から決定される第1スコアと、特定断面と参照画像との向きの差異から決定される第2スコアとを重み付け加算することで、参照画像の重要度スコアを算出する(S142)。また、断面画像生成部197は、距離が近いほど第1スコアの重みが大きくなるように、向きの差異が小さいほど第2スコアの重みが大きくなるように、第1スコア及び第2スコアを設定する。また、断面画像生成部197は、参照画像に向きの差異が閾値T2未満であるフレームが含まれない場合には、第1スコアのみから重要度スコアを算出する。例えば、第1スコアと第2スコアとの重みは、同一である。

[0124] なお、対象位置の近くで取得した超音波画像を重視する際には第1スコアの重みを大きく(第1スコアに乗ずる係数を第2スコアに乗ずる係数よりも大きく)すればよい。また、対象画素からの距離よりもB面に近い超音波画像を重視する際には第2スコアの重みを大きく(第2スコアに乗ずる係数を第1スコアに乗ずる係数よりも大きく)すればよい。

[0125] なお、選択された参照画像のうち、対象画素との距離が第3閾値未満である参照画像に対してのみ、特定断面との向きの差異がより小さい参照画像ほ

ど、重み付け係数を大きく設定してもよい。ここで、第3閾値は上記の第1閾値T1より小さい。これにより、従来の超音波画像よりもより良好な画質の断面画像を得ることができる。

[0126] 次に、断面画像生成部197は、各参照画像の重要度スコアに基づいて、対象画素の生成に使用する参照画素を選択する(S143)。最後に、断面画像生成部197は、ステップS143において選択した参照画素の画素値を、当該画素が属する参照画像の重要度スコアで重み付け加算することで対象画素の画素値を算出する(S144)。

[0127] 一方、ステップS141において参照画像が存在しない場合(S141でNo)、断面画像生成部197は、対象画素に対する画素値の合成処理は行わず、対象画素の画素値をゼロに設定するなど、予め設定した画素値を対象画素に割り当てる(S145)。

[0128] なお、図8に示すように、参照画像が存在しない場合(S141でNo)に、断面画像生成部197は、対象画素との距離が最も近い超音波画像201の画素値を用いて対象画素を生成してもよい(S145A)。

[0129] また、断面画像生成部197は、対象画素の周辺に位置する既に算出済みの画素の画素値を用いて、対象画素を補間生成してもよい。

[0130] さらに、生成された断面画像205において、合成処理が行われた画素と、参照画像が存在しないために合成処理が行われなかった画素とを区別できるように、両者の画素を異なる色で表示するなどしてもよい。

[0131] また、合成処理の実施には、対象画素から距離T1未満の範囲に、少なくとも1つの超音波画像201の画素が存在する必要がある。よって、指定される特定断面によっては、合成処理ができない画素が多く含まれることがある。このため、図2Bに示すように、超音波画像201から構築したボリューム像を表示し、合成処理が可能な断面を表示してもよい。すなわち、距離T1未満の範囲に、超音波画像201内の画素が含まれるボクセルを合成処理可能なボクセルとして、合成処理ができないボクセルと識別できるようにしてもよい。例えば、異なる色を用いて合成処理可能なボクセルと合成処理

ができないボクセルとを表示してもよい。

[0132] ユーザーが特定断面を指定、又は自動的に特定断面を設定する場合には、この合成可否情報を参照して、少なくとも2つ以上、合成可能な画素が存在するように特定断面を選択することが好ましい。または、より簡単化して、いずれかの超音波画像201内の画素が含まれるボクセルと、いずれの超音波画像201内の画素も含まれないボクセルとを識別できるように表示してもよい。

[0133] さらに、断面位置指示部111により特定断面が指定された際に、特定断面内で合成可能な画素と合成できない画素とを示す情報を表示部112によりユーザーに提示してもよい。また、特定断面内又は特定断面内の関心領域において合成できない画素が所定の割合を超える場合には、近傍の異なる断面を指定するようにユーザーに促す旨の情報を提示してもよい。

[0134] 図9A、図9B及び図9Cは、本実施の形態に係る超音波画像生成装置100の効果を説明するための図である。

[0135] ここで、イメージングの対象となる物体は、図19Aに示すように、2個の立方体がy軸方向に間隔を空けて配置されているとする。また、2個の立方体の間隔は超音波プローブ101の走査方向に平行なC面における空間分解能よりも小さく、超音波プローブの走査方向に垂直なB面における空間分解能よりも大きいものとする。

[0136] この対象物体を、y軸方向とx軸方向の2つの方向に走査することで、複数の超音波画像201が生成される。図9A及び図9Bは、それぞれ、y軸方向とx軸方向に対する走査時に生成される超音波画像201を示す。また、図9Bに示す特定断面351が指定されている。なお、特定断面351は超音波画像201とは一致していない。

[0137] この場合、参照画像選択部196は、特定断面351からの距離、及び、特定断面351との向きの近さに基づいて、特定断面351の直前に位置する参照画像361と、直後に位置する参照画像362を選択する。

[0138] 図9Cは、2枚の参照画像361及び362と、これら2枚の参照画像3

61及び362から生成される特定断面の断面画像205を示す。図9Cに示すように、断面画像205において2つの対象物体が分離できている。また、参照画像361及び参照画像362はB面に相当する。よって、B面の分解能を持つ参照画像361及び362から画素値を合成することで、B面に近い分解能を有する断面画像205が得られる。

[0139] 一方で、上述したように、従来の超音波画像生成装置により生成した断面画像では2つの対象物体を分離できない。

[0140] 以上のように、本発明の実施の形態1に係る超音波画像生成装置100は、指定した任意断面の画像を高分解能に生成できる。つまり、当該超音波画像生成装置100は、断面画像205の精度を向上できる。

[0141] なお、図9A～図9Cでは簡略化のため超音波プローブ101をx方向とy方向とに沿って直線状に走査させる場合について示したが、超音波プローブ101が走査者によってフリーハンドで任意に走査されている場合でも同様の効果を実現できる。この場合、特定断面351上の各画素の合成に使用される超音波画像201は、超音波画像201の取得順を利用したとしても（単に隣接する前後のフレームを使用したとしても）より高分解能の画像が得られるわけではない。そのため、本実施の形態は、このような場合に、より顕著な効果を有することができる。

[0142] また、図10は、特定断面351の別の例を示す図である。図10に示す特定断面351が指定された場合、4枚の参照画像371～374が選択される。また、この4枚の参照画像371～374に含まれる参照領域381～384の画素が参照画素として対象画素の合成に用いられる。

[0143] このように、本発明の実施の形態1に係る超音波画像生成装置100は、特定断面351と超音波画像201との距離及び向きなどの位置情報203の類似度に基づいて合成に用いる参照画像を選択することで、位置情報203が特定断面351と近い超音波画像201が存在する場合には、B面に近い分解能を有する断面画像205を生成できる。

[0144] 以下に、本実施の形態の変形例について説明する。

- [0145] まず、超音波プローブ101として揺動3D型プローブ、又は、マトリクス型プローブを用いる場合の動作について説明する。
- [0146] 揺動3D型プローブを用いる場合、1列に配置された超音波探触エレメントがプローブ内で揺動する。これにより、連続的に二次元の超音波画像を取得できる。そして、この超音波画像を用いて、プローブ下面の三次元領域を画像化できる。それぞれの二次元超音波画像はリニア型プローブによる取得画像と同様であり、これらを上記の超音波画像201とみなすことで上記と同様の処理が実現できる。ただし、超音波画像201の位置情報203は、プローブ位置情報に加えて、超音波画像201の取得時における超音波探触エレメント（超音波振動子）のプローブ内での位置及び向きにも依存する。従って、位置情報取得部110は、上記のプローブ位置情報（超音波プローブの位置及び向き）に加え、超音波探触エレメントの位置及び向きの情報を取得する。そして、位置情報取得部110は、超音波プローブ101の位置及び向きに対して超音波エレメントの位置及び向きをオフセット値として加算することで、超音波画像201の位置情報203を算出する。
- [0147] また、マトリクス型プローブを用いる場合には、プローブ内での超音波探触エレメントの物理的な移動は発生しないが、プローブ下面の三次元領域が画像化される点では揺動3D型プローブと同一である。よって、画像化された三次元領域を複数フレームに分割し、各フレームの位置情報を考慮することで揺動3D型プローブと同様に扱える。
- [0148] また、上記説明では乳房を診断対象としたが、対象は肝臓、頸動脈、又は前立腺など乳房以外の部位及び臓器であってもよい。図11は、頸動脈を診断対象とする場合のボリューム像の一例を示す図である。この場合、上述した関心領域は、頸動脈に形成されているプラーク391及びその周辺部分となる。
- [0149] ここでプラークとは、血管の内膜又は中膜が肥厚した隆起性病変を意味している。このプラークは、血栓、脂肪性、及び繊維性など様々な形態をとり、頸動脈の狭窄及び閉塞、並びに、脳梗塞及び脳虚血を起こす原因になる恐

れがある。また、動脈硬化が進行するほどプラークが形成されやすくなる。なお、動脈硬化は全身的に進行すると考えられており、主に表在性の頸動脈がプラークの有無を判断する際の計測対象となっている。

[0150] また、上記説明では、位置情報 203 の取得手段としてカメラと光学マーカとを用いる光学的な手段を用いたが、磁気センサー、加速度センサー、ジャイロ、又はロボットアームなどの他の手段を用いてもよい。また、単一の手段では性能が不十分である場合、例えば、検査者の手などに隠れて光学マーカがカメラの死角になり光学的な手段では位置情報を取得できなくなるケース、などに備えて、複数種類の位置情報取得手段を組み合わせ用いてもよい。さらに、位置情報は、位置及び向き of 6 個のパラメータに限定されるものではなく、例えば、移動方向が特定の軸に限定されるようなケースでは、必要なパラメータのみ取得及び使用してもよい。

[0151] また、上記説明では、超音波画像生成装置 100 がボリューム像 206 を表示し、ユーザーが、そのボリューム像 206 から特定断面を指定する方法について述べたが、その他の方法で特定断面を指定してもよい。例えば、フリーハンドスキャン等の方法により超音波プローブ 101 が走査された後に、超音波画像生成装置 100 は各 B 面画像を表示する。ユーザーは、表示された複数の B 面画像から関心領域が表示されている B 面画像を指定する。その後、超音波画像生成装置 100 は、指定された B 面画像の周辺領域（例えば角度が 0 度以上 360 度未満の領域）の画像を得るように、特定断面を指定してもよい。

[0152] なお、超音波画像生成装置 100 は、特定断面中に関心領域が存在する場合に、本実施の形態 1 の画像生成方法を適用し、特定断面中に関心領域が存在しない場合には、単に関心領域との距離情報のみを使用して参照画像を選択してもよい。

[0153] 図 12 は、この場合の参照画像選択部 196 の動作を示すフローチャートである。図 12 の処理は、図 6 に示す処理に加え、ステップ S 129 の処理が追加されている。具体的には、参照画像選択部 196 は、ステップ S 12

3で参照候補画像を選択した後、特定断面に関心領域が含まれるか否かを判定する（S129）。

[0154] 特定断面に関心領域が含まれる場合（S129でYes）、参照画像選択部196は、図6に示す場合と同様に、参照候補画像と特定断面との角度に応じて参照画像を選択する（S125～S128）。一方、特定断面に関心領域が含まれる場合（S129でYes）、参照画像選択部196は、参照候補画像を参照画像として選択する（S128）。

[0155] すなわち、ボリューム像206中において指定される特定断面中に関心領域が存在する場合には、参照画像選択部196は、特定断面との距離情報、及び特定断面との向きの差分情報を用いて参照画像を選択する。また、特定断面中に関心領域が存在しない場合には、参照画像選択部196は、特定断面との向きの差分情報を使用せず、距離情報のみを使用して参照画像を選択する。

[0156] また、ボリューム像206の内部が透過して見えるように当該ボリューム像206を表示する際には、関心領域の近傍のみを切り出したほうが関心領域内の視認性が向上する。そのため、超音波画像生成装置100は、関心領域の近傍のみを切り出したボリューム像206を生成及び表示してもよい。

[0157] また、本実施の形態では、対象画素からの距離、及び角度の差異が閾値以下の超音波画像を1つ又は複数抽出し、抽出された各超音波画像に重み付けを行った上で使用しているが、全ての抽出画素を使用しないものであってもよい。例えば、抽出された各超音波画像をスコア付けした場合に、一致度が高いスコアを示す一部の超音波画像のみを使用してもよい。

[0158] また、超音波画像生成装置100は、画像メモリ108又は195に格納されている超音波画像201のうち、位置及び向きが類似する画像を判定し、当該類似する画像の一方を削除してもよい。これにより、画像メモリ108又は195の容量を削減できる。

[0159] また、超音波画像生成装置100は、画像メモリ195に、関心領域が含まれる超音波画像201のみを格納してもよい。これにより、画像メモリ1

95の容量を削減できる。

[0160] また、図3に示す超音波画像生成装置100（本体部）と、超音波プローブ101との分割は、一例であり、本発明はこれに限定されない。例えば、超音波プローブ101と本体部（図3に示す超音波画像生成装置100）とを含むシステムを超音波画像生成装置と定義してもよい。また、本体部に含まれる処理部の一部が、超音波プローブ101に含まれてもよい。

[0161] また、上記説明では、超音波画像201として主にBモード画像を用いる場合を例に説明したが、Bモード画像の代わりに、血流等の流れを示すドップラー画像（ドップラーデータ）を用いてもよい。

[0162] 図13は、この場合の超音波画像生成装置100Aの概略構成を示すブロック図である。

[0163] この超音波画像生成装置100Aは、被検体を超音波プローブ101で複数方向から走査することにより得られた、血流の流れ（流速と向きを示す）を示す複数のドップラー画像201Aから、被検体の特定断面における血流の流れを示す断面画像205Aを生成する。この超音波画像生成装置100Aは、断面位置指示部111Aと、血流方向取得部121と、位置情報取得部110Aと、参照画像選択部196Aと、断面画像生成部197Aとを備える。

[0164] 断面位置指示部111Aは、特定断面の位置を示す断面情報202Aを取得する。

[0165] 血流方向取得部121は、特定断面における前記血流の流れる向きを示す血流情報231を取得する。なお、血流の流れる向きの情報は、例えば、ユーザーが指定する方法、又は、ドップラー画像又はBモード画像を解析して血管走行の位置と向きを自動的に検出する方法を用いて取得できる。

[0166] 位置情報取得部110Aは、被検体中における、複数のドップラー画像201Aの各々の位置及び向きを含む位置情報203Aを取得する。

[0167] 参照画像選択部196Aは、複数のドップラー画像201Aから、特定断面との距離が第1閾値未満、かつ血流の流れる向きとの差異が第2閾値未満

である少なくとも1枚のドップラー画像を参照画像として選択する。

[0168] 断面画像生成部197は、参照画像を用いて断面画像205Aを生成する。

[0169] ここで、図14に示すように、超音波プローブ101と、血流の流れの向きとの差に応じて、計測感度が変化する。具体的には、血流の流れの向きと超音波プローブ101からの超音波出射方向との差が小さいほど感度が高くなる。よって、血流の流れの向きとの差異が第2閾値未満であるドップラー画像201Aを用いて、断面画像205Aを生成することで、断面画像205Aの精度を向上できる。

[0170] なお、超音波画像生成装置100Aの詳細な構成は、上述した超音波画像生成装置100の説明における「特定画像の向き」を、「血流の流れの向き」に置き換えた場合と同様なので、詳細な説明は省略する。

[0171] 以上、本発明に係る超音波画像生成装置及び方法について、上記実施の形態に基づいて説明したが、本発明は、これら実施の形態に限定されるものではない。本発明の主旨を逸脱しない範囲内で、当業者が思いつく変形を本実施の形態に施したのも、本発明に含まれる。

[0172] (実施の形態2)

上記実施の形態で示した画像生成方法を実現するためのプログラムを、フレキシブルディスク等の記録媒体に記録するようにすることにより、上記実施の形態で示した処理を、独立したコンピュータシステムにおいて簡単に実施することが可能となる。

[0173] 図15A～図15Cは、上記各実施の形態の画像生成方法を、フレキシブルディスク等の記録媒体に記録されたプログラムを用いて、コンピュータシステムにより実施する場合の説明図である。

[0174] 図15Aは、記録媒体本体であるフレキシブルディスクの物理フォーマットの例を示し、図15Bは、フレキシブルディスクの正面からみた外観、断面構造、及びフレキシブルディスクを示している。フレキシブルディスクFDはケースF内に内蔵され、フレキシブルディスクFDの表面には、同心円

状に外周からは内周に向かって複数のトラック T_r が形成され、各トラック T_r は角度方向に 16 のセクタ S_e に分割されている。従って、上記プログラムを格納したフレキシブルディスク FD では、上記フレキシブルディスク FD 上に割り当てられた領域に、上記プログラムが記録されている。

[0175] また、図 15 C は、フレキシブルディスク FD に上記プログラムの記録再生を行うための構成を示す。画像生成方法を実現する上記プログラムをフレキシブルディスク FD に記録する場合は、コンピュータシステム C_s から上記プログラムを、フレキシブルディスクドライブ FDD を介してフレキシブルディスク FD に書き込む。また、フレキシブルディスク FD 内のプログラムにより上記画像生成方法をコンピュータシステム C_s 中に構築する場合は、フレキシブルディスクドライブ FDD によりプログラムをフレキシブルディスク FD から読み出し、読み出したプログラムをコンピュータシステム C_s に転送する。

[0176] なお、上記説明では、記録媒体としてフレキシブルディスクを用いて説明を行ったが、光ディスクを用いても同様に行うことができる。また、記録媒体はこれに限らず、IC カード、ROM カセット等、プログラムを記録できるものであれば同様に実施することができる。

[0177] なお、図 3 の画像処理部 109 などのブロックは典型的には集積回路である LSI (Large Scale Integration) として実現される。これらは個別に 1 チップ化されてもよいし、一部又は全てを含むように 1 チップ化されてもよい。

[0178] ここでは、 LSI としたが、集積度の違いにより、 IC (Integrated Circuit)、システム LSI 、スーパー LSI 、ウルトラ LSI と呼称されることもある。

[0179] また、集積回路化の手法は LSI に限るものではなく、専用回路又は汎用プロセッサで実現してもよい。例えば、 GPU (Graphic Processing Unit) などのグラフィクス処理用の専用回路が使用できる。 LSI 製造後に、プログラムすることが可能な $FPGA$ (Field

Programmable Gate Array) や、LSI内部の回路セルの接続や設定を再構成可能なりコンフィギュラブル・プロセッサを利用してよい。

[0180] さらに、半導体技術の進歩又は派生する別技術によりLSIに置き換わる集積回路化の技術が登場すれば、当然、その技術を用いて機能ブロックの集積化を行ってもよい。バイオ技術の適応等が可能性としてありえる。

[0181] また、上記実施の形態に係る、超音波画像生成装置、及びその変形例の機能のうち少なくとも一部を組み合わせてもよい。

[0182] また、上記で用いた数字は、全て本発明を具体的に説明するために例示するものであり、本発明は例示された数字に制限されない。

[0183] また、ブロック図における機能ブロックの分割は一例であり、複数の機能ブロックを一つの機能ブロックとして実現したり、一つの機能ブロックを複数に分割したり、一部の機能を他の機能ブロックに移してもよい。また、類似する機能を有する複数の機能ブロックの機能を単一のハードウェア又はソフトウェアが並列又は時分割に処理してもよい。

[0184] また、上記のステップが実行される順序は、本発明を具体的に説明するために例示するためのものであり、上記以外の順序であってもよい。また、上記ステップの一部が、他のステップと同時（並列）に実行されてもよい。

[0185] 更に、本発明の主旨を逸脱しない限り、本実施の形態に対して当業者が思いつく範囲内の変更を施した各種変形例も本発明に含まれる。

産業上の利用可能性

[0186] 本発明は、超音波画像生成装置及び画像生成方法に適用できる。特に、本発明は医療診断機器産業において特に高い利用可能性を有する。

符号の説明

[0187] 100、100A、500 超音波画像生成装置

101 超音波プローブ

102 送信部

103 受信部

- 104 送受信制御部
- 105 Bモード処理部
- 106 ドップラー処理部
- 107 ストレイン処理部
- 108 画像メモリ
- 109、509 画像処理部
- 110、110A 位置情報取得部
- 111、111A 断面位置指示部
- 112 表示部
- 191 フレーム画像入力部
- 192 位置情報決定部
- 193 テーブル生成部
- 194 位置情報メモリ
- 195 画像メモリ
- 196、196A 参照画像選択部
- 197、197A、597 断面画像生成部
- 198 ボリュームメモリ
- 199 ボリューム生成部
- 201 超音波画像
- 201A ドップラー画像
- 202、202A 断面情報
- 203、203A、212 位置情報
- 205、205A、605 断面画像
- 206 ボリューム像
- 211 インデックス番号
- 213 参照画像情報
- 221 位置情報テーブル
- 231 血流情報

301 光学マーカ

302 カメラ

351 特定断面

361、362、371、372、373、374 参照画像

381、382、383、384 参照領域

391 プラーク

請求の範囲

- [請求項1] 被検体を超音波プローブで複数方向から走査することにより得られた複数の超音波画像から、前記被検体の特定断面の断面画像を生成する超音波画像生成装置であって、
- 前記特定断面の位置及び向きを示す断面情報を取得する断面位置指示部と、
- 前記被検体中における、前記複数の超音波画像の各々の位置及び向きを含む位置情報を取得する位置情報取得部と、
- 前記複数の超音波画像から、前記特定断面との距離が第1閾値未満、かつ前記特定断面との向きの差異が第2閾値未満である少なくとも1枚の超音波画像を参照画像として選択する参照画像選択部と、
- 前記参照画像を用いて前記断面画像を生成する断面画像生成部とを備える
- 超音波画像生成装置。
- [請求項2] 前記特定断面は関心領域を含み、
- 前記参照画像選択部は、前記特定断面の前記関心領域に含まれる点との距離が前記第1閾値未満、かつ前記特定断面との向きの差異が前記第2閾値未満である超音波画像を前記参照画像として選択する
- 請求項1に記載の超音波画像生成装置。
- [請求項3] 前記参照画像選択部は、前記特定断面を分割した複数の領域毎に、
- 前記複数の超音波画像から、当該領域との距離が第1閾値未満、かつ前記特定断面との向きの差異が第2閾値未満である超音波画像を当該領域に対する参照画像として選択し、
- 前記断面画像生成部は、前記領域毎に、当該領域に対して選択された前記参照画像を用いて当該領域の画像を生成する
- 請求項1に記載の超音波画像生成装置。
- [請求項4] 前記参照画像選択部は、前記複数の領域毎に、前記複数の超音波画像から、当該領域の中心点との距離が前記第1閾値未満、かつ前記特

定断面との向きの差異が前記第2 閾値未満である超音波画像を前記参照画像として選択する

請求項3 に記載の超音波画像生成装置。

[請求項5] 前記位置情報取得部は、前記超音波プローブの位置及び向きを取得し、取得した前記超音波プローブの位置及び向きを用いて前記位置情報を算出する

請求項1 ～4 のいずれか1 項に記載の超音波画像生成装置。

[請求項6] 前記位置情報取得部は、さらに、前記超音波プローブから出射される超音波の方向を取得し、取得した前記超音波の方向と、前記取得した超音波プローブ位置及び向きとを用いて前記位置情報を算出する

請求項5 に記載の超音波画像生成装置。

[請求項7] 前記第1 閾値は、前記超音波プローブの走査方向に平行なC 面内の分解能以下であり、

前記第2 閾値は30 度以下である

請求項1 ～6 のいずれか1 項に記載の超音波画像生成装置。

[請求項8] 前記断面画像生成部は、前記特定断面との距離が前記第1 閾値未満、かつ前記特定断面との向きの差異が前記第2 閾値未満である超音波画像が存在しない場合、前記複数の超音波画像のうち、前記特定断面との距離が最も近い超音波画像を用いて前記断面画像を生成する

請求項1 ～7 のいずれか1 項に記載の超音波画像生成装置。

[請求項9] 前記複数の超音波画像からボリューム像を生成するボリューム生成部を備え、

前記断面位置指示部は、ユーザーにより前記ボリューム像に対して指定された前記特定断面を示す前記断面情報を生成する

請求項1 ～8 のいずれか1 項に記載の超音波画像生成装置。

[請求項10] 前記参照画像選択部は、

前記特定断面に関心領域が含まれる場合、前記特定断面との距離が前記第1 閾値未満であり、かつ前記特定断面との向きの差異が前記第

2 閾値未満である超音波画像を前記参照画像として選択し、

前記特定断面に前記関心領域が含まれない場合、前記特定断面との距離、及び前記特定断面との向きの差異のうち、前記特定断面との距離のみを用いて、前記参照画像を選択する

請求項 1 に記載の超音波画像生成装置。

[請求項11]

前記断面画像生成部は、

複数の前記参照画像に含まれる画素の画素値に重み付け係数を乗算したうえで、加算することにより、前記断面画像に含まれる画素の画素値を生成し、

前記複数の参照画像のうち、前記特定断面との向きの差異がより小さい参照画像ほど、前記重み付け係数を大きくする

請求項 1 ～ 10 のいずれか 1 項に記載の超音波画像生成装置。

[請求項12]

前記断面画像生成部は、

前記複数の参照画像のうち、前記特定断面との距離が第 3 閾値未満である参照画像に対して、前記特定断面との向きの差異がより小さい参照画像ほど、前記重み付け係数を大きくする

請求項 11 に記載の超音波画像生成装置。

[請求項13]

被検体を超音波プローブで複数方向から走査することにより得られた、血流の流れを示す複数のドップラー画像から、前記被検体の特定断面における血流の流れを示す断面画像を生成する超音波画像生成装置であって、

前記特定断面の位置及び向きを示す断面情報を取得する断面位置指示部と、

前記特定断面における前記血流の流れる向きを示す血流情報を取得する血流方向取得部と、

前記被検体中における、前記複数のドップラー画像の各々の位置及び向きを含む位置情報を取得する位置情報取得部と、

前記複数のドップラー画像から、前記特定断面との距離が第 1 閾値

未満、かつ前記血流の流れる向きとの差異が第2閾値未満である少なくとも1枚のドップラー画像を参照画像として選択する参照画像選択部と、

前記参照画像を用いて前記断面画像を生成する断面画像生成部とを備える

超音波画像生成装置。

[請求項14]

被検体を超音波プローブで複数方向から走査することにより得られた複数の超音波画像から、前記被検体の特定断面の断面画像を生成する画像生成方法であって、

前記特定断面の位置及び向きを示す断面情報を取得するステップと、

前記被検体中における、前記複数の超音波画像の各々の位置及び向きを含む位置情報を取得するステップと、

前記複数の超音波画像から、前記特定断面との距離が第1閾値未満、かつ前記特定断面との向きの差異が第2閾値未満である少なくとも1枚の超音波画像を参照画像として選択するステップと、

前記参照画像を用いて前記断面画像を生成するステップとを含む画像生成方法。

[請求項15]

被検体を超音波プローブで複数方向から走査することにより得られた、血流の流れを示す複数のドップラー画像から、前記被検体の特定断面における血流の流れを示す断面画像を生成する画像生成方法であって、

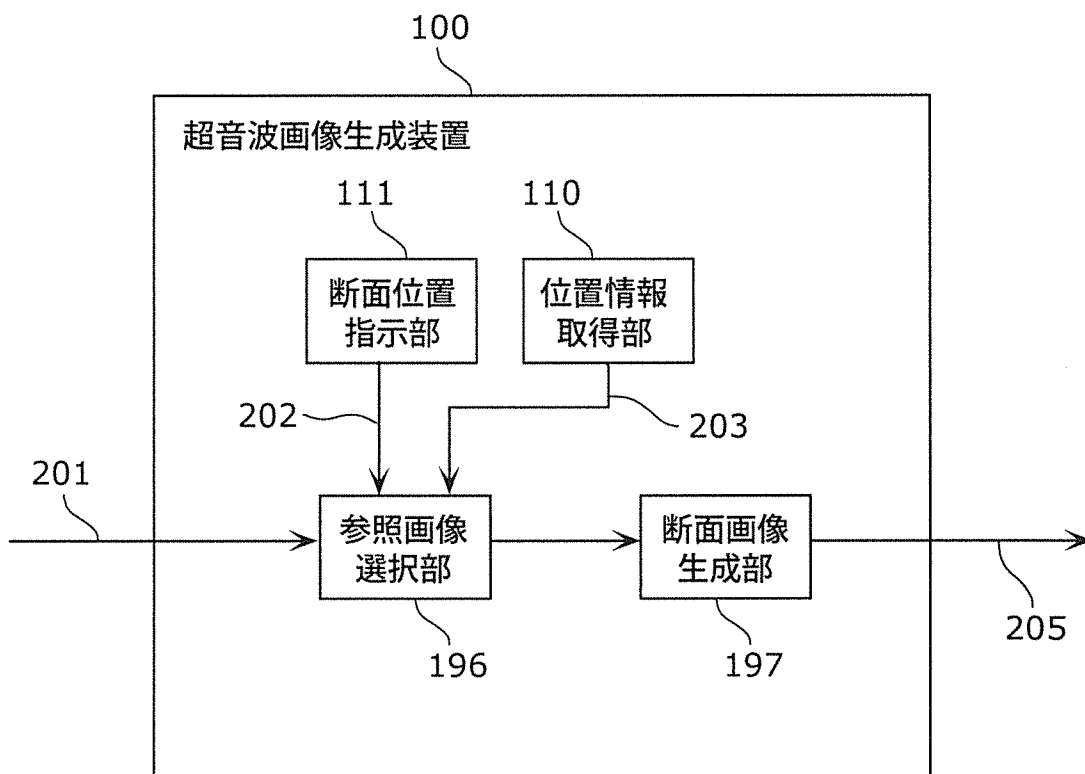
前記特定断面の位置及び向きを示す断面情報を取得するステップと、

前記特定断面における前記血流の流れる向きを示す血流情報を取得するステップと、

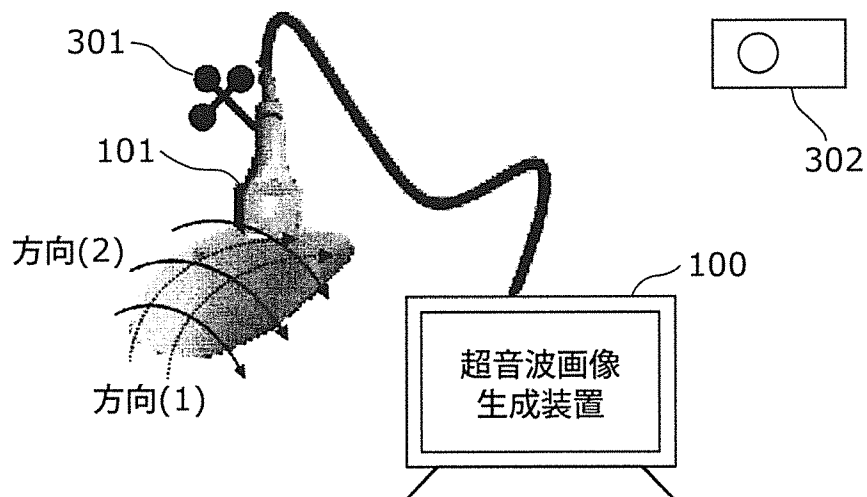
前記被検体中における、前記複数のドップラー画像の各々の位置及び向きを含む位置情報を取得するステップと、

前記複数のドップラー画像から、前記特定断面との距離が第1閾値未満、かつ前記血流の流れる向きとの差異が第2閾値未満である少なくとも1枚のドップラー画像を参照画像として選択するステップと、前記参照画像を用いて前記断面画像を生成するステップとを含む画像生成方法。

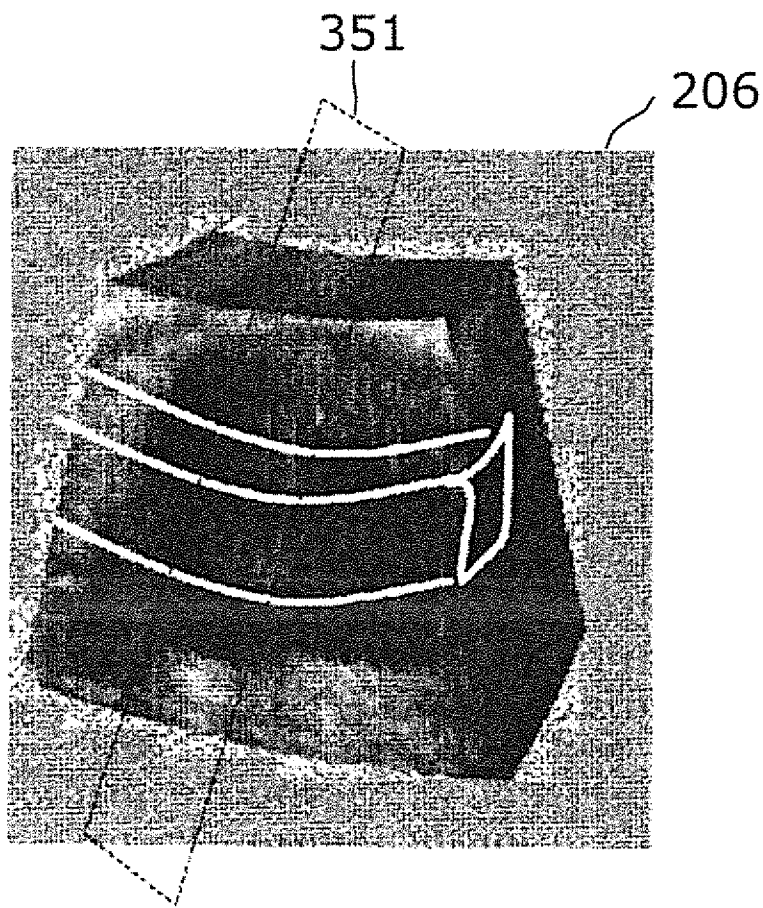
[図1]



[図2A]

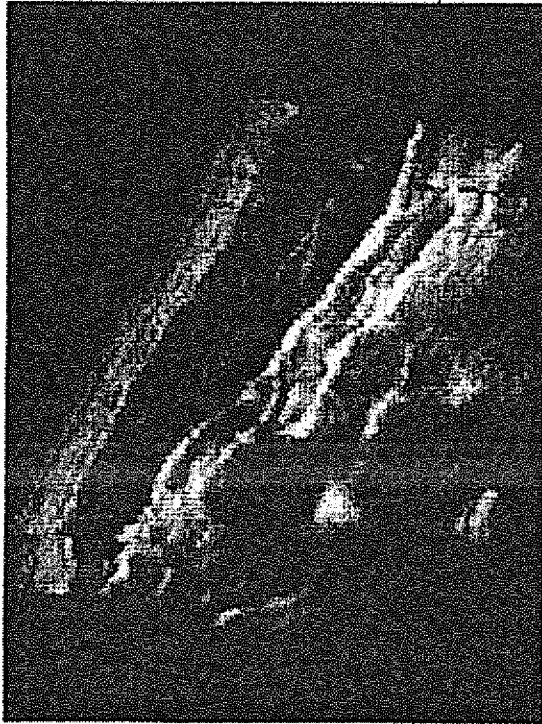


[図2B]

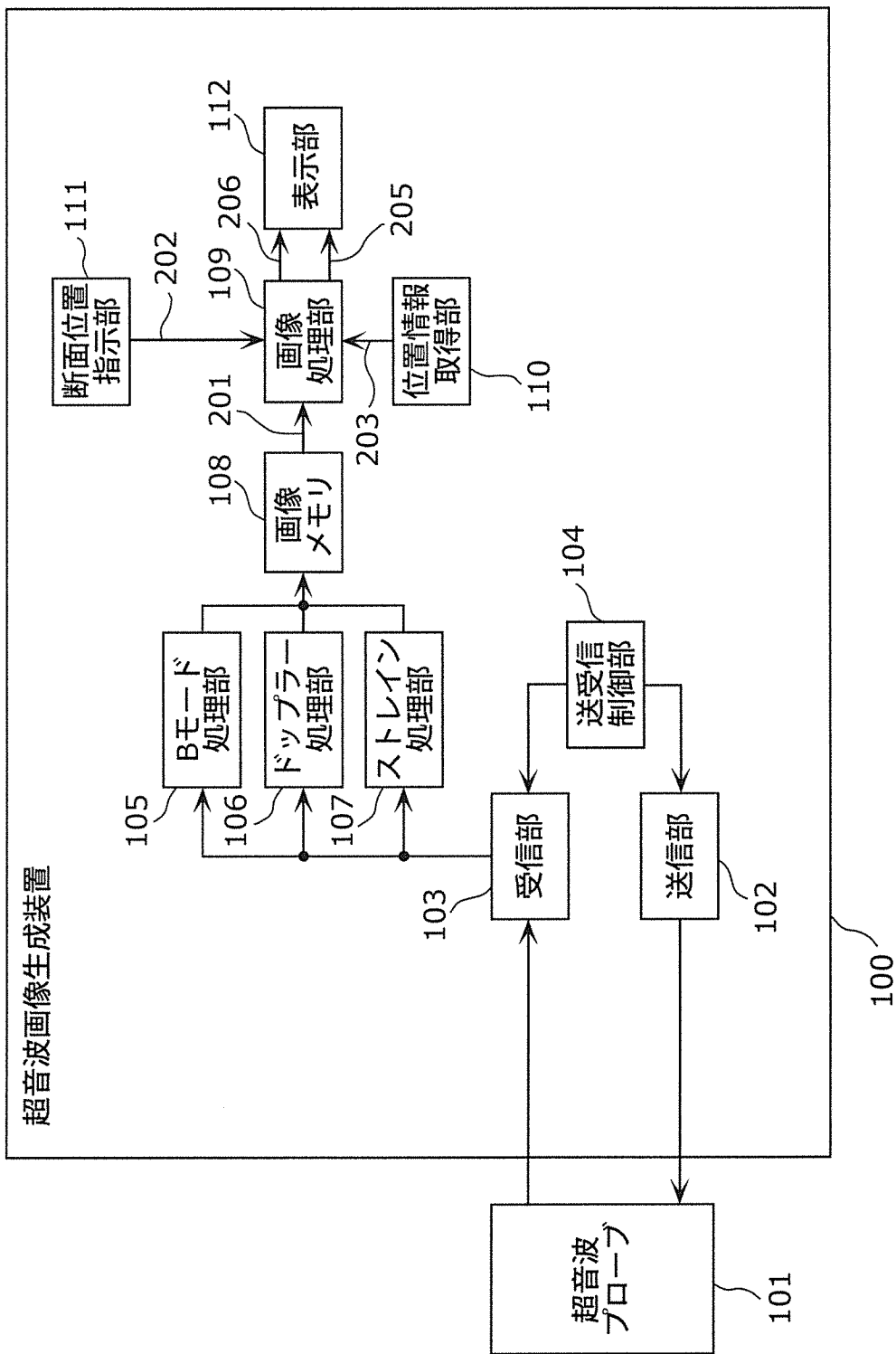


[図2C]

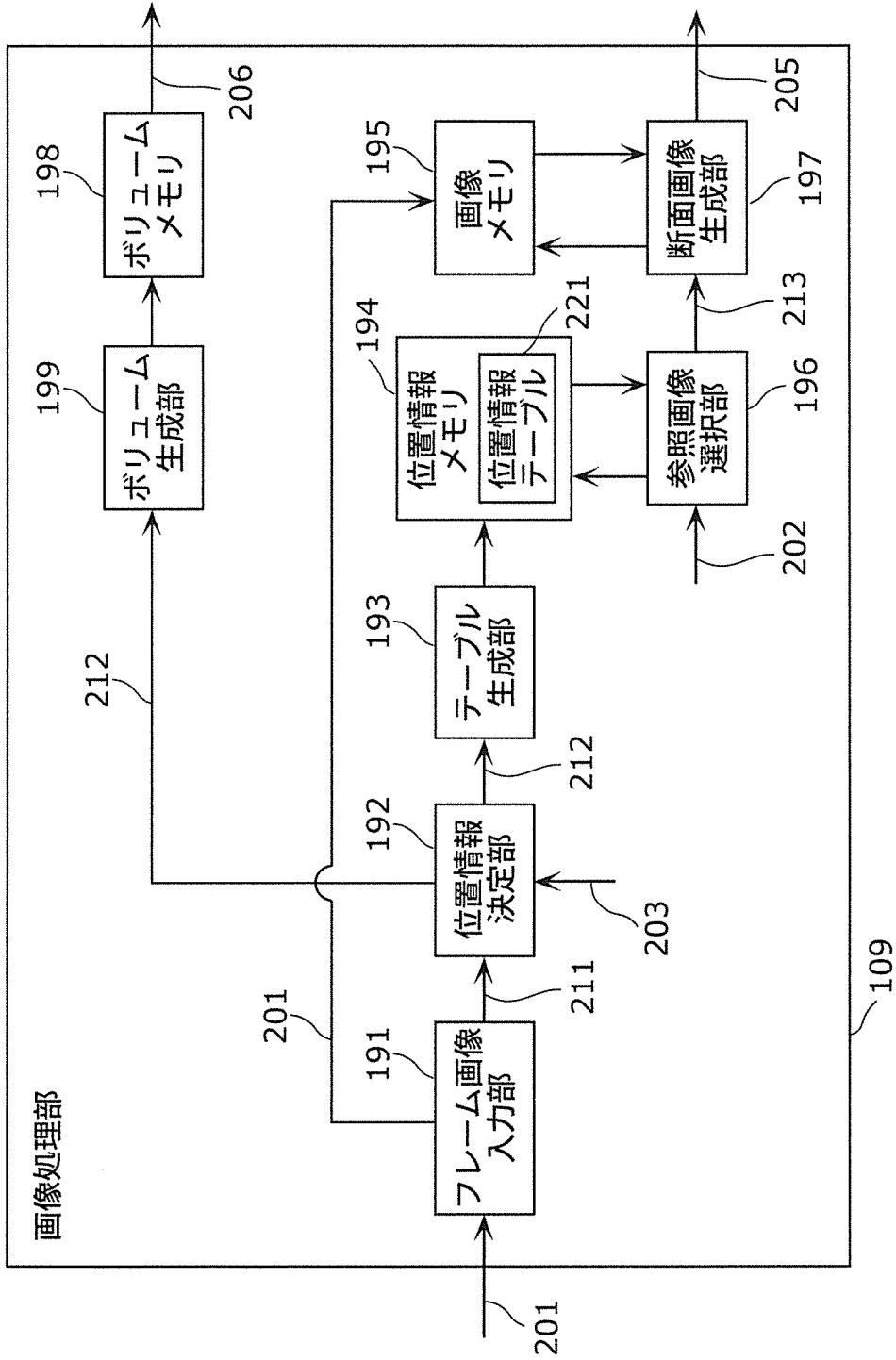
205



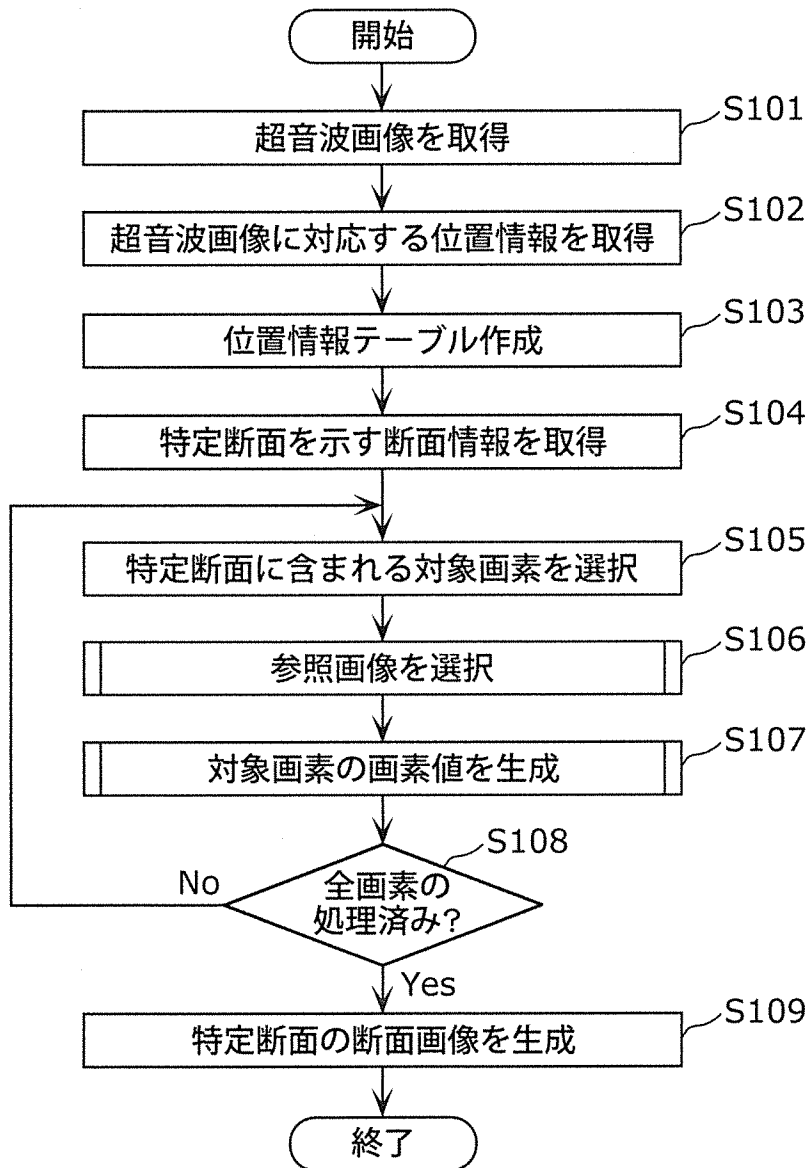
[図3]



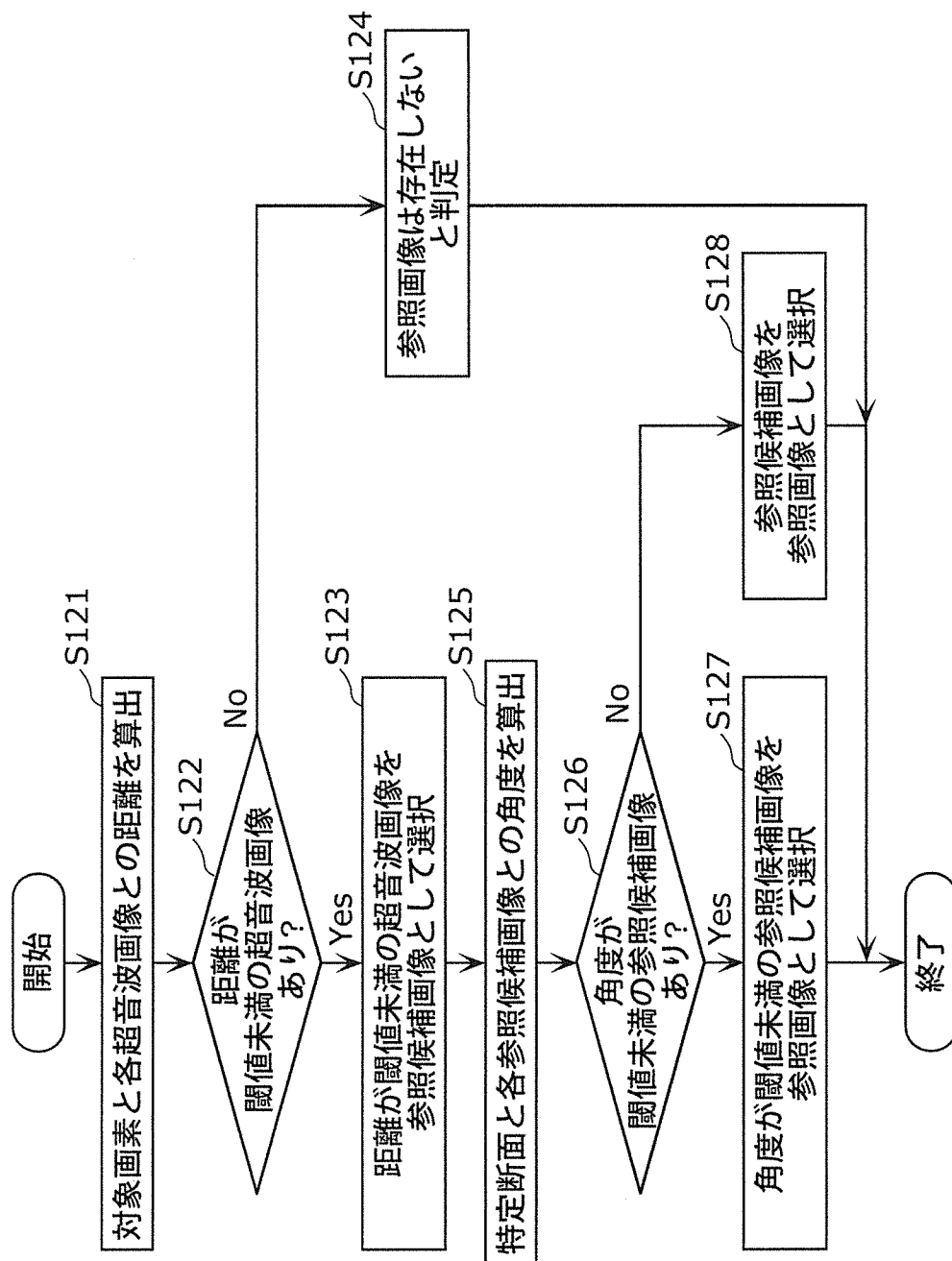
[図4]



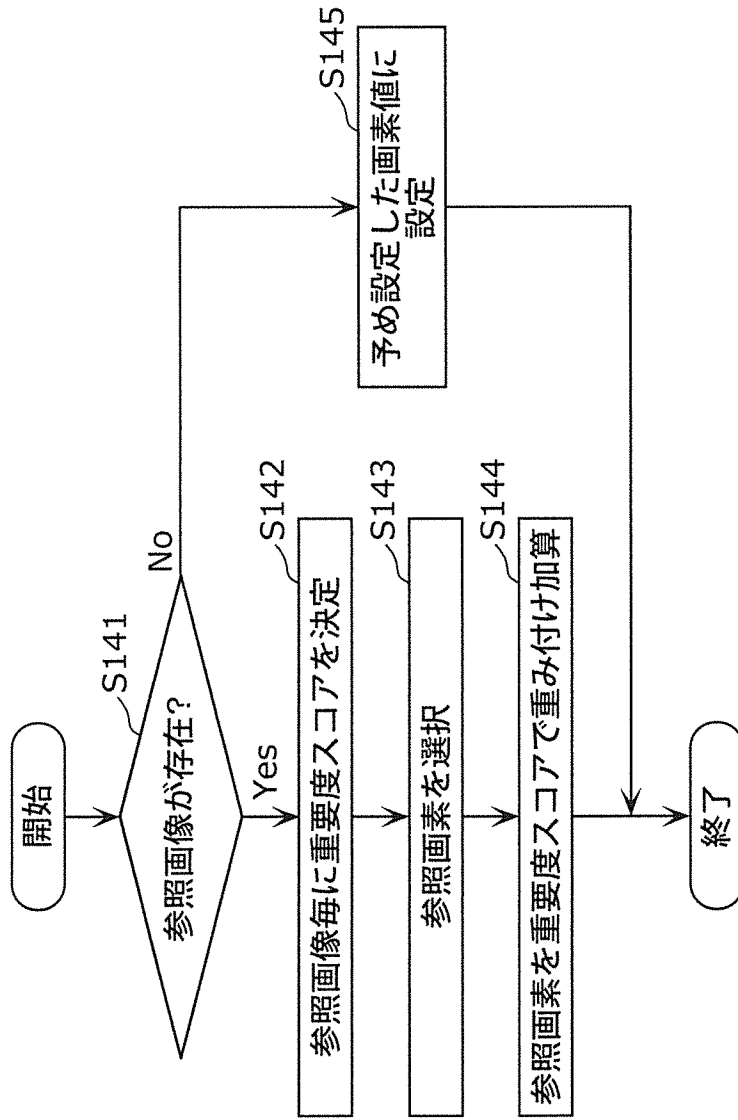
[図5]



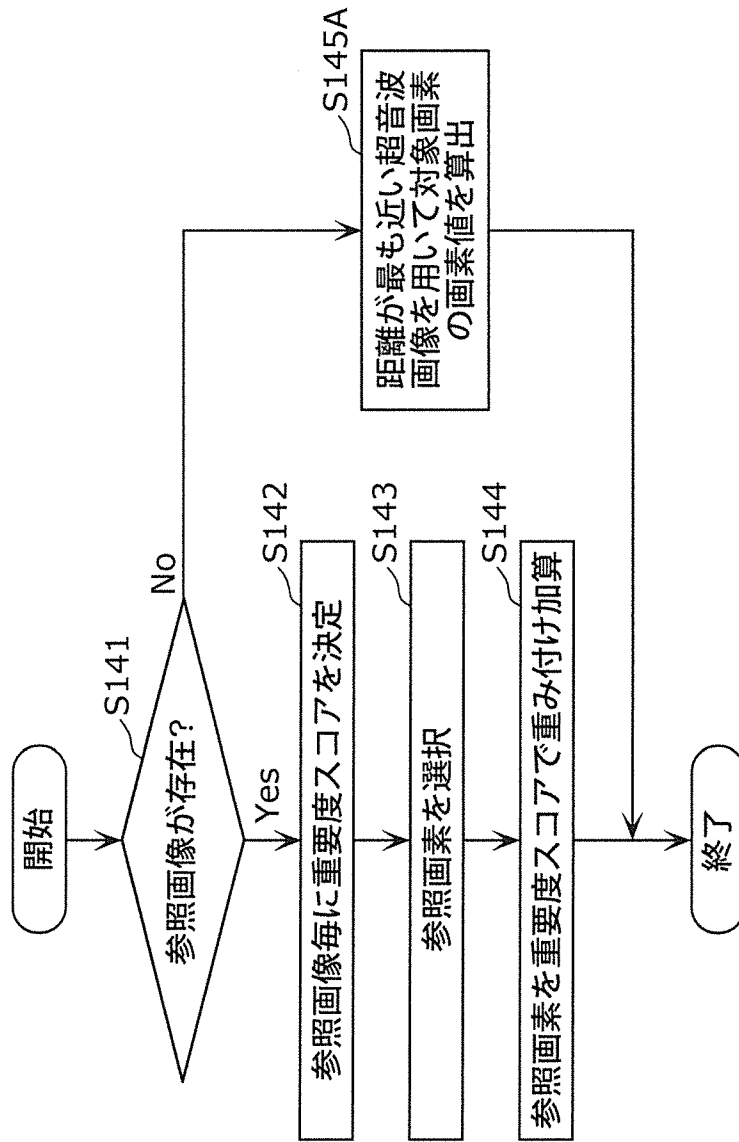
[図6]



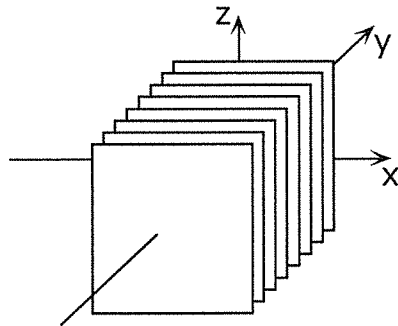
[図7]



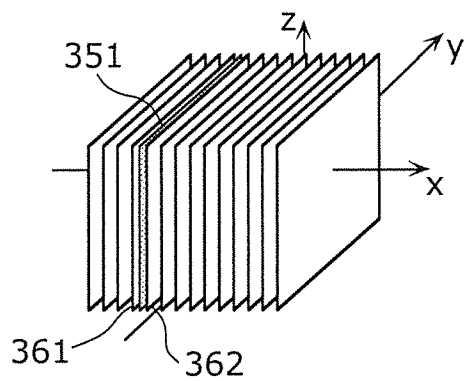
[図8]



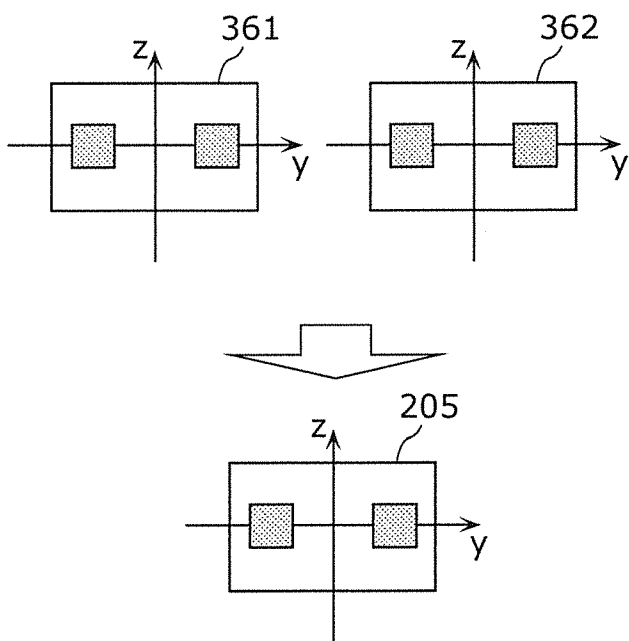
[図9A]



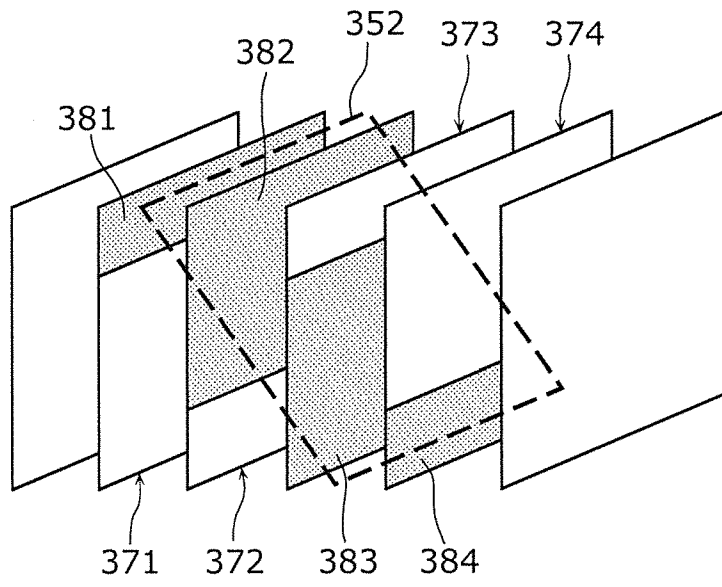
[図9B]



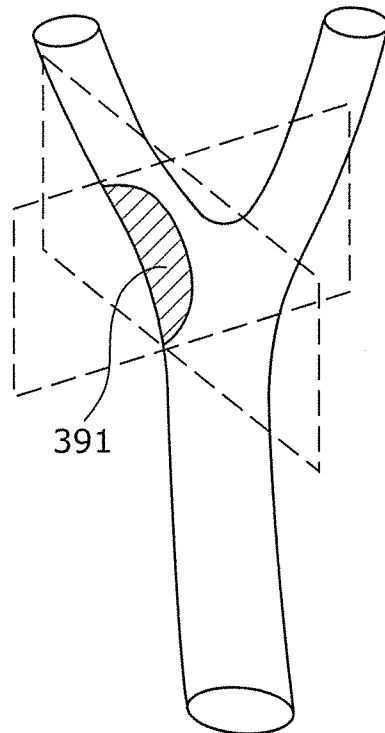
[図9C]



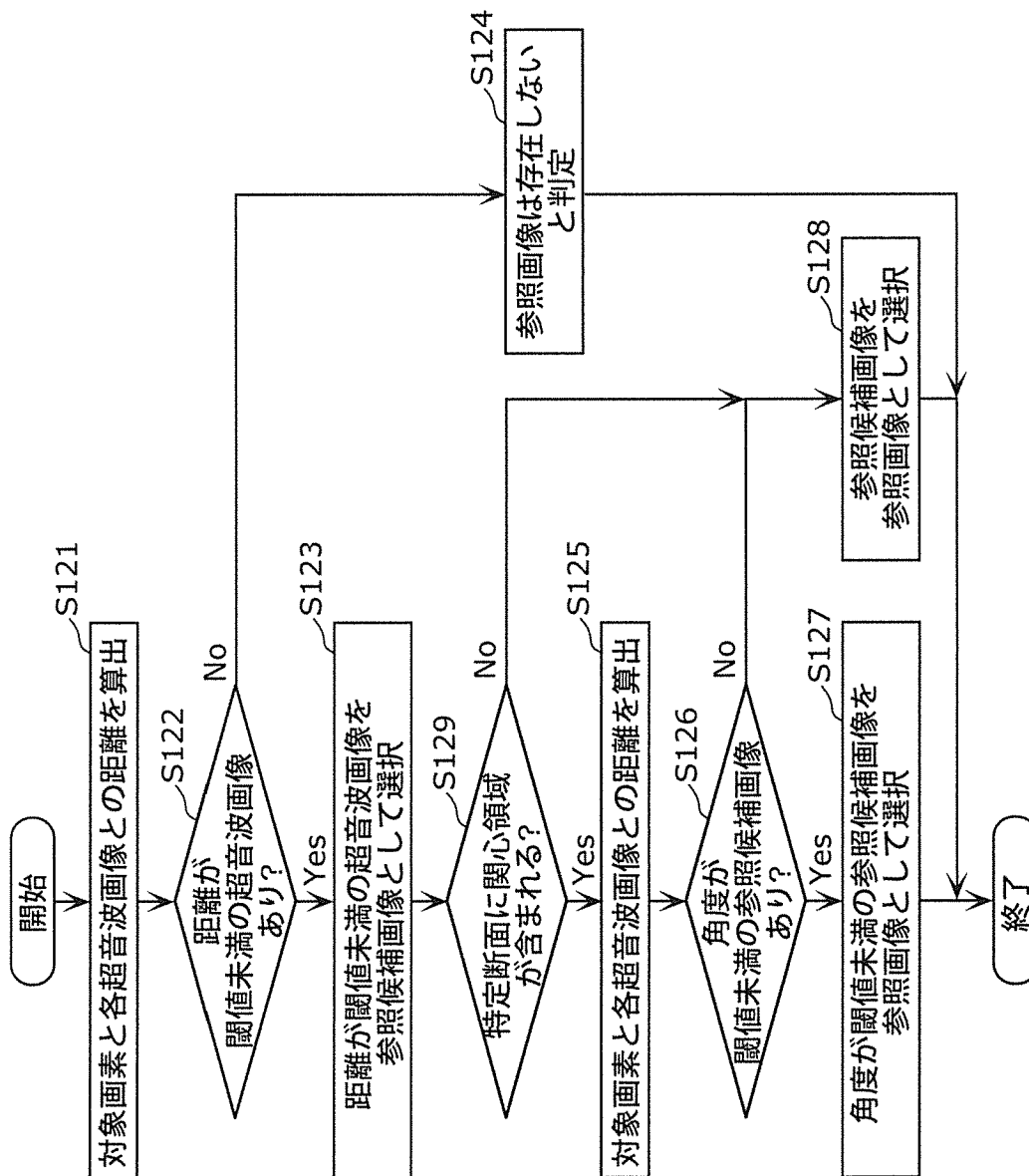
[図10]



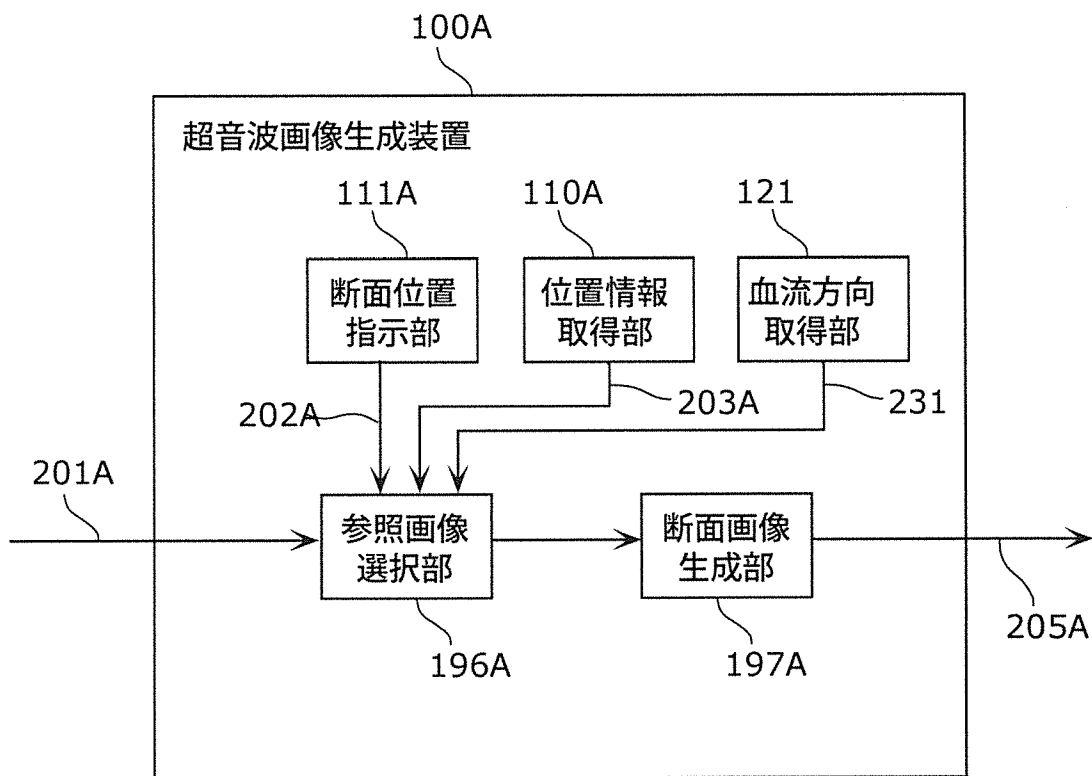
[図11]



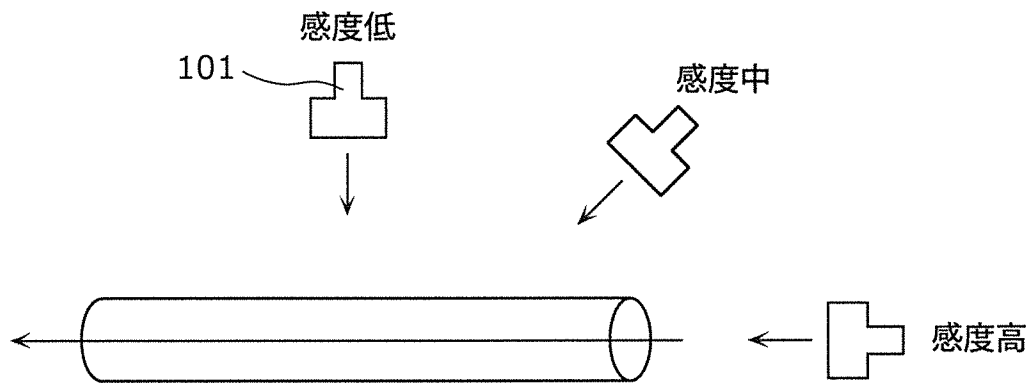
[図12]



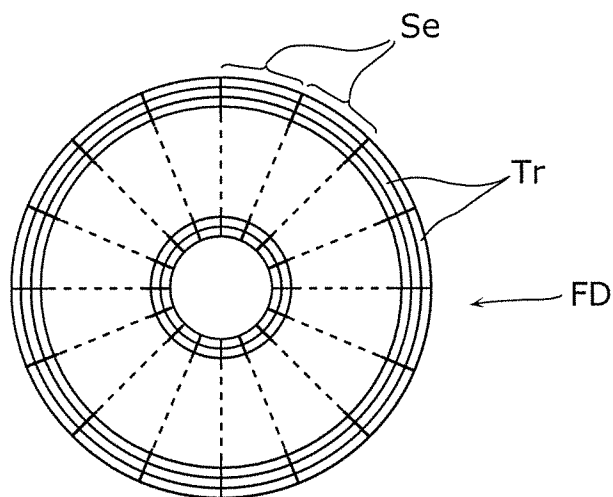
[図13]



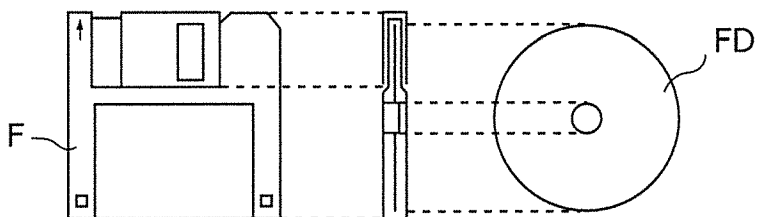
[図14]



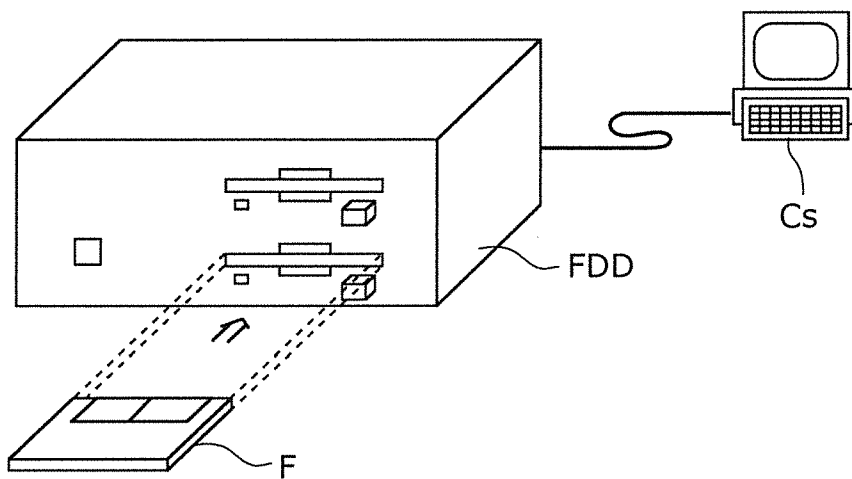
[図15A]



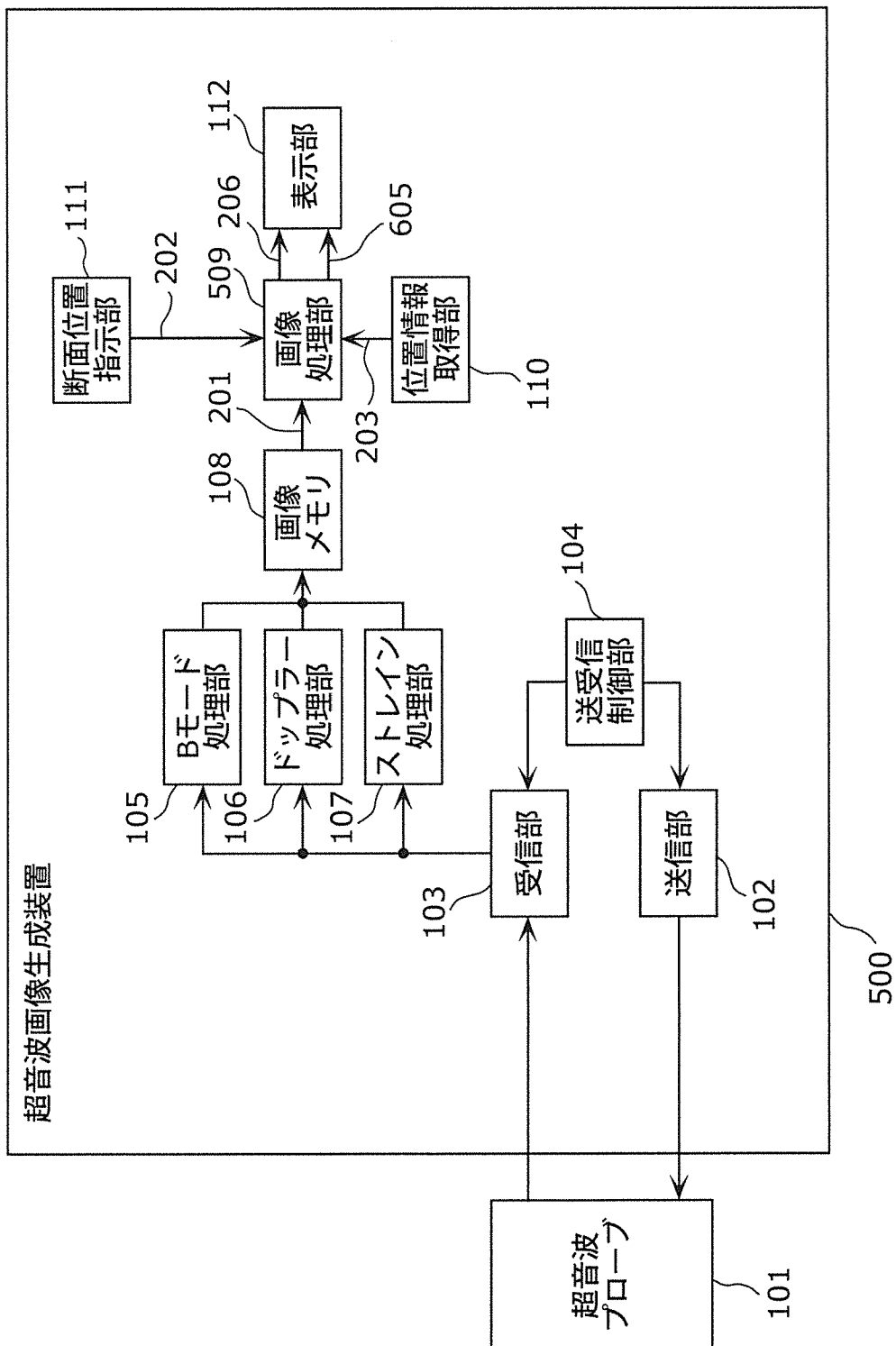
[図15B]



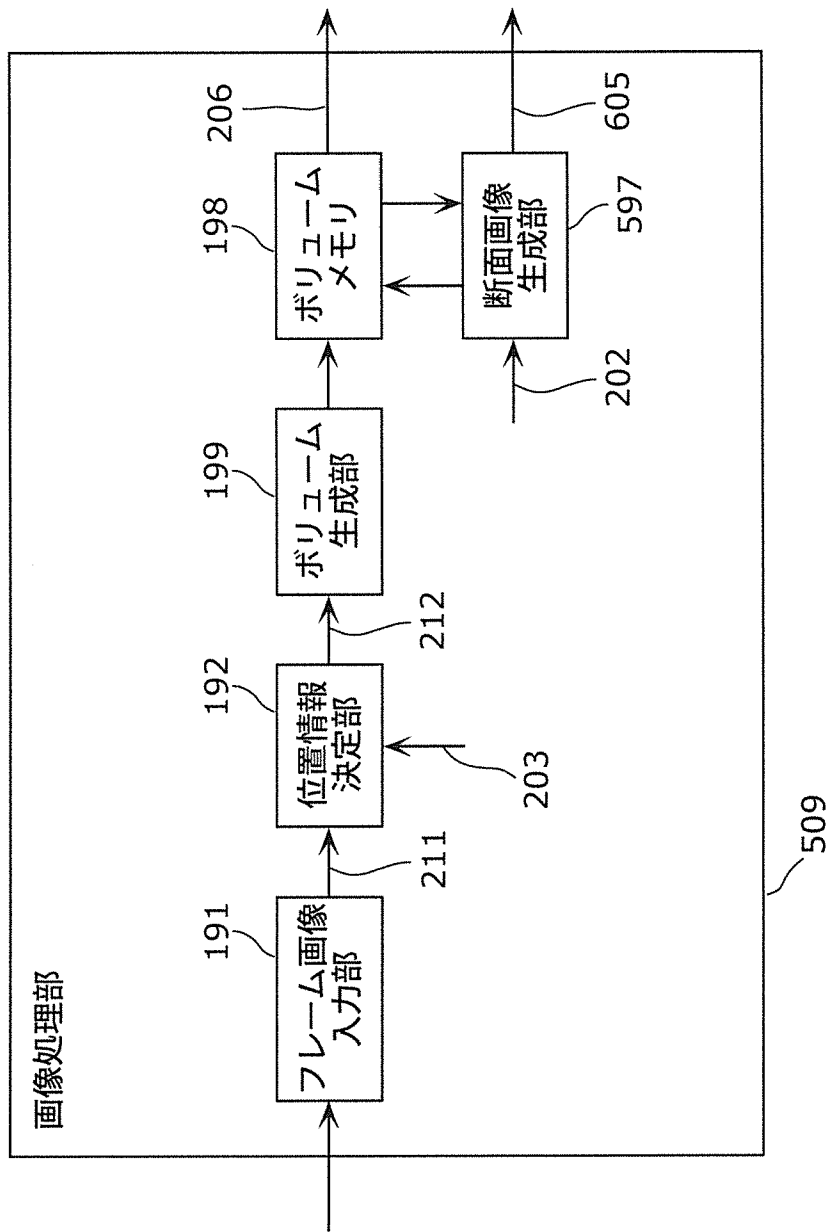
[図15C]



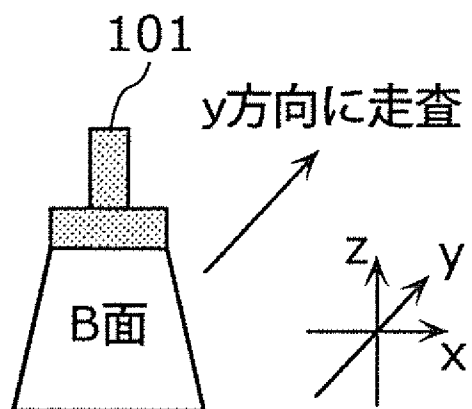
[図16]



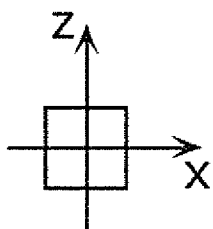
[図17]



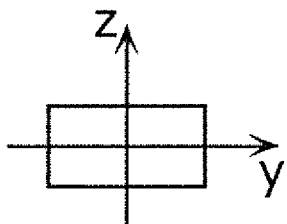
[図18A]



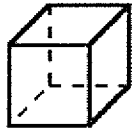
[図18B]



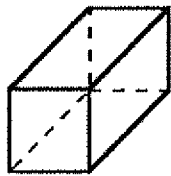
[図18C]



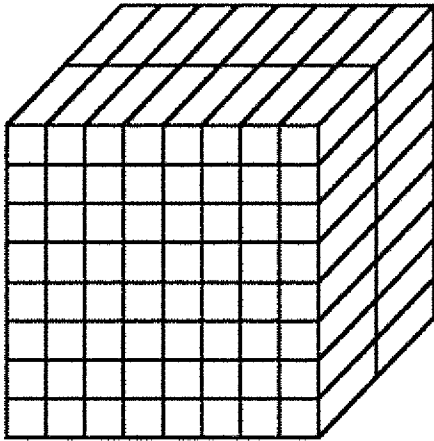
[図18D]



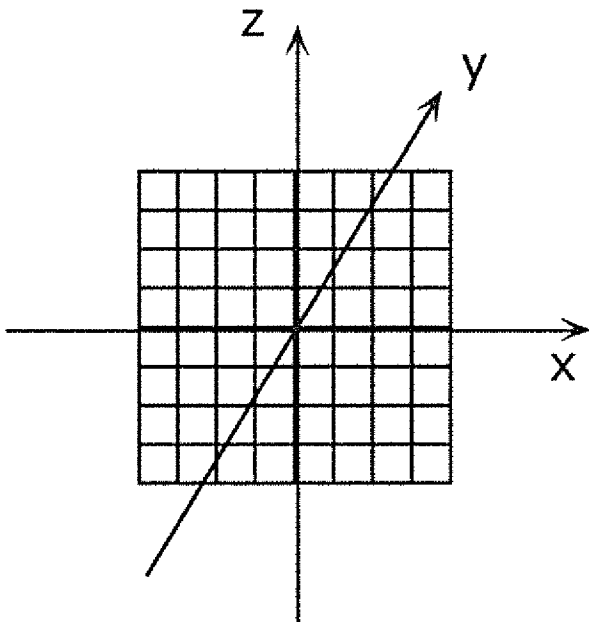
[図18E]



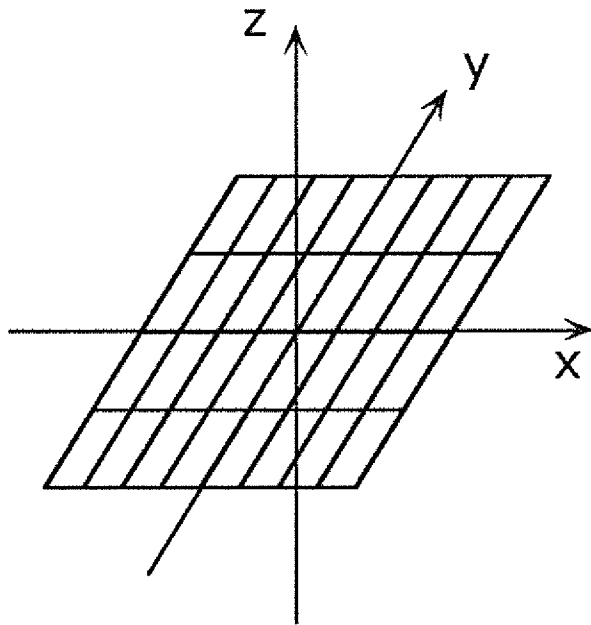
[図18F]



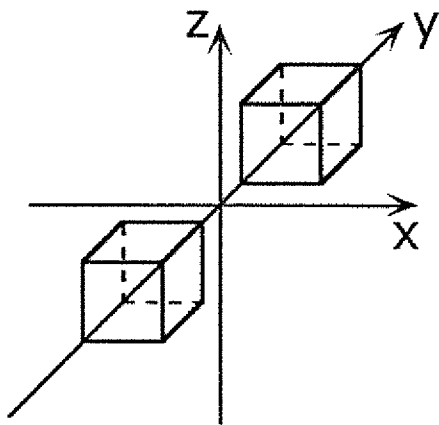
[図18G]



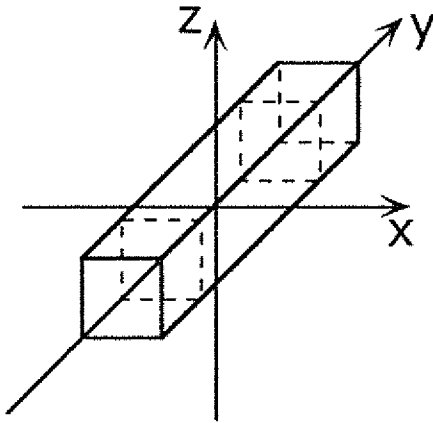
[図18H]



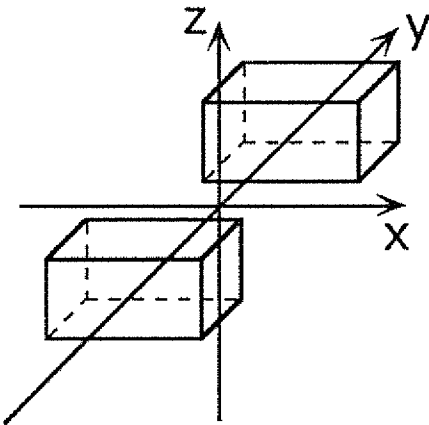
[図19A]



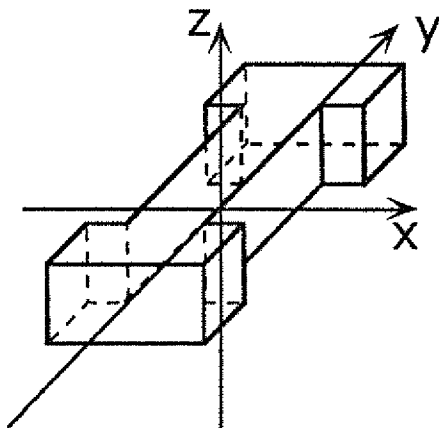
[圖19B]



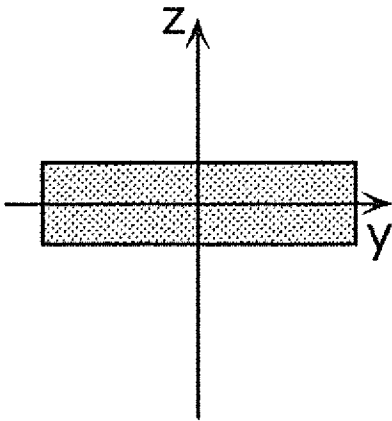
[圖19C]



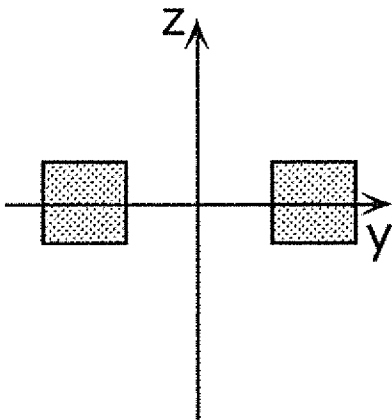
[圖19D]



[図19E]



[図19F]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/006960

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

| | | | |
|---------------------------|-----------|----------------------------|-----------|
| Jitsuyo Shinan Koho | 1922-1996 | Jitsuyo Shinan Toroku Koho | 1996-2012 |
| Kokai Jitsuyo Shinan Koho | 1971-2012 | Toroku Jitsuyo Shinan Koho | 1994-2012 |

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
|-----------|--|-----------------------|
| A | JP 2008-125692 A (Aloka Co., Ltd.), 05 June 2008 (05.06.2008), (Family: none) | 1-15 |
| A | JP 2006-116316 A (Medison Co., Ltd.), 11 May 2006 (11.05.2006), & US 2006/0100512 A1 & EP 1650707 A2 & KR 10-0697728 B1 | 1-15 |

 Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
10 January, 2012 (10.01.12)Date of mailing of the international search report
17 January, 2012 (17.01.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B8/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

| | |
|-------------|------------|
| 日本国実用新案公報 | 1922-1996年 |
| 日本国公開実用新案公報 | 1971-2012年 |
| 日本国実用新案登録公報 | 1996-2012年 |
| 日本国登録実用新案公報 | 1994-2012年 |

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

| 引用文献の カテゴリー* | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示 | 関連する 請求項の番号 |
|-----------------|---|----------------|
| A | JP 2008-125692 A (アロカ株式会社) 2008.06.05, (ファミリーなし) | 1-15 |
| A | JP 2006-116316 A (株式会社 メディソン) 2006.05.11, & US 2006/0100512 A1 & EP 1650707 A2 & KR 10-0697728 B1 | 1-15 |

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献
 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

10.01.2012

国際調査報告の発送日

17.01.2012

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)
 郵便番号100-8915
 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

宮澤 浩

2Q

9407

電話番号 03-3581-1101 内線 3292