

(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
2014 年 5 月 1 日(01.05.2014)



(10) 国際公開番号
WO 2014/065338 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/078740
- (22) 国際出願日: 2013 年 10 月 23 日(23.10.2013)
- (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 2012-234086 2012 年 10 月 23 日(23.10.2012) JP
- (71) 出願人: 株式会社 東芝 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) [JP/JP]; 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号 Tokyo (JP). 東芝メディカルシステムズ株式会社 (TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION) [JP/JP]; 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 Tochigi (JP).
- (72) 発明者: 大内 啓之 (OHUCHI, Hiroyuki); 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 知的財産部内 Tochigi (JP). 吉田 哲也 (YOSHIDA, Tetsuya); 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地

東芝メディカルシステムズ株式会社 知的財産部内 Tochigi (JP). 川岸 哲也 (KAWAGISHI, Tetsuya); 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 知的財産部内 Tochigi (JP). 岡村 陽子 (OKAMURA, Yoko); 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 知的財産部内 Tochigi (JP).

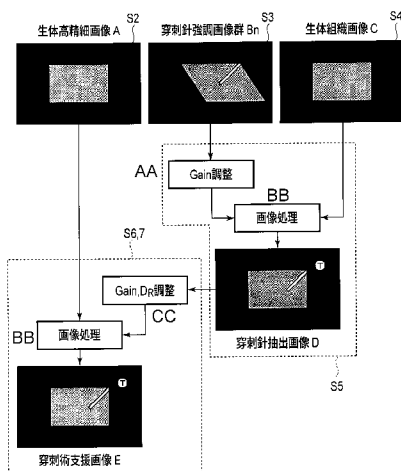
(74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外 (KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050001 東京都港区虎ノ門一丁目三番二号 勤銀不二屋ビル六階 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (JP).

(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, BN, 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, IR, IS, KE, KG, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK,

[続葉有]

(54) Title: ULTRASONIC DIAGNOSTIC DEVICE AND ULTRASONIC DIAGNOSTIC DEVICE CONTROL METHOD

(54) 発明の名称: 超音波診断装置及び超音波診断装置制御方法



- S2 Living body high definition image A
S3 Puncture needle highlighted image group Bn
S4 Biological tissue image C
S5 Puncture needle extracted image D
S6,7 Paracentesis assisting image E
AA Gain adjustment
BB Image processing
CC Gain, Dr adjustment

(57) Abstract: [Problem] To provide a favorable and high quality image of biological tissues and a puncture needle. [Solution] An ultrasonic diagnostic device which is used for observing the position and insertion direction of a puncture needle in a subject in a paracentesis, the device comprising: a data acquisition unit which acquires a plurality of first ultrasonic data by executing a first ultrasonic scan at a first transmission/reception setting in the subject, acquires a plurality of second ultrasonic data by executing a second ultrasonic scan at a second transmission/reception setting in the subject and acquires a plurality of third ultrasonic data by executing a third ultrasonic scan at a third transmission/reception setting; and an image generation unit which generates a tissue image that displays biological tissues using the first ultrasonic data, generates a puncture image that displays the puncture needle on the basis of image processing using the second ultrasonic data and the third ultrasonic data and generates a synthetic image in which the biological tissues and the puncture needle are visualized using the tissue image and the puncture image.

(57) 要約: 【課題】 生体組織及び穿刺針を良好且つ高画質な画像を提供すること。 【解決手段】 穿刺術において被検体内の穿刺針の位置及び刺入方向を観察するために利用される超音波診断装置であって、被検体内について第1の送受信設定で第1の超音波スキャンを実行することで複数の第1の超音波データを取得し、被検体内について第2の送受信設定で第2の超音波スキャンを実行することで複数の第2の超音波データを取得し、第3の送受信設定で第3の超音波スキャンを実行することで複数の第3の超音波データを取得するデータ取得ユニットと、第1の超音波データを用いて生体組織が表示されている組織画像を生成し、第2の超音波データと第3の超音波データとを用いた画像処理に基づき穿刺針が表示されている穿刺画像を生成し、組織画像と穿刺画像とを用い

て、生体組織と穿刺針とが映像化された合成画像を生成する画像生成ユニットと、を具備する。



WO 2014/065338 A1



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, 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, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：超音波診断装置及び超音波診断装置制御方法

技術分野

[0001] 特に超音波ガイド下穿刺において、生体の画質を落とさずに針の視認性を向上させるための超音波診断装置及び超音波診断装置制御方法に関する。

背景技術

[0002] 超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査が行えるほか、システムの規模がX線、CT、MRIなど他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便である。また、超音波診断はX線などのように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。

[0003] また、超音波診断装置は、画像診断のみばかりでなく、例えば肝細胞癌の局所治療法としてラジオ波焼灼療法(RFA)や肝細胞組織を検査する生検等においても用いられる。これらの治療、検査においては、穿刺針を用いて、腫瘍などの関心部位に正確に穿刺が行われるため、超音波診断装置を用いて、関心領域及び穿刺針がリアルタイムでモニタリングされる。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特願2011-081986

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかしながら、従来の超音波診断装置を穿刺術のモニタリングに利用する場合、以下の点において十分ではない。

[0006] まず、従来の超音波診断装置によって提供される通常の超音波画像を用いてモニタリングしながら穿刺術を行う場合、病変の位置や針の侵入角度の影響で針が見えにくくなることがある。係る場合、針を動かした際の組織の動

きなどを見ながら穿刺針の位置等を間接的に把握するといった具合に、医師の経験や知識に頼るところが大きいのが実情である。

[0007] また、例えば図14に示す様に、オブリークスキャン（超音波ビームが針に垂直に当たるようにビーム角度を調整したスキャン）によって得られた画像Aと、（オブリークスキャンを行わない）通常の超音波スキャンによって得られた画像Bとを用い、画像Bから画像Aを差分することで針を抽出した画像Cを作成し、画像Aと画像Cを加算した画像を用いて、穿刺術における超音波画像モニタリングを行うという技術がある（特許文献1参照）。しかしながら、当該技術を用いる場合でも、上記オブリークスキャンを実行した場合、ビーム形状などの問題からグレーティングローブが発生し、その結果画像内にアーチファクトが発生してしまうことがある。また、超音波ビームが針に垂直に当たるようにオブリークスキャンを行っても、針の位置がスキャン断面から少しでも外れていると、結局針を好適に映像化することができない場合がある。

[0008] 上記事情を鑑みてなされたもので、穿刺術を行う場合において、生体組織及び穿刺針を良好且つ高画質な画像にてモニタリング可能な超音波診断装置及び超音波診断装置制御方法を提供することを目的としている。

課題を解決するための手段

[0009] 一実施形態に係る超音波診断装置は、穿刺術において被検体内の穿刺針の位置及び刺入方向を観察するために利用される超音波診断装置であって、前記被検体内について第1の送受信設定で第1の超音波スキャンを実行することで複数の第1の超音波データを取得し、前記被検体内について第2の送受信設定で第2の超音波スキャンを実行することで複数の第2の超音波データを取得し、第3の送受信設定で第3の超音波スキャンを実行することで複数の第3の超音波データを取得するデータ取得ユニットと、前記第1の超音波データを用いて生体組織が表示されている組織画像を生成し、前記第2の超音波データと前記第3の超音波データとを用いた画像処理に基づき前記穿刺針が表示されている穿刺画像を生成し、前記組織画像と前記穿刺画像とを用

いて、前記生体組織と前記穿刺針とが映像化された合成画像を生成する画像生成ユニットと、前記合成画像を表示する表示ユニットと、を具備するものである。

[0010] 一実施形態に係る超音波診断装置制御方法は、穿刺術において被検体内の穿刺針の位置及び刺入方向を観察するために利用される超音波診断装置を制御する方法であって、前記被検体内について第1の送受信設定で第1の超音波スキャンを実行して複数の第1の超音波データを取得し、前記被検体内について第2の送受信設定で第2の超音波スキャンを実行することで複数の第2の超音波データを取得し、第3の送受信設定で第3の超音波スキャンを実行することで複数の第3の超音波データを取得させるデータ取得し、前記第1の超音波データを用いて生体組織が表示されている組織画像を生成し、前記第2の超音波データと前記第3の超音波データとを用いて前記穿刺針が表示されている穿刺画像を生成し、前記組織画像と前記穿刺画像とを用いて、前記生体組織と前記穿刺針とが映像化された合成画像を生成し、前記合成画像を表示すること、を具備するものである。

発明の効果

[0011] 以上述べた構成によれば、穿刺術を行う場合において、生体組織及び穿刺針を良好且つ高画質な画像にてモニタリング可能な超音波診断装置及び超音波診断装置制御方法を実現することができる。

図面の簡単な説明

[0012] [図1]図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図を示している。

[図2]図2は、本穿刺術支援機能に従う処理（穿刺術支援処理）の流れを示したフローチャートである。

[図3]図3は、図2のステップS2～S7の処理を概念的に示した図である。

[図4]図4は、一次元アレイプローブを用いた場合のレンズ方向のビーム幅の一例を示した図である。

[図5]図5は、二次元アレイプローブを用いた場合のレンズ方向のビーム幅の

一例を示した図である。

[図6]図6は、変形例2に係るステップS3の処理を説明するための図である。

[図7]図7は、変形例2に係るステップS4の処理を説明するための図である。

[図8]図8は、変形例3に係るステップS3の処理を説明するための図である。

[図9]図9は、変形例4に係るステップS4の処理を説明するための図である。

[図10]図10は、本実施形態に係る超音波診断装置の効果を説明するための図である。

[図11]図11は、第2の実施形態に係る穿刺術支援処理概念的に示した図である。

[図12]図12は、第2の実施形態の変形例1に係る穿刺術支援処理概念的に示した図である。

[図13]図13は、第2の実施形態の変形例2に係る穿刺術支援処理概念的に示した図である。

[図14]図14は、従来の超音波診断装置における処理を説明するための図である。

発明を実施するための形態

[0013] 以下、実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

[0014] 図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置1は、超音波プローブ12、入力装置13、モニター14、超音波送信ユニット21、超音波受信ユニット22、Bモード処理ユニット23、ドプラ処理ユニット24、RAWデータメモリ25、ボリュームデータ生成ユニット26、画像処理ユニット28、表

示処理ユニット30、制御プロセッサ（CPU）31、穿刺術支援画像生成ユニット32、記憶ユニット33、インタフェースユニット35を具備している。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

[0015] 超音波プローブ12は、被検体に対して超音波を送信し、当該送信した超音波に基づく被検体からの反射波を受信するデバイス（探触子）であり、その先端に複数に配列された圧電振動子、整合層、バックング材等を有している。圧電振動子は、超音波送信ユニット21からの駆動信号に基づきスキャン領域内の所望の方向に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を電気信号に変換する。整合層は、当該圧電振動子に設けられ、超音波エネルギーを効率良く伝播させるための中間層である。バックング材は、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止する。当該超音波プローブ12から被検体Pに超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ12に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送受信方向の速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。なお、本実施形態に係る超音波プローブ12は、超音波振動子が所定の方向に沿って配列された一次元超音波プローブを用いる場合を例とする。

[0016] 入力装置13は、装置本体11に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域（ROI）の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体11にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。また、入力装置13は、後述する管腔近傍血流描出機能において、診断部位を入力するための専用スイッチ、映像化に用いるカラーデータの範囲を制御するための専用ツマミ、ボクセルの透明度（不透明度）を制御するための専用ツマミ等を有している。

[0017] モニター14は、表示処理ユニット30からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

- [0018] 超音波送信ユニット 21 は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。トリガ発生回路では、所定のレート周波数 f_r Hz（周期； $1/f_r$ 秒）で、送信超音波を形成するためのトリガパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各トリガパルスに与えられる。パルサ回路は、このトリガパルスに基づくタイミングで、プローブ 12 に駆動パルスを印加する。
- [0019] 超音波受信ユニット 22 は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、遅延回路、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ 12 を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器では、増幅されたアナログのエコー信号をデジタルエコー信号に変換する。遅延回路では、デジタル変換されたエコー信号に対し受信指向性を決定し、受信ダイナミックフォーカスを行うのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。
- [0020] Bモード処理ユニット 23 は、受信ユニット 22 からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。
- [0021] ドプラ処理ユニット 24 は、受信ユニット 22 から受け取ったエコー信号から血流信号を抽出し、血流データを生成する。血流の抽出は、通常 CFM（Color Flow Mapping）で行われる。この場合、血流信号を解析し、血流データとして平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。
- [0022] RAWデータメモリ 25 は、Bモード処理ユニット 23 から受け取った複数のBモードデータを用いて、三次元的な超音波走査線上のBモードデータであるBモードRAWデータを生成する。また、RAWデータメモリ 25 は、ドプラ処理ユニット 24 から受け取った複数の血流データを用いて、三次元的な超音波走査線上の血流データである血流RAWデータを生成する。な

お、ノイズ低減や画像の繋がりを良くすることを目的として、RAWデータメモリ25の後に三次元的なフィルタを挿入し、空間的なスムージングを行うようにしてもよい。

[0023] ボリュームデータ生成ユニット26は、RAWボクセル変換を実行することにより、RAWデータメモリ25から受け取ったBモードRAWデータから、Bモードボリュームデータ血流ボリュームデータを生成する。

[0024] 画像処理ユニット28は、ボリュームデータ生成ユニット26から受け取るボリュームデータに対して、ボリュームレンダリング、多断面変換表示（MPR：multi planar reconstruction）、最大値投影表示（MIP：maximum intensity projection）等の所定の画像処理を行う。なお、ノイズ低減や画像の繋がりを良くすることを目的として、画像処理ユニット28の後に二次元的なフィルタを挿入し、空間的なスムージングを行うようにしてもよい。

[0025] 表示処理ユニット30は、画像処理ユニット28において生成・処理された各種画像データに対し、ダイナミックレンジ、輝度（ブライトネス）、コントラスト、 γ カーブ補正、RGB変換等の各種を実行する。

[0026] 制御プロセッサ31は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する。制御プロセッサ31は、記憶ユニット33から後述する穿刺術支援出機能を実現するための専用プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

[0027] 穿刺術支援画像生成ユニット32は、後述する穿刺術支援出機能に基づいて、穿刺術を支援するための画像を生成する。

[0028] 記憶ユニット33は、後述する穿刺術支援出機能を実現するための専用プログラムや、診断情報（患者ID、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件、スペックル除去機能を実現するためのプログラム、ボディマーク生成プログラム、映像化に用いるカラーデータの範囲を診断部位毎に予め設定する変換テーブル、その他のデータ群が保管されている。また、必要に応じ

て、図示しない画像メモリ中の画像の保管などにも使用される。記憶ユニット 33 のデータは、インタフェースユニット 35 を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

[0029] インタフェースユニット 35 は、入力装置 13、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインタフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェースユニット 32 よって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

[0030] （穿刺術支援機能）

次に、本超音波診断装置 1 が有する穿刺術支援機能について説明する。この機能は、超音波診断装置を用いて生体組織及び穿刺針をモニタリングしながら穿刺術を行う場合において、穿刺針から外れないように超音波による被走査領域を設定しつつ、生体組織と穿刺針とが常に良好に映像化された穿刺術支援画像を生成し提供するものである。

[0031] 図 2 は、本穿刺術支援機能に従う処理（穿刺術支援処理）の流れを示したフローチャートである。以下、当該フローチャートに示す各ステップにおいて実行される処理の内容について説明する。

[0032] [患者情報等の入力、穿刺術支援モードの選択：ステップ S 1]

操作ユニット 33 を介して患者情報、検査情報等の入力、本穿刺術支援機能が実行される穿刺術支援モードの選択が実行される（ステップ S 1）。入力、選択された各種情報は、自動的に記憶装置 29 に記憶される。また、制御ユニット 31 は、穿刺術支援モードの選択操作に応答して、穿刺術支援機能を実行するためのプログラムを起動させる。

[0033] [生体高精細画像 A の取得：ステップ S 2]

次に、組織ハーモニックイメージング等、生体組織が良好に描出されるイメージング法或いは送受信設定にて超音波送受信が実行され、生体組織が高精細に映像化された生体高精細画像 A が取得される（ステップ S 2）。なお、生体高精細画像 A は組織ハーモニックイメージングにより撮像された画像に限られず、基本波成分を周波数帯域に含む受信信号を用いて撮像された画

像であっても構わない。更に、必要に応じて、複数フレーム（複数ボリューム）に亘る超音波データを用いた加算処理、差分処理、最大値投影処理、最小値投影処理、平均化処理のうちの少なくともいずれかを実行し、生体高精細画像Aを生成するようにしてもよい。この複数フレーム（複数ボリューム）に亘る超音波画像も同様に、組織ハーモニックイメージングにより撮像された画像を用いても、基本波成分を周波数帯域に含めて撮像された画像を用いても構わない。

[0034] また、組織ハーモニックイメージングの撮像手法として、パルスサブトラクション法（極性あるいは位相の異なるパルスを複数加算して高調波帯域の受信データを得る手法）を用いても構わない。この場合のパルス加算数に特に限定はなく、任意のパルス数を用いてよい。

[0035] さらに、パルスサブトラクション法を実行して複数フレーム（複数ボリューム）に亘る超音波データを取得し、これらを用いた加算処理、差分処理を実行し、生体高精細画像Aを生成するようにしてもよい。

[0036] [穿刺針強調画像Bを取得：ステップS3]

次に、比較的低い周波数の送信波形を用い、映像化には受信信号のうち送信波形の周波数の基本波成分を用いるなど、可能な限り送信時及び受信時のグレーティングローブが抑制され、かつ送受信方向を実質的に針の長手方向の垂直方向とするオブリークスキャンを実行することによって、穿刺針強調画像Bを取得する（ステップS3）。

[0037] なお、送受信設定は上記内容に拘泥されず、例えば、使用する超音波プローブ12の超音波振動子のエレメントピッチ、超音波振動子の送受信周波数特性、オブリーク角度等のうちの少なくとも一つを用いて送受信条件を制御することができる。特に、グレーティングローブが出現しないようにするためには、以下の式を満たせばよいことが理論的に知られている。

[0038]
$$d < \lambda / (1 + \sin \theta_M) \quad (1)$$

ここで、 d 、 λ 、 θ_M はそれぞれエレメントピッチ[mm]、波長[mm]、メインローブの走査角度(オブリーク角度、方位角度)[rad.]である。本ステップS3で

は、条件式（１）を満たすように、制御プロセッサ３１が自動的に或いは入力装置１３からのマニュアル入力によって送信波形の波長（または周波数）および受信中心周波数、受信周波数帯域を設定するようにする。しかしながら、場合によっては、条件式（１）を満たす送受信条件が存在しないこともある。係る場合には、条件式（１）等を基準として、可能な限り画像内にグレーティングローブが入らない条件を選択するようにすることが好ましい。

[0039] オブリーク角度は、超音波ビームが垂直もしくは垂直に近い角度で穿刺針に送信されるように設定されることが好ましい。穿刺アダプタを用いる場合には、アダプタを基準とする穿刺針の角度を超音波診断装置に登録することで、超音波画像上に穿刺針のガイド線を表示することができる。係る場合には、制御プロセッサ３１は、登録された穿刺針の角度に基づいて、オブリーク角度を自動的に決定する。位置センサによって穿刺針の位置や方向を検出する場合には、制御プロセッサ３１は、当該位置センサによって検出される位置等に基づいてオブリーク角度を自動的に決定する。また、穿刺アダプタによる穿刺針角度の登録や位置センサ等を用いない場合であっても、例えば超音波画像上の穿刺針を一般的なエッジ検出手法や線分検出手法等を用いて検出し、当該穿刺針の方向を基準としてオブリーク角度を自動的に決定してもよい。さらに、超音波画像上の穿刺針の方向を基準として、入力装置１３からのマニュアル入力によってオブリーク角度を設定、調整するようにしてもよい。

[0040] [生体組織画像Ｃを取得：ステップＳ４]

次に、メインローブの走査角度を０とし、走査角度以外の送受信条件は穿刺針強調画像Ｂを取得した際の条件（すなわち、ステップＳ３において設定された送受信条件）と実質的に同一とする超音波送受信を実行して、生体組織画像Ｃが作成される（ステップＳ４）。

[0041] なお、ステップＳ３とステップＳ４の実行順序は、必要に応じて入れ替えることが可能である。また、ステップＳ３における超音波走査領域とステップＳ４における超音波走査領域とは、同一である必要はない。すなわち、ス

ステップS 3においては、穿刺針を強調して映像化するという目的に合致するように超音波走査領域を設定すればよく、一方、ステップS 4においては、穿刺針強調画像Bに含まれている組織を相殺するという目的に合致するように（例えば、少なくとも穿刺針強調画像Bに含まれている組織領域を含むように）超音波走査領域を設定すればよい。

[0042] [画像B、画像Cを用いて穿刺針抽出画像Dを生成：ステップS 5]

次に、穿刺術支援画像生成ユニット32は、穿刺針強調画像Bと生体組織画像Cとを用いた画像処理により、穿刺針抽出画像Dを生成する（ステップS 5）。例えば、穿刺術支援画像生成ユニット32は、穿刺針強調画像Bの輝度値と生体組織画像Cの輝度値とを空間的に対応する位置毎で比較し、生体組織画像Cの輝度値が大きい場合は0を、穿刺針強調画像Bの輝度値が大きい場合は画像Bの輝度値を、各位置毎に割り当てることで、穿刺針抽出画像Dを生成する。これにより、穿刺針抽出画像D上の穿刺針に対応する位置には穿刺針強調画像Bに含まれる穿刺針の輝度値が割り当てられ、一方、穿刺針抽出画像D上の穿刺針以外の領域には輝度値0が割り当てられることになる。従って、穿刺針抽出画像Dは、穿刺針を抽出して良好に映像化したものとなる。

[0043] なお、穿刺針抽出画像Dの生成方法は、上記のような輝度値の比較に限定されない。例えば、穿刺針強調画像Bの輝度値と生体組織画像Cの輝度値とを空間的に対応する位置毎で平均化、或いは加減算処理（加算処理、差分処理）等を実行し、得られた値を各位置の輝度値として割り当てることで、穿刺針抽出画像Dを生成するようにしてもよい。

[0044] また、穿刺針抽出画像Dを生成する前処理として、例えば穿刺針或いは生体組織が強調（或いは抑制）されるように、穿刺針強調画像B及び生体組織画像Cの少なくとも一方につき、ゲイン及びダイナミックレンジの少なくとも一方を調整するようにしてもよい。穿刺針などの硬化な物質と生体組織との間では、音響インピーダンスの差が非常に大きくなる。このため、穿刺針からの反射信号は、生体組織の反射信号に比べて非常に大きなものとなり、

穿刺針強調画像Bにおいては、周囲の生体組織に比べて穿刺針が高輝度に表示される。従って、例えば穿刺針強調画像Bのゲインを生体組織画像Cに対して低めにする事で、或いは穿刺針強調画像Bの組織と生体組織画像Cの組織とが同じ程度の明るさになるようにゲイン補正することで、穿刺針抽出画像Dを生成する際に生体組織に対応する位置の輝度を0にすることができる。その結果、穿刺針抽出画像Dの生成において高輝度領域に対応する穿刺針を効果的に抽出することができる。

[0045] [生体高精細画像A、穿刺針抽出画像Dを用いて穿刺術支援画像Eを生成・表示：ステップS6、S7]

次に、穿刺術支援画像生成ユニット32は、穿刺針が良好に映像化された穿刺針抽出画像Dと生体組織が高精細に映像化された生体高精細画像Aとを用いて、穿刺術支援画像Eを生成する（ステップS6）。具体的には、穿刺術支援画像生成ユニット32は、生体のみが高精細に映像化されている生体高精細画像Aの輝度値と穿刺針が抽出されている穿刺針抽出画像Dの輝度値とを空間的に対応する位置毎で比較し、各位置において大きい方の輝度値を割り当てることで、穿刺術支援画像Eを生成する。これにより、穿刺術支援画像Eは、良好な画質の生体高精細画像A上に高輝度の針画像が重なって表示されている画像となる。また、穿刺針抽出画像Dと生体高精細画像Aとを用いた加算処理、差分処理、最大値投影処理、最小値投影処理、平均化処理のうちの少なくともいずれかを実行することで、穿刺術支援画像Eを生成するようにしてもよい。

[0046] 穿刺術支援画像Eの生成方法は、上記のような輝度値の比較に限定されない。例えば、穿刺針抽出画像Dの輝度値と生体高精細画像Aの輝度値とを空間的に対応する位置毎で平均化、加減算処理等を実行し、得られた値を各位置の輝度値として割り当てることで、穿刺術支援画像Eを生成するようにしてもよい。また、穿刺術支援画像Eの作成前に、穿刺針抽出画像D及び生体高精細画像Aのうちの少なくとも一方について、ゲイン及びダイナミックレンジの少なくとも一方を調整するようにしてもよい。例えば、穿刺針抽出画

像Dは、高輝度な針だけが表示されてものであることが望ましい。しかしながら、実際にステップS5において生成される穿刺針抽出画像Dには、生体組織像が少なからず残ってしまうことが想定される。係る場合、例えば穿刺針抽出画像Dのダイナミックレンジを狭くすることで組織領域からの信号を抑制又は消去し、ゲインを上げることで穿刺針に対応する領域を高輝度に光らせることができる。なお、係るゲイン、ダイナミックレンジの調整は、穿刺針抽出画像Dの輝度に関するヒストグラムを生成し、生成されたヒストグラムを用いた閾値処理等によって自動的に、或いは入力装置13からのマニュアル操作によって手動的に実行することができる。

[0047] [穿刺術中における穿刺術支援画像生成・表示の繰り返し：ステップS8]

上述したステップS2～S7の処理は、穿刺術中において逐次繰り返し実行される。

[0048] 図3は、図2のステップS2～S7の処理を概念的に示した図である。同図に示す様に、ステップS2～S7のそれぞれに対応する各処理が実行され、穿刺術支援画像Eは逐次最新のものに更新され表示される。術者は、リアルタイムに表示される穿刺術支援画像Eを観察することで、生体組織と穿刺針との相対位置関係を容易に視認することができる。

[0049] (変形例1)

上記実施形態においては、超音波プローブ12が一次元アレイプローブである場合を例とした。これに対し、超音波プローブ12として1.5次元アレイプローブ或いは二次元アレイプローブを採用するようにしてもよい。これにより、一次元アレイプローブを用いた場合のレンズ方向（スライス方向）のビーム幅（図4参照）に比して、二次元アレイプローブを用いた場合のレンズ方向のビーム幅（図5参照）を厚くして、穿刺針強調画像群B_n、生体組織画像Cを撮像することができる。その結果、穿刺針の位置が超音波プローブ12の真下から少しずれた場合であっても、穿刺針を常に好適に映像化することが可能となる。

[0050] なお、穿刺針を映像化するという目的からすれば、生体組織画像Cの撮像においては、レンズ方向のビームを厚くする必要はないように思える。しながら、穿刺針強調画像群B_nと生体組織画像Cとの生体組織領域の空間分解能は可能な限り同じでなければ、穿刺針抽出画像Dを作成する際に生体組織が大きく残ってしまうことになる。係る観点から、穿刺針強調画像群B_nの撮像においてレンズ方向のビーム幅を厚くした場合には、生体組織画像Cの撮像においても同じようにレンズ方向のビーム幅を厚くすること（穿刺針強調画像群B_nの撮像におけるビーム幅と同じにすること）が望ましい。

[0051] （変形例2）

超音波プローブ12として、二次元アレイプローブを用いる場合、ステップS3、S4、S5の処理を次のようにしてもよい。すなわち、ステップS3の処理において、図6に示す様に、スライス方向に平行なn枚のオブリースキャンによって穿刺針強調画像群B_nを取得し、空間的に対応する位置毎で輝度値の平均処理、或いは加減算処理等を実行し、画像Baを生成する。また、ステップS4の処理において、図7に示す様に、スライス方向に平行なn枚の通常スキャンによって得られる通常スキャンによって生体組織画像群C_nを取得し、空間的に対応する位置毎で輝度値の平均処理、或いは加減算処理等を実行し、画像Caを生成する。こうして得られた画像Ba、画像Caを用いて、ステップS5において既述の輝度値比較処理等を行うことにより、穿刺針抽出画像Dを生成するようにしてもよい。

[0052] また、画像Baの生成の際、各画像の超音波プローブ12の直下からの距離に応じて、平均計算、或いは加算処理等の際の重み付けを調整することで、穿刺針が超音波プローブ12の直下からどの程度外れているかを視認することが可能となる。例えば、超音波プローブ12の直下から離れるに従って重み付けを軽くすることで、穿刺針が超音波プローブ12の直下から離れている場合には、穿刺術支援画像Eの穿刺針は低い（暗い）輝度にて表示されることになり、一方、穿刺針が超音波プローブ12の直下に存在する場合には、穿刺術支援画像Eの穿刺針は高い（明るい）輝度にて表示されることにな

る。術者は、穿刺術支援画像Eに表示される穿刺針の輝度を基準として、超音波プローブ12（及び走査領域）と穿刺針との位置関係を容易に把握することができる。

[0053]（変形例3）

超音波プローブ12としてメカ4次元プローブ（一次元振動子アレイを揺動させることにより、三次元領域を経時的に走査可能なプローブ）を用いる場合、上記変形例2と同様に、ステップS3、S4、S5の処理を次のようにしてもよい。すなわち、ステップS3の処理において、図8に示す様に、走査断面をスライス方向に沿って煽る様に移動（揺動）させながらオブリークスキャンを実行することで、n枚の走査断面に対応する穿刺針強調画像群B_nを取得し、空間的に対応する位置毎で輝度値の平均処理、或いは加減算処理等を実行し、画像Baを生成する。また、ステップS4の処理において、図9に示す様に、走査断面をスライス方向に沿って煽る様に移動（揺動）させながら通常のスキャンを実行することで、n枚の走査断面に対応する生体組織画像群C_nを取得し、空間的に対応する位置毎で輝度値の平均処理、或いは加減算処理等を実行し、画像Caを生成する。こうして得られた画像Ba、画像Caを用いて、ステップS5において既述の輝度値比較処理等を行うことにより、穿刺針抽出画像Dを生成するようにしてもよい。当然ながら、変形例2と同様の重み付け処理をすることも可能である。

[0054] 以上述べた超音波診断装置によれば、生体組織及び穿刺針をモニタリングしながら穿刺術を行う場合において、図10に示す様に、穿刺針から外れないように設定された被走査領域を用いて穿刺針強調画像がオブリークスキャンによって取得されると共に、穿刺針強調画像と送受信方向のみが異なる通常スキャンによって生体組織画像が取得され、穿刺針強調画像及び生体組織画像を用いて、穿刺針抽出画像が生成される。穿刺針強調画像と生体組織画像とは、送受信方向以外は実質的に同一の送受信条件によって取得されたものであるから、両者を用いて生体組織が好適に除去され穿刺針が抽出された穿刺針抽出画像を生成することができる。こうして得られた穿刺針抽出画像

と組織ハーモニックイメージング等によって得られた生体高精細画像とを用いて、高精細に映像化された生体組織と好適に抽出された穿刺針とを含む穿刺術支援画像が生成され表示される。術者は、穿刺針と生体組織とが常に良好に映像化された穿刺術支援画像を観察することで、感覚に頼ることなく穿刺術を安全且つ確実に実行することができる。

[0055] (第2の実施形態)

次に、第2の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置1は、複数のオブリーク角のそれぞれに対応する穿刺針強調画像B（或いは、穿刺針強調画像群B_n。以下、穿刺針強調画像Bを例とする）を取得し、被検体に刺入された穿刺針の角度に基づいて穿刺針の映像化に最適なオブリーク角に対応する穿刺針強調画像Bを選択し、これを用いて穿刺針抽出画像Dを生成するものである。

[0056] なお、本実施形態に係る穿刺術支援処理と第1の実施形態に係る穿刺術支援処理とを比較した場合、図2のステップS3、ステップS5の処理が異なる。以下、本実施形態に係るステップS3、ステップS5を中心に説明する。

[0057] 図11は、第2の実施形態に係る穿刺術支援処理概念的に示した図である（同図におけるステップ番号は、図2に示したステップ番号と対応するものである）。同図に示す様に、ステップS3において、複数のオブリーク角のそれぞれの対応する穿刺針強調画像Bが取得される。複数のオブリーク角は、任意に設定することができる。本実施形態においては、例えば $\alpha 1 = 15^\circ$ 、 $\alpha 2 = 30^\circ$ 、 $\alpha 3 = 45^\circ$ と3つのオブリーク角を採用するものとする。なお、各オブリーク角における送受信設定は、第1の実施形態と同様である。

[0058] 同じくステップS3において、制御プロセッサ31は、被検体に対する穿刺針の刺入角度 β を検出する。この穿刺針の刺入角度 β の検出は、例えば、複数の穿刺針強調画像Bの少なくとも一つを用いて線分検出処理等を行うことで、実現することができる。また、例えば穿刺針アダプタに設けられた検

出器によって刺入角度を検出するようにしてもよい。さらに、制御プロセッサ 31 は、検出された穿刺針の刺入角度 β に基づいて、複数のオブリーク角に対応する複数の穿刺針強調画像 B から、穿刺針強調画像 D の生成に用いる穿刺針強調画像 B を選択する。

[0059] ステップ S5 において、穿刺術支援画像生成ユニット 32 は、選択された穿刺針強調画像 B と生体組織画像 C とを用いた画像処理により、穿刺針抽出画像 D を生成する。画像処理の具体的な内容は、第 1 の実施形態と同様である。

[0060] なお、ステップ S2～S7 の処理（或いは、ステップ S3～S7 の処理）は、穿刺術の進行に伴って逐次繰り返し実行される。従って、制御プロセッサ 31 は、ステップ S3 において検出される穿刺針の角度及びその時間変化に応じて、複数のオブリーク角及びオブリーク角の数（オブリーク方向数）のうちの少なくとも一方を制御することが望ましい。係る場合、送受信条件は、決定された複数のオブリーク角及びオブリーク角の数に応じて決定され制御されることになる。

[0061] （変形例 1）

上記実施形態においては、オブリーク角を例えば $\alpha 1 = 15^\circ$ 、 $\alpha 2 = 30^\circ$ 、 $\alpha 3 = 45^\circ$ とした。これに対し、例えば図 12 に示す様に、ステップ S3 においてオブリーク角 $\alpha 0 = 0$ とするスキャンを実行する。このオブリーク角 $\alpha 0 = 0$ として得られた穿刺針強調画像 B は、第 1 の実施形態において取得された生体組織画像 C と等価である。従って、ステップ S3 においてオブリーク角 $\alpha 0 = 0$ をも含めた複数の穿刺針強調画像 B の取得処理を実行することで、ステップ S4 における生体組織画像 C の取得処理を省略することができる。

[0062] （変形例 2）

上記本実施形態の変形例 1 の様に、ステップ S3 においてオブリーク角 $\alpha 0 = 0$ とするスキャンを実行した場合には、例えば図 13 に示す様に、当該オブリーク角 $\alpha 0 = 0$ に対応する穿刺針強調画像 B と他のオブリーク角に対

応する穿刺針強調画像Bとの画像処理を行った後、穿刺針の刺入角度 β を検出し、穿刺針強調画像Dの生成に用いる穿刺針強調画像Bを選択するようにしてもよい。

[0063] 一般に、被検体に刺入される穿刺針の角度は、手術毎に異なる。本実施形態に係る超音波診断装置によれば、複数のオブリーク角のそれぞれに対応する穿刺針強調画像Bを取得し、被検体に刺入された穿刺針の角度に基づいて穿刺針の映像化に最適なオブリーク角に対応する穿刺針強調画像Bを選択し、これを用いて穿刺針抽出画像D、穿刺術支援画像Eを生成することができる。従って、穿刺術において、穿刺針を常に好適に映像化することができ、穿刺術の安全性及び質の向上に寄与することができる。

[0064] なお、第2の実施例およびその変形例において、複数のオブリーク画像から最適なオブリーク角度に対応する穿刺針強調画像Bを選択しているが、例えば複数のオブリーク画像の最大値投影画像を穿刺針強調画像Bとして用いてもよい。穿刺角度検出は、その精度が低い場合、最適な穿刺針強調画像を選択できない場合が想定されるため、検出を行わずに最大値投影を行なうことにより、必ず穿刺針が強調されている画像を作成することが可能となる。処理は最大値と投影に限定されず、平均、加算等でもよい。

[0065] 本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。例えば、以下の変形例についても、本願発明の範疇に含まれる。

[0066] (1) 本各実施形態に係る穿刺術支援機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（

フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVDなど）、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

[0067] （２）上記各実施形態においては、画像再構成後の輝度値を用いて穿刺術支援処理を実行した。これに対し、画像再構成前のRAWデータを用いて穿刺術支援処理を実行するようにしてもよい。

[0068] （３）上記各実施形態においては、穿刺術において穿刺針を顕著に映像化する場合を例示した。しかしながら、各実施形態に係る穿刺術支援機能を用いて、穿刺針以外の手術或いは治療器具（例えば、カテーテル、体内にはめ込まれたボルト、異物等）を積極的に映像化することも可能である。すなわち、オブリーク角を積極的に制御し送受信方向を斜めにしたスキャンを実行することで、超音波反射を増幅することができる対象物体であれば、本実施形態の手法を適用して映像化することは可能である。

産業上の利用可能性

[0069] 以上本発明によれば、穿刺術を行う場合において、生体組織及び穿刺針を良好且つ高画質な画像にてモニタリング可能な超音波診断装置及び超音波診断装置制御方法を実現することができる。

符号の説明

[0070] １…超音波診断装置、１２…超音波プローブ、１３…入力装置、１４…モニター、２１…超音波送信ユニット、２２…超音波受信ユニット、２３…Ｂモード処理ユニット、２４…ドプラ処理ユニット、２６…断面自動検出ユニット、２８…画像生成ユニット、２９…画像合成ユニット、２９…制御プロセッサ（CPU）、３３…記憶ユニット、３５…インタフェースユニット

請求の範囲

[請求項1] 穿刺術において被検体内の穿刺針の位置及び刺入方向を観察するために利用される超音波診断装置であって、

前記被検体内について第1の送受信設定で第1の超音波スキャンを実行することで複数の第1の超音波データを取得し、前記被検体内について第2の送受信設定で第2の超音波スキャンを実行することで複数の第2の超音波データを取得し、第3の送受信設定で第3の超音波スキャンを実行することで複数の第3の超音波データを取得するデータ取得ユニットと、

前記第1の超音波データを用いて生体組織が表示されている組織画像を生成し、前記第2の超音波データと前記第3の超音波データとを用いた画像処理に基づき前記穿刺針が表示されている穿刺画像を生成し、前記組織画像と前記穿刺画像とを用いて、前記生体組織と前記穿刺針とが映像化された合成画像を生成する画像生成ユニットと、

前記合成画像を表示する表示ユニットと、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

[請求項2] 旧8に対応

前記画像処理は、画素値の比較処理、加算処理、差分処理、平均化処理のいずれかである請求項1記載の超音波診断装置。

[請求項3] 今回追加

前記データ取得ユニットは、前記第2及び第3の送受信の間では、オブリーク角度が異なるように送受信条件を制御し、

前記画像生成ユニットは、前記組織画像と前記穿刺画像との差分に基づき前記穿刺画像を生成する請求項1記載の超音波診断装置。

[請求項4] 旧2

前記第1乃至第3の送受信設定は、送信波形、送信手法、送信周波数、送受信遅延時間、受信中心周波数、受信周波数帯域、電子スキャン方向に対する送受信角度、スライス方向への送受信角度、スライス

方向のビーム厚を含む請求項 1 記載の超音波診断装置。

[請求項5] 前記画像生成ユニットは、複数の前記第 2 の超音波データおよび複数の前記第 3 の超音波データ群を用いて、前記穿刺画像を生成する請求項 1 記載の超音波診断装置

[請求項6] 前記データ取得ユニットは、
前記被検体内の第 1 の領域について前記第 2 の超音波スキャンを実行し、

前記被検体内の前記第 1 の領域とは異なる第 2 の領域について前記第 3 の超音波スキャンを実行する請求項 1 記載の超音波診断装置。

[請求項7] 前記画像生成ユニットは、前記複数の第 1 の超音波データを用いた加算処理、差分処理、最大値投影処理、最小値投影処理、平均化処理のうちの少なくともいずれかを実行し、前記第 1 の画像を生成する請求項 1 記載の超音波診断装置。

[請求項8] 前記データ取得ユニットは、パルスサブトラクション法を用いて前記第 1 の超音波スキャンを実行することで、前記複数の第 1 の超音波データを取得し、

前記画像生成ユニットは、前記パルスサブトラクション法によって取得された前記複数の第 1 の超音波データを用いた加算処理又は差分処理を実行し、前記組織画像を生成する請求項 1 記載の超音波診断装置。

[請求項9] 前記データ取得ユニットは、オブリーク角が異なる複数の前記第 2 の送受信を実行することで、各オブリーク角に対応する前記複数の第 2 の超音波データを取得し、

前記画像生成ユニットは、前記穿刺針の角度に基づいて選択された前記複数のオブリーク角のいずれかに対応する前記複数の第 2 の超音波データと、前記第 3 の超音波データと、を用いた前記画像処理により、前記穿刺画像を生成する請求項 1 記載の超音波診断装置。

[請求項10] 前記画像処理は、画素値の比較処理、最大値保持処理、加算処理、

差分処理、平均化処理のいずれかである請求項 9 記載の超音波診断装置。

[請求項11] 前記データ取得ユニットは、オブリーク角 = 0 を含む前記複数の第 2 の送受信を実行することで、各オブリーク角に対応する前記複数の第 2 の超音波データを取得し、

前記画像生成ユニットは、前記オブリーク角 = 0 に対応する前記第 2 の超音波データを、前記第 3 の超音波データとして前記画像処理を実行する請求項 9 記載の超音波診断装置。

[請求項12] 前記データ取得ユニットは、前記穿刺針の角度に応じて前記複数のオブリーク角及び当該複数のオブリーク角の数のうちの少なくとも一方を制御する請求項請求項 9 記載の超音波診断装置。

[請求項13] 穿刺術において被検体内の穿刺針の位置及び刺入方向を観察するために利用される超音波診断装置を制御する方法であって、

前記被検体内について第 1 の送受信設定で第 1 の超音波スキャンを実行して複数の第 1 の超音波データを取得し、

前記被検体内について第 2 の送受信設定で第 2 の超音波スキャンを実行することで複数の第 2 の超音波データを取得し、

第 3 の送受信設定で第 3 の超音波スキャンを実行することで複数の第 3 の超音波データを取得させるデータ取得し、

前記第 1 の超音波データを用いて生体組織が表示されている組織画像を生成し、

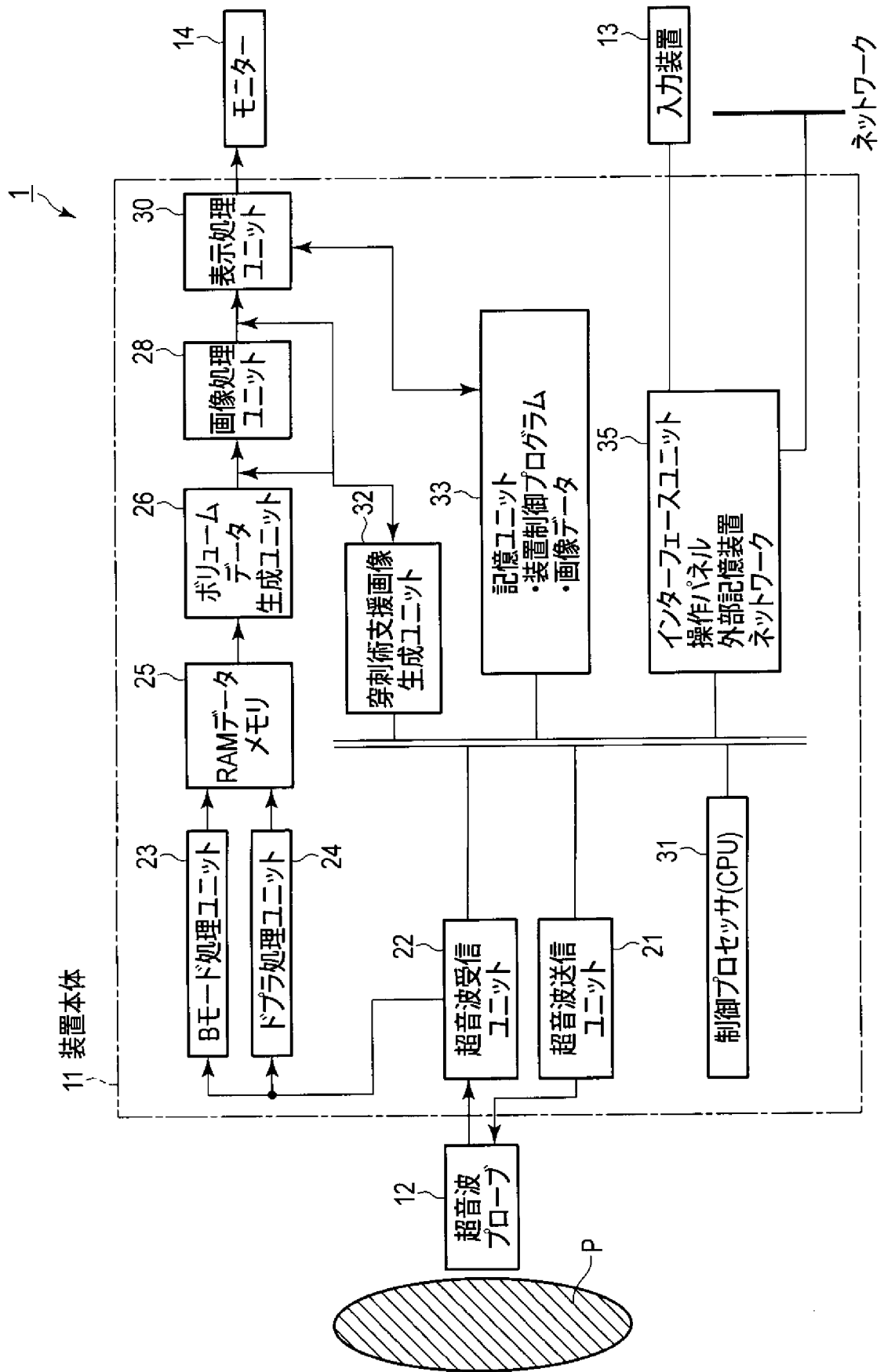
前記第 2 の超音波データと前記第 3 の超音波データとを用いて前記穿刺針が表示されている穿刺画像を生成し、

前記組織画像と前記穿刺画像とを用いて、前記生体組織と前記穿刺針とが映像化された合成画像を生成し、

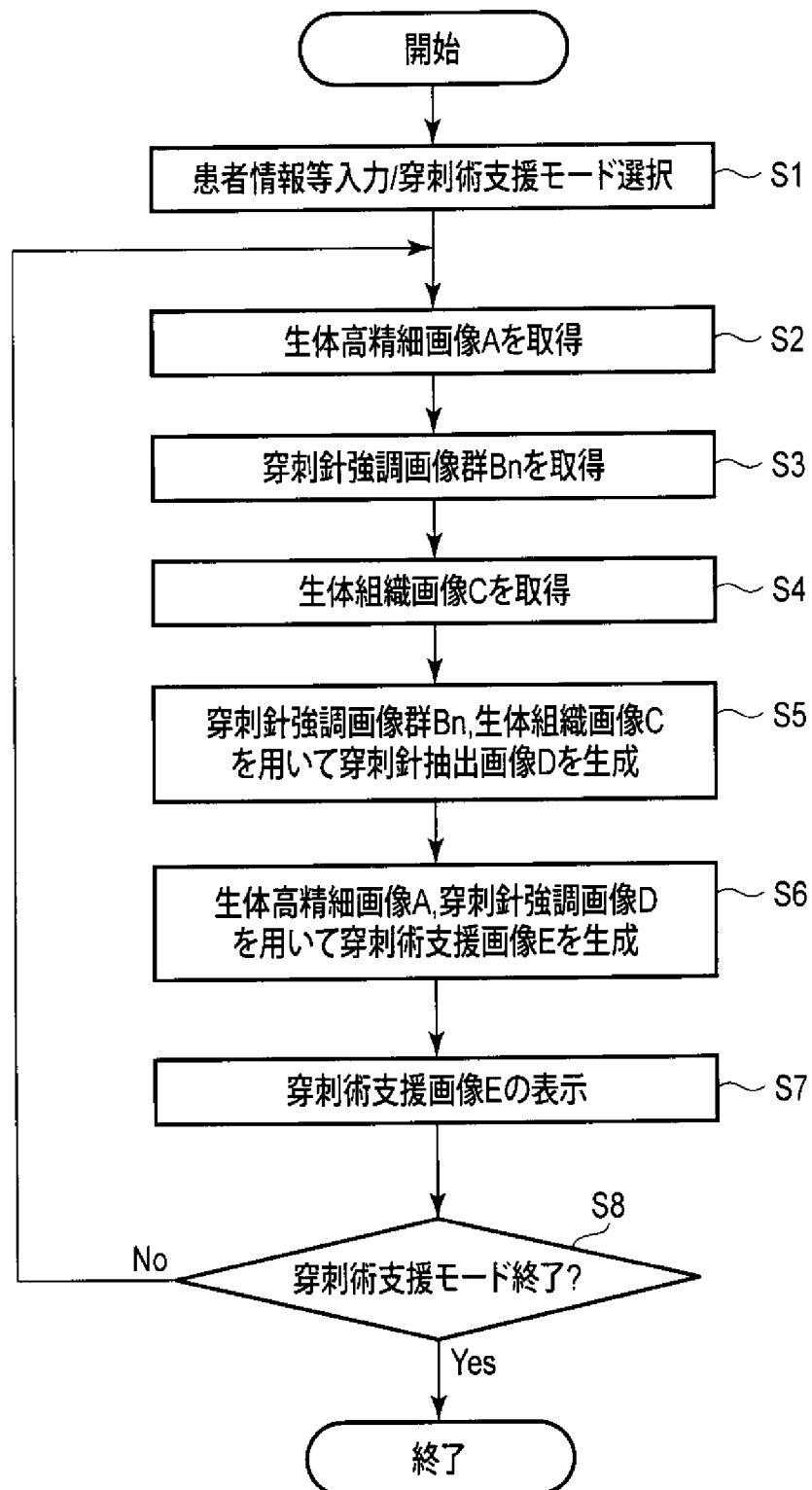
前記合成画像を表示すること、

を具備する超音波診断装置制御方法。

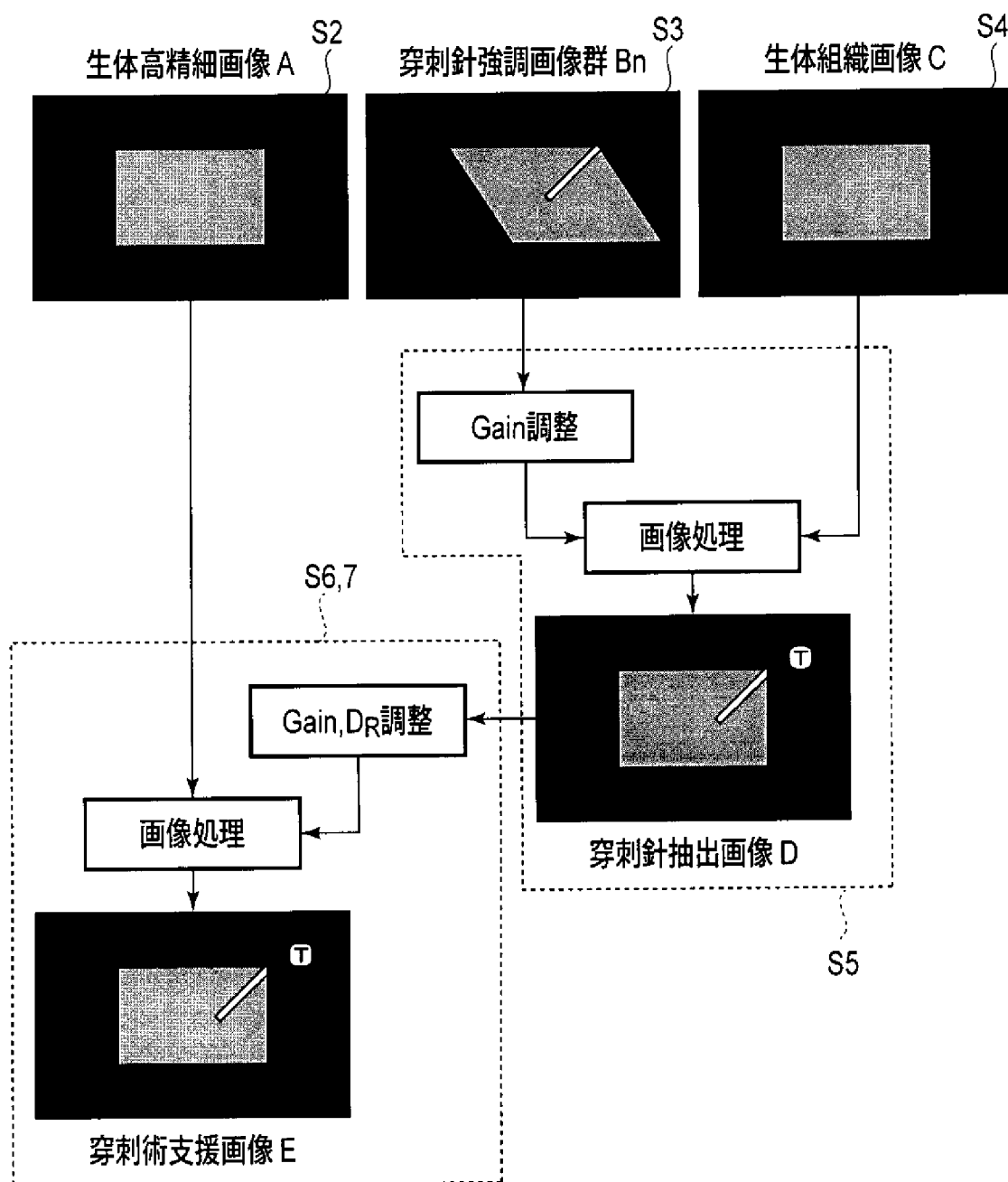
[図1]



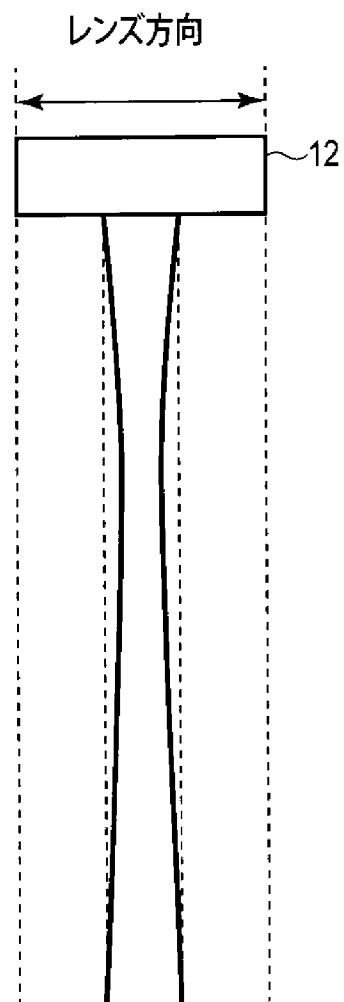
[図2]



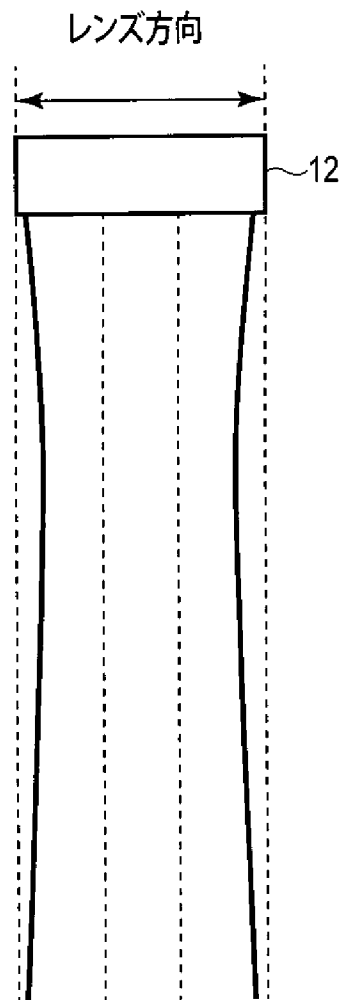
[図3]



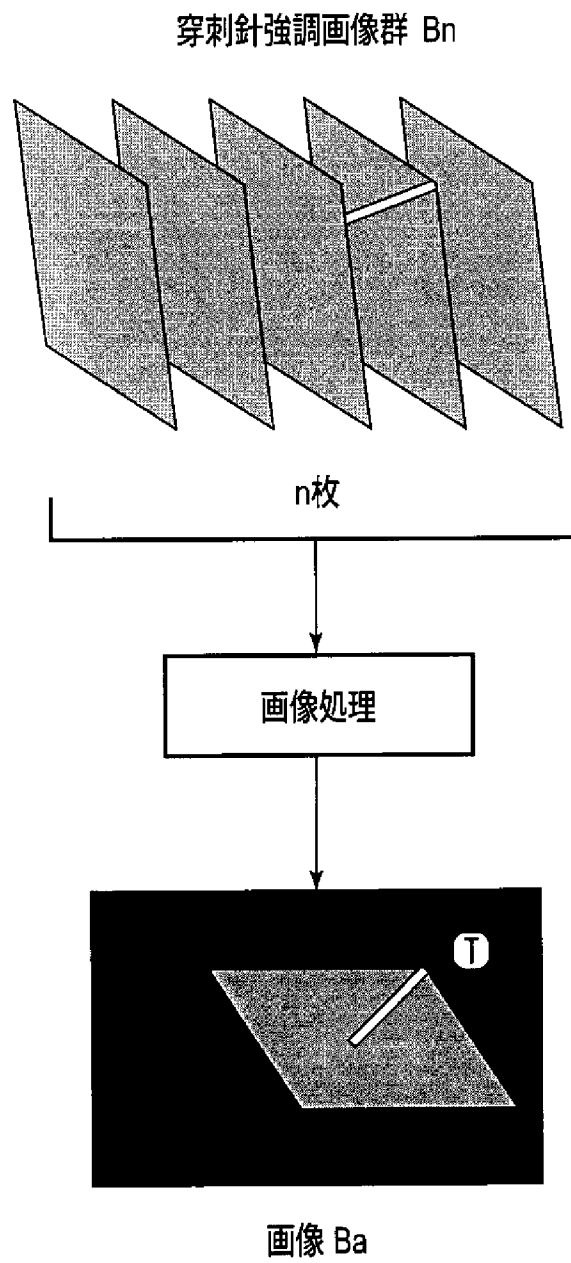
[図4]



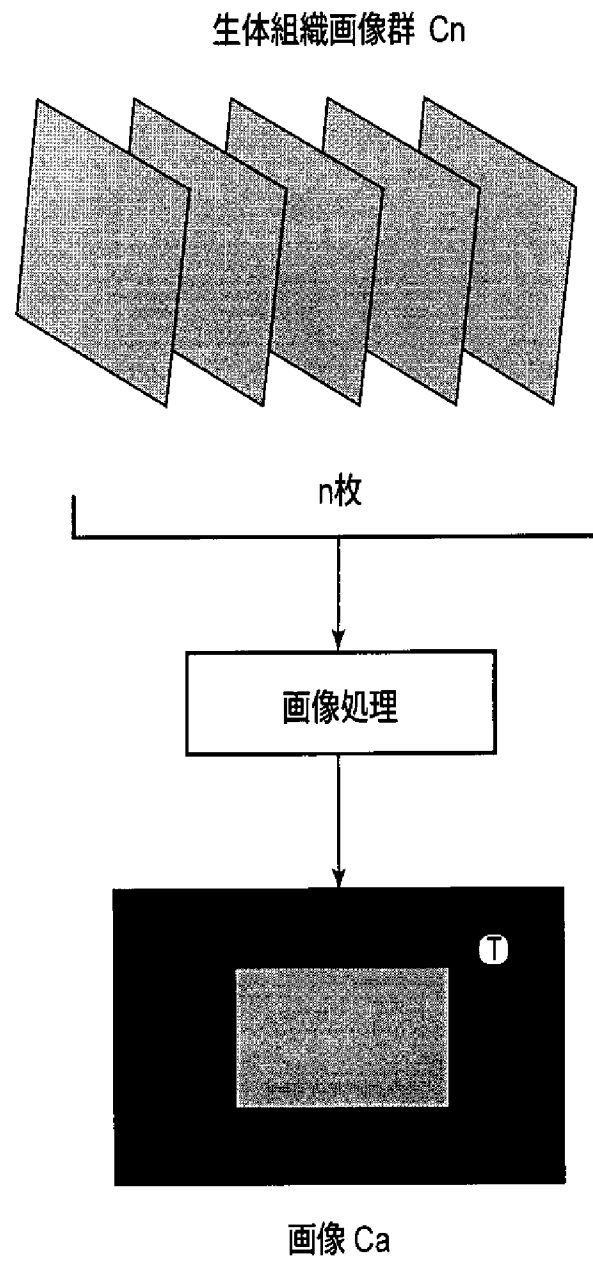
[図5]



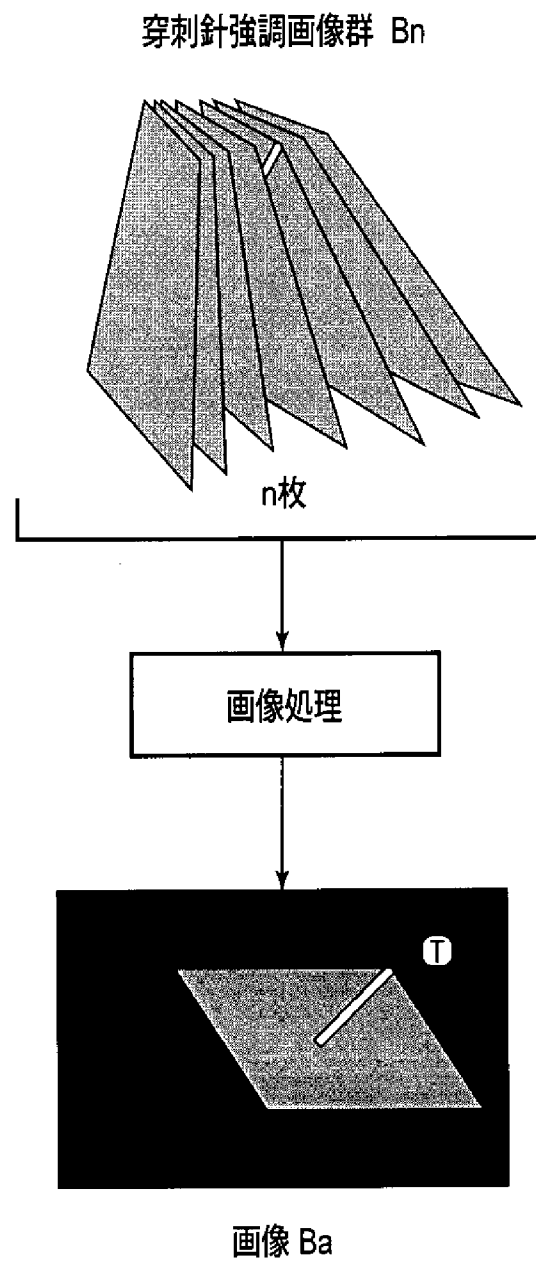
[図6]



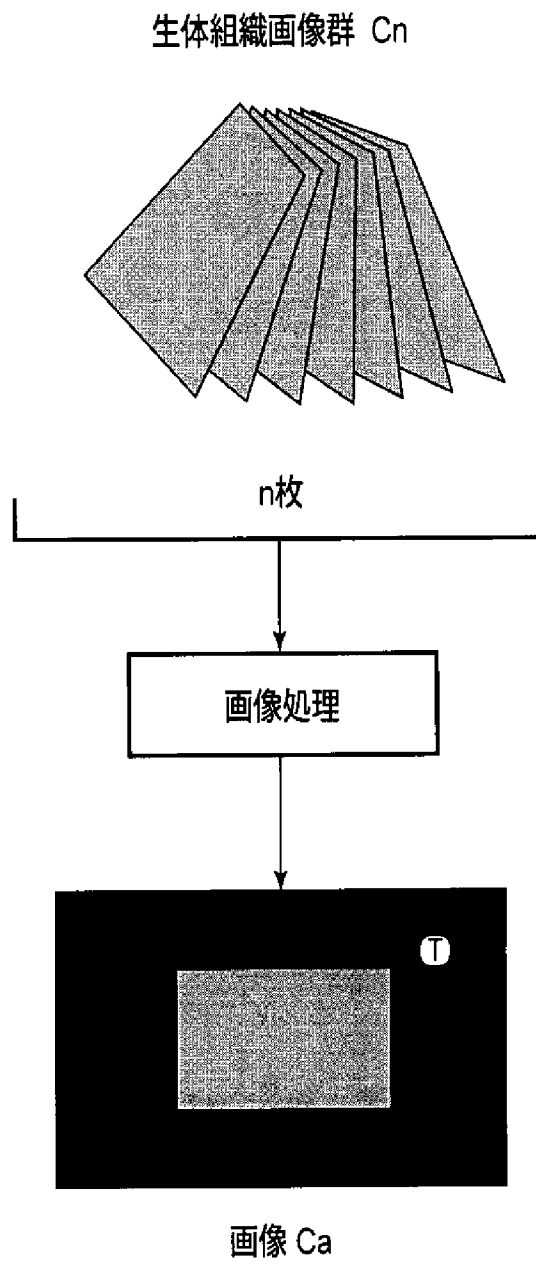
[図7]



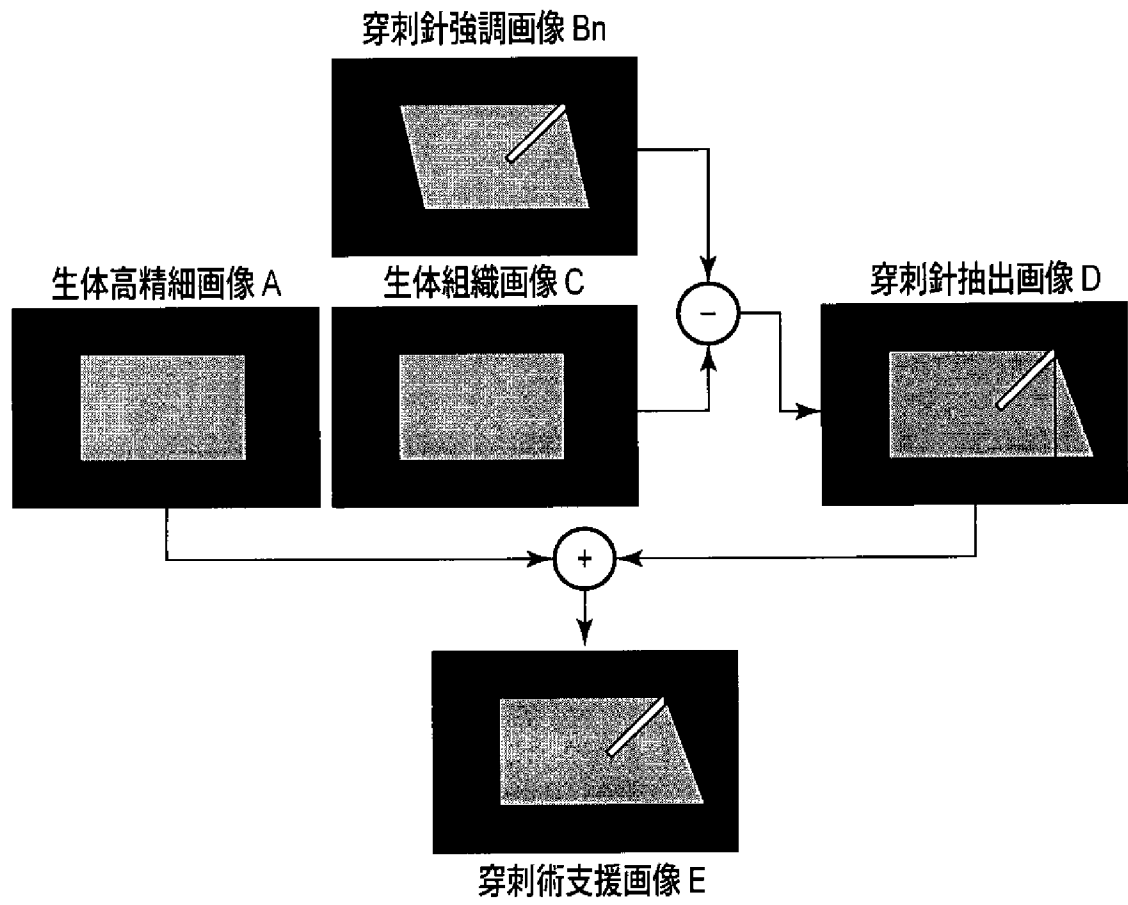
[図8]



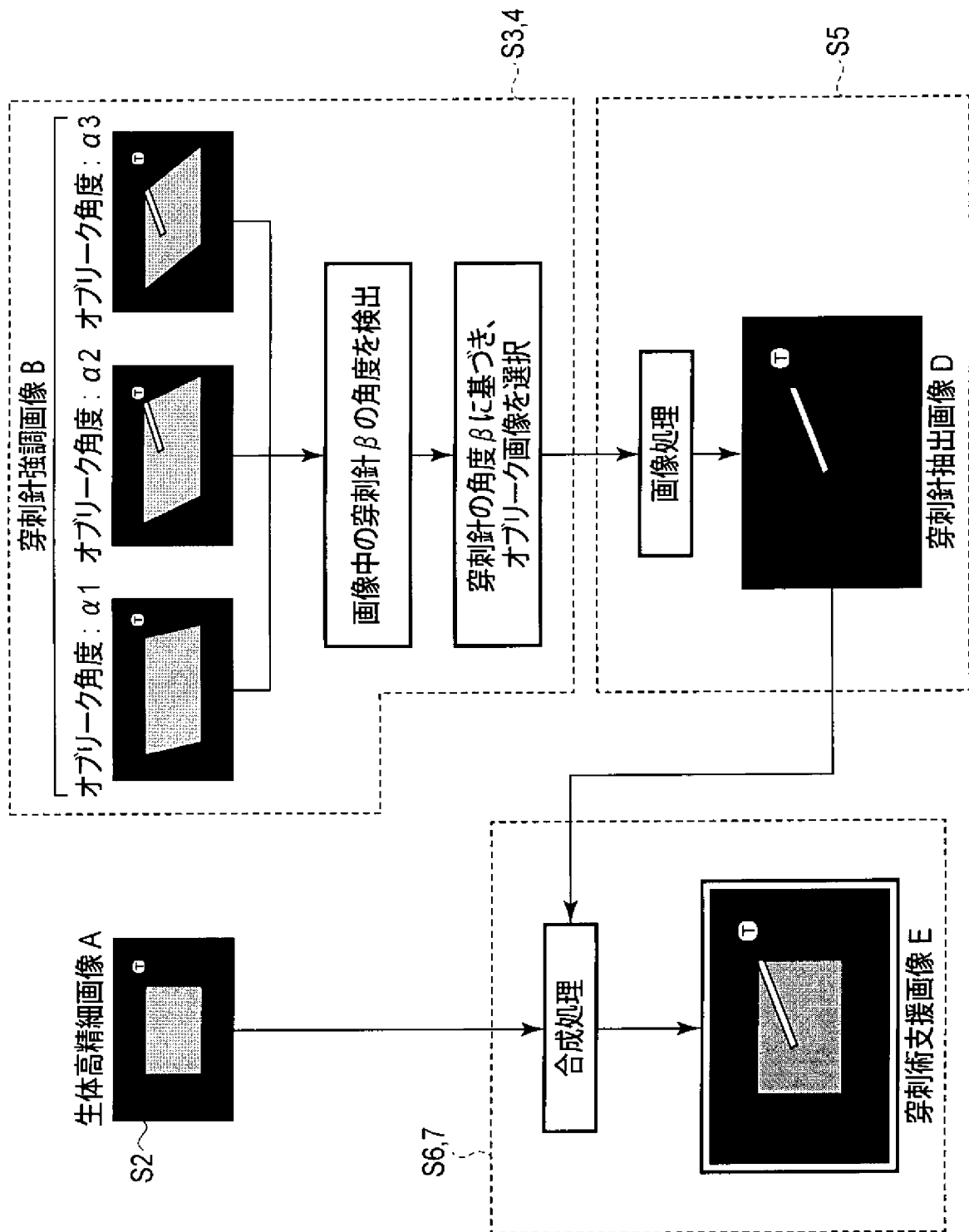
[図9]



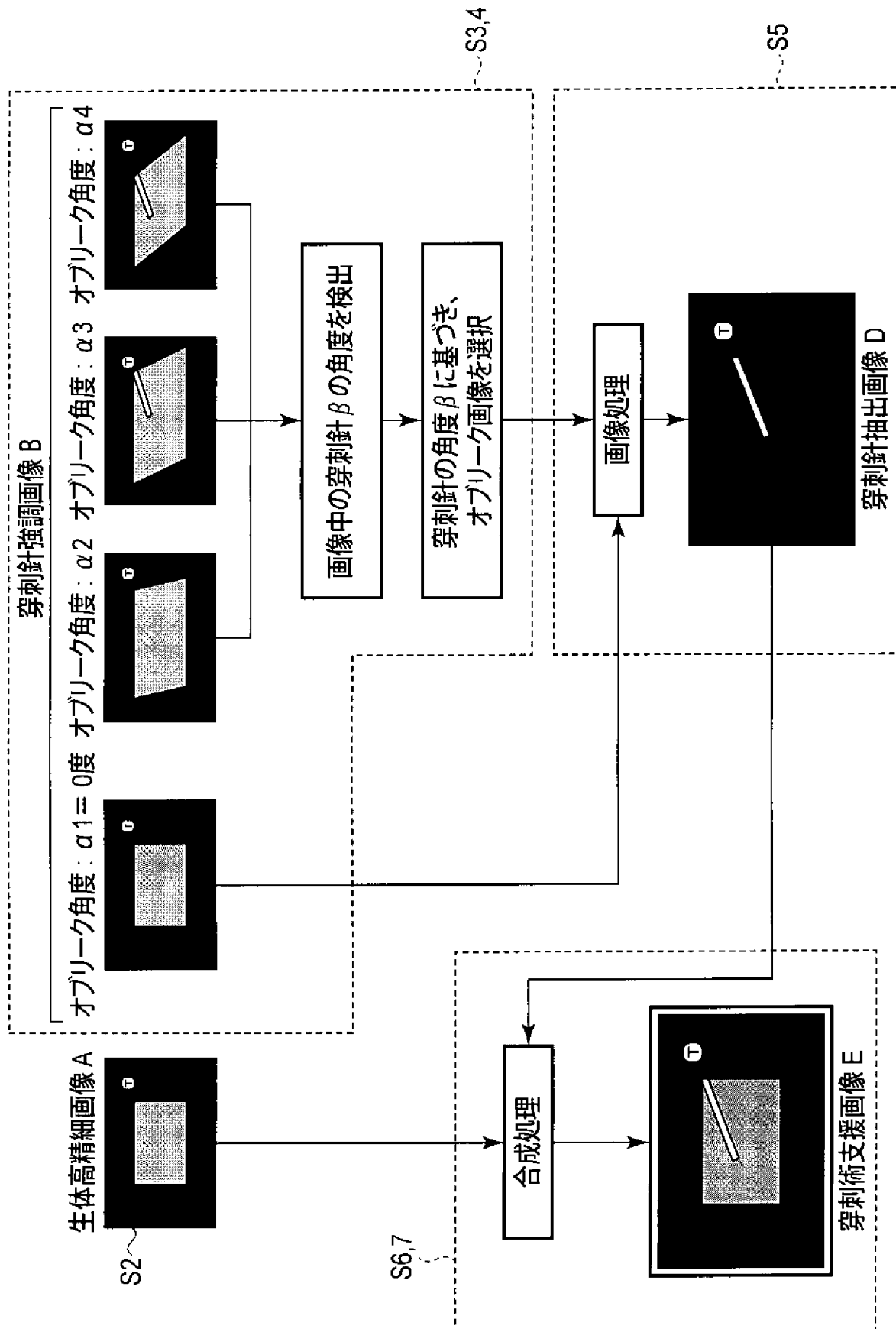
[図10]



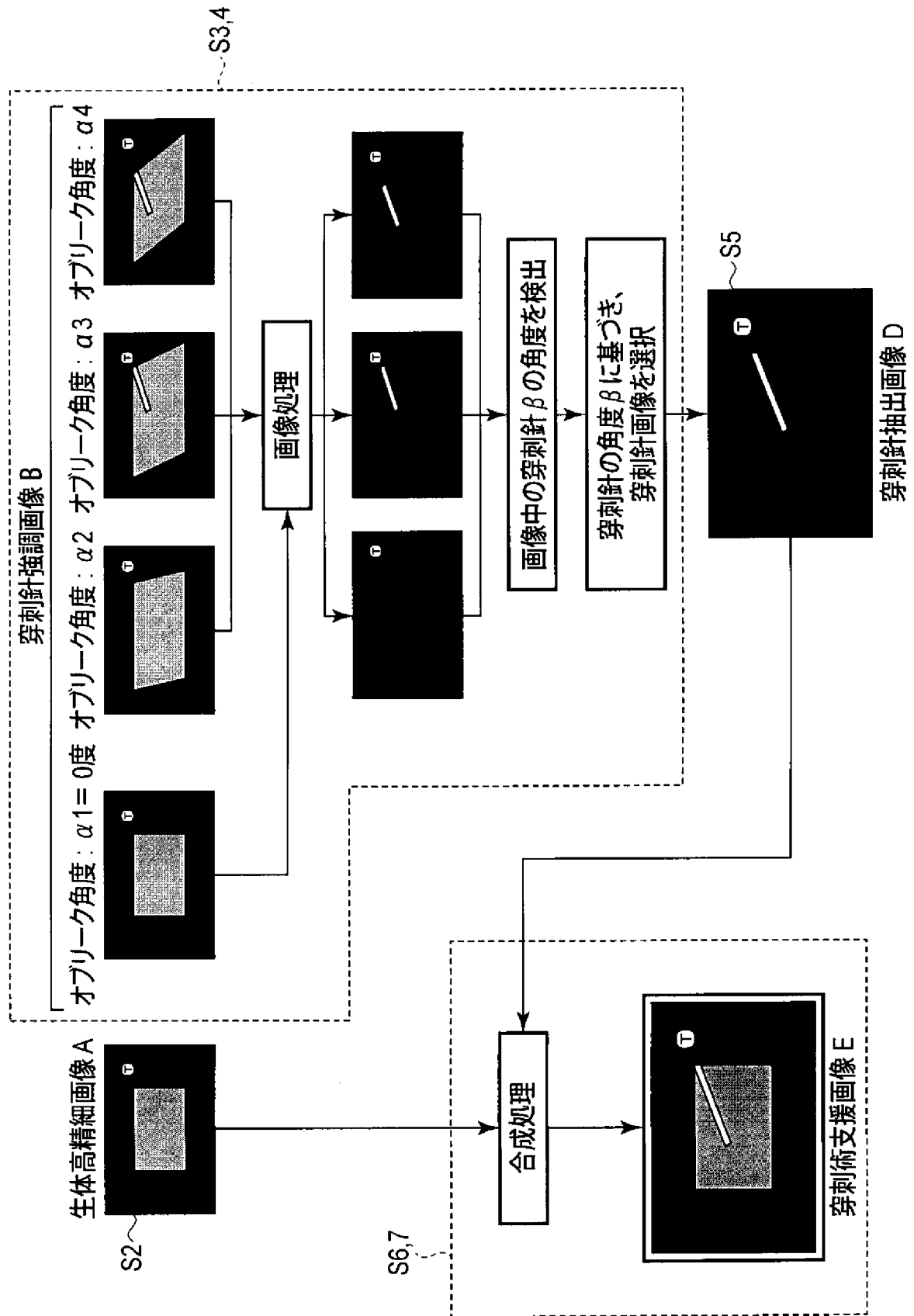
[図11]



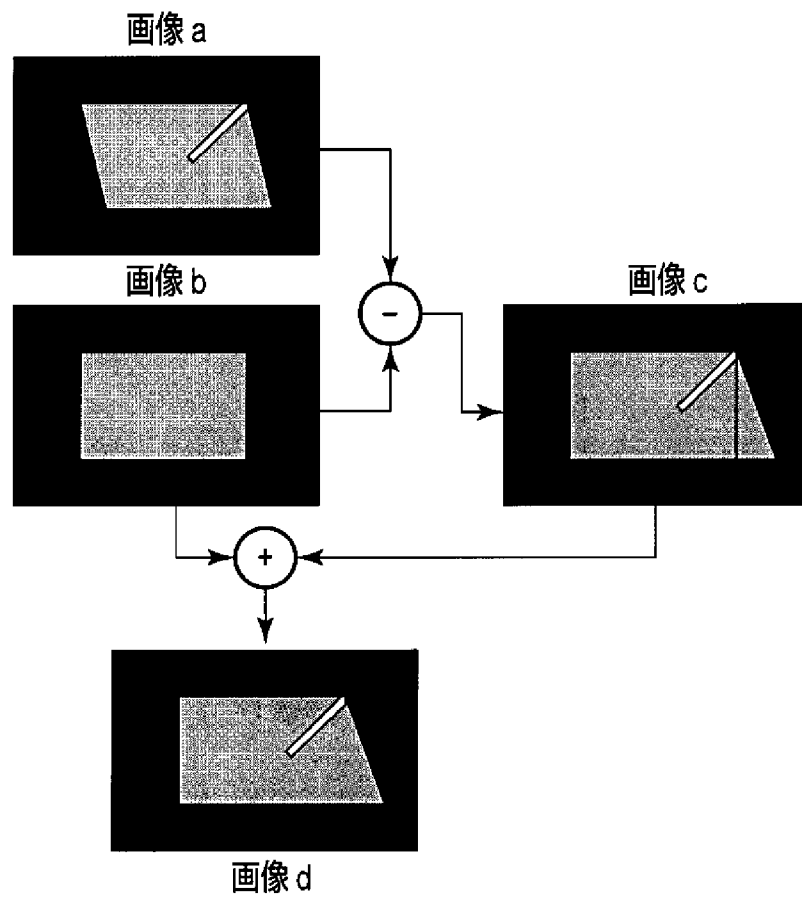
[図12]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/078740

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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.
X Y A	WO 2011/127191 A1 (PAGOULATOS, Nikolaos), 13 October 2011 (13.10.2011), fig. 5 & JP 2013-523343 A & US 2011/0249878 A1	1, 3-6, 9, 11-13 7, 8, 10 2
X Y A	JP 2010-183935 A (Toshiba Corp.), 26 August 2010 (26.08.2010), entire text; all drawings & US 2010/0204579 A1 & EP 2215969 A1	1, 2, 4, 5, 13 7, 10 3, 6, 8, 9, 11, 12
Y A	JP 2008-178470 A (Toshiba Corp.), 07 August 2008 (07.08.2008), entire text; all drawings (Family: none)	8 1-7, 9-13

☐ 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
13 November, 2013 (13.11.13)

Date of mailing of the international search report
26 November, 2013 (26.11.13)

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（I P C））

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（I P C））

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 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
X	WO 2011/127191 A1 (PAGOULATOS, Nikolaos) 2011.10.13, fig.5 & JP 2013-523343 A & US 2011/0249878 A1	1, 3-6, 9, 11-13
--		--
Y		7, 8, 10
--		--
A		2

☒ 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

1 3 . 1 1 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

2 6 . 1 1 . 2 0 1 3

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）
郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5
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）

後藤 順也

2 Q

3 1 0 1

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

C (続き) . 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
X -- Y -- A	JP 2010-183935 A (株式会社東芝) 2010.08.26, 全文、全図 & US 2010/0204579 A1 & EP 2215969 A1	1, 2, 4, 5, 13 -- 7, 10 -- 3, 6, 8, 9, 11, 12
Y -- A	JP 2008-178470 A (株式会社東芝) 2008.08.07, 全文、全図 (ファ ミリーなし)	8 -- 1-7, 9-13