

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02020/079761

発行日 令和3年9月9日(2021.9.9)

(43) 国際公開日 令和2年4月23日(2020.4.23)

(51) Int.Cl. F I テーマコード(参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12 4 C 6 0 1

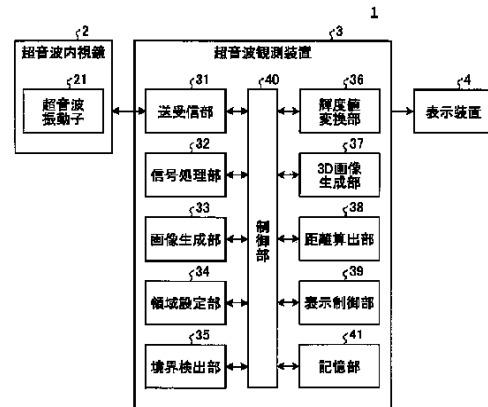
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 19 頁)

出願番号	特願2020-551639 (P2020-551639)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社
(21) 国際出願番号	PCT/JP2018/038557		東京都八王子市石川町2951番地
(22) 国際出願日	平成30年10月16日(2018.10.16)	(74) 代理人	110002147 特許業務法人酒井国際特許事務所
(81) 指定国・地域	AP (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP (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), OA (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT	(72) 発明者	鶴田 哲平 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 BB03 EE11 FE01 JC09 JC10 JC11 JC20 JC25 JC33 JC37 KK02 KK08 KK21

(54) 【発明の名称】 超音波観測システム、超音波観測システムの作動方法、及び超音波観測システムの作動プログラム

(57) 【要約】

超音波観測システムは、被検体に挿入される挿入部の先端に超音波を送受信する超音波振動子が配置されている超音波内視鏡と、前記超音波振動子が受信した信号に基づいて前記被検体内の超音波画像のデータを生成する画像生成部と、前記超音波画像における各画素の輝度値の大小関係を入れ換える輝度値変換部と、を備える。これにより、観察対象がより観察しやすい超音波観測システムを提供する。



- 2 Ultrasonic endoscope
- 3 Ultrasonic observation device
- 4 Display device
- 21 Ultrasonic transducer
- 31 Transmission/reception unit
- 32 Signal processing unit
- 33 Image generating unit
- 34 Region setting unit
- 35 Boundary detection unit
- 36 Luminance value conversion unit
- 37 3D image generating unit
- 38 Distance calculation unit
- 39 Display control unit
- 40 Control unit
- 41 Storage unit

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に挿入される挿入部の先端に超音波を送受信する超音波振動子が配置されている超音波内視鏡と、

前記超音波振動子が受信した信号に基づいて前記被検体内の超音波画像のデータを生成する画像生成部と、

前記超音波画像における各画素の輝度値の大小関係を入れ換える輝度値変換部と、
を備えることを特徴とする超音波観測システム。

【請求項 2】

前記超音波画像を合成することにより 3 次元超音波画像のデータを生成する 3 次元画像生成部と、

を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測システム。

【請求項 3】

前記輝度値変換部は、前記輝度値の大小関係を入れ換えた後に閾値以下の輝度値をゼロにすることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波観測システム。

【請求項 4】

前記画像生成部は、前記 3 次元超音波画像における任意の断面の 2 次元断面画像のデータを生成することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波観測システム。

【請求項 5】

前記超音波画像、前記超音波画像を合成した 3 次元超音波画像、又は前記輝度値の大小関係を入れ換えた超音波画像を合成した前記 3 次元超音波画像を表示装置に表示させる表示制御部を備えることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波観測システム。

【請求項 6】

表示装置に表示された前記被検体において指定された 2 点間の距離を算出する距離算出部を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 つに記載の超音波観測システム。

【請求項 7】

前記画像生成部が生成した前記超音波画像のデータより、輝度値が大きく変化する境界を自動的に検出する領域設定部を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測システム。

【請求項 8】

前記領域設定部が設定した前記境界に基づき、前記画像生成部で生成された複数の前記超音波画像の各々の境界を自動的に検出する境界検出部を備えることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波観測システム。

【請求項 9】

前記画像生成部は、前記領域設定部が設定した前記境界に基づいて設定された関心領域の外部を消去した画像を生成することを特徴とする請求項 7 に記載の超音波観測システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波観測システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、被検体の特性を観察するために、超音波を用いて生成された超音波画像を用いることがある。超音波画像は、超音波振動子が受信した生体組織からの超音波信号に対して、超音波観測装置が画像処理を施すことにより生成される。

【0003】

近年、超音波信号の輝度値を反転させることにより、輝度値が低い血管等を視認しやすくする体外式の超音波観測システムが知られている（例えば、特許文献 1 ~ 3 を参照）。体外式の超音波観測システムでは、超音波振動子を備えた超音波プローブを被検体の体表

10

20

30

40

50

に接触させ、超音波の送受信を行う。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2008-79821号公報

【特許文献2】特開2005-192900号公報

【特許文献3】特開2005-342516号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

10

被検体に挿入される挿入部の先端に超音波を送受信する超音波振動子が配置されている超音波内視鏡を備えた超音波観測システムにおいても、血管等の観察対象がより観察しやすい超音波観測システムが求められている。

【0006】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、観察対象がより観察しやすい超音波観測システム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】

【0007】

20

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明の一態様に係る超音波観測システムは、被検体に挿入される挿入部の先端に超音波を送受信する超音波振動子が配置されている超音波内視鏡と、前記超音波振動子が受信した信号に基づいて前記被検体内の超音波画像のデータを生成する画像生成部と、前記超音波画像における各画素の輝度値の大小関係を入れ換える輝度値変換部と、を備えることを特徴とする。

【0008】

また、本発明の一態様に係る超音波観測システムは、前記超音波画像を合成することにより3次元超音波画像のデータを生成する3次元画像生成部と、を備えることを特徴とする。

【0009】

30

また、本発明の一態様に係る超音波観測システムは、前記輝度値変換部は、前記輝度値の大小関係を入れ換えた後に閾値以下の輝度値をゼロにすることを特徴とする。

【0010】

また、本発明の一態様に係る超音波観測システムは、前記画像生成部は、前記3次元超音波画像における任意の断面の2次元断面画像のデータを生成することを特徴とする。

【0011】

また、本発明の一態様に係る超音波観測システムは、前記超音波画像、前記超音波画像を合成した3次元超音波画像、又は前記輝度値の大小関係を入れ換えた超音波画像を合成した前記3次元超音波画像を表示装置に表示させる表示制御部を備えることを特徴とする。

【0012】

40

また、本発明の一態様に係る超音波観測システムは、表示装置に表示された前記被検体において指定された2点間の距離を算出する距離算出部を備えることを特徴とする。

【0013】

また、本発明の一態様に係る超音波観測システムは、前記画像生成部が生成した前記超音波画像のデータより、輝度値が大きく変化する境界を自動的に検出する領域設定部を備えることを特徴とする。

【0014】

また、本発明の一態様に係る超音波観測システムは、前記領域設定部が設定した前記境界に基づき、前記画像生成部で生成された複数の前記超音波画像の各々の境界を自動的に検出する境界検出部を備えることを特徴とする。

【0015】

50

また、本発明の一態様に係る超音波観測システムは、前記画像生成部は、前記領域設定部が設定した前記境界に基づいて設定された関心領域の外部を消去した画像を生成することを特徴とする。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、観察対象がより観察しやすい超音波観測システムを実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】図1は、本発明の実施の形態に係る超音波観測システムの構成を示すブロック図である。

10

【図2】図2は、図1に示す超音波観測システムの処理を示すフローチャートである。

【図3】図3は、所定の領域の超音波画像を取得する様子を表す図である。

【図4】図4は、生成した超音波画像群を表す図である。

【図5】図5は、選択した代表となる超音波画像の一例を示す図である。

【図6】図6は、第1関心領域を設定する様子を表す図である。

【図7】図7は、第2関心領域を設定する様子を表す図である。

【図8】図8は、第2関心領域を設定する様子を表す図である。

【図9】図9は、各境界を強調表示する様子を表す図である。

【図10】図10は、第1関心領域の外部を消去した様子を表す図である。

20

【図11】図11は、3次元超音波画像の一例を表す図である。

【図12】図12は、第1関心領域を消去した様子を表す図である。

【図13】図13は、第1関心領域を消去した様子を表す図である。

【図14】図14は、輝度値の大小関係を入れ換えた様子を表す図である。

【図15】図15は、輝度値を入れ換えた3次元超音波画像の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下に、図面を参照して本発明に係る超音波観測システムの実施の形態を説明する。なお、これらの実施の形態により本発明が限定されるものではない。本発明は、被検体に挿入される挿入部の先端に超音波を送受信する超音波振動子が配置されている超音波内視鏡を備えた超音波観測システム一般に適用することができる。

30

【0019】

また、図面の記載において、同一又は対応する要素には適宜同一の符号を付している。また、図面は模式的なものであり、各要素の寸法の関係、各要素の比率などは、現実と異なる場合があることに留意する必要がある。図面の相互間においても、互いの寸法の関係や比率が異なる部分が含まれている場合がある。

【0020】

(実施の形態)

図1は、本発明の実施の形態に係る超音波観測システムの構成を示すブロック図である。図1に示すように、超音波観測システム1は、観測対象である被検体へ超音波を送信し、該被検体で反射された超音波を受信する超音波内視鏡2と、超音波内視鏡2が取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置3と、超音波観測装置3が生成した超音波画像を表示する表示装置4と、を備える。

40

【0021】

超音波内視鏡2は、被検体に挿入される挿入部の先端に超音波を送受信する超音波振動子21が配置されている。超音波振動子21は、超音波観測装置3から受信した電気的なパルス信号を超音波パルス(音響パルス)に変換して被検体へ照射するとともに、被検体で反射された超音波エコーを電圧変化で表現する電気的なエコー信号(超音波信号)に変換して出力する超音波振動子21を有する。超音波振動子21は、例えばコンベック型であるが、ラジアル型又はリニア型であってもよい。また、超音波内視鏡2は、超音波振

50

動子 2 1 をメカ的に走査させるものであってもよいし、超音波振動子 2 1 として複数の素子をアレイ状に設け、送受信にかかわる素子を電子的に切り替えたり、各素子の送受信に遅延をかけたりすることで、電子的に走査させるものであってもよい。

【 0 0 2 2 】

超音波内視鏡 2 は、通常は撮像光学系及び撮像素子を有する撮像部を備えており、被検体の消化管（食道、胃、十二指腸、大腸）、又は呼吸器（気管、気管支）へ挿入され、消化管、呼吸器やその周囲臓器（膵臓、胆嚢、胆管、胆道、リンパ節、縦隔臓器、血管等）を撮像することが可能である。また、超音波内視鏡 2 は、撮像時に被検体へ照射する照明光を導くライトガイドを有する。このライトガイドは、先端部が超音波内視鏡 2 の被検体への挿入部の先端まで達している一方、基端部が照明光を発生する光源装置に接続されている。なお、超音波内視鏡 2 は、撮像部を備えていない構成であってもよい。

10

【 0 0 2 3 】

超音波観測装置 3 は、送受信部 3 1 と、信号処理部 3 2 と、画像生成部 3 3 と、領域設定部 3 4 と、境界検出部 3 5 と、輝度値変換部 3 6 と、3 次元画像生成部（以下において、3 D 画像生成部と記載する）3 7 と、距離算出部 3 8 と、表示制御部 3 9 と、制御部 4 0 と、記憶部 4 1 と、を備える。

【 0 0 2 4 】

送受信部 3 1 は、撮像部及び超音波振動子 2 1 との間で電気信号の送受信を行う。送受信部 3 1 は、撮像部と電氣的に接続され、撮像タイミング等の撮像情報を撮像部に送信するとともに、撮像部が生成した撮像信号を受信する。また、送受信部 3 1 は、超音波振動子 2 1 と電氣的に接続され、電氣的なパルス信号を超音波振動子 2 1 へ送信するとともに、超音波振動子 2 1 から電氣的な受信信号であるエコー信号を受信する。具体的には、送受信部 3 1 は、予め設定された波形及び送信タイミングに基づいて電氣的なパルス信号を生成し、この生成したパルス信号を超音波振動子 2 1 へ送信する。

20

【 0 0 2 5 】

送受信部 3 1 は、エコー信号を増幅する。送受信部 3 1 は、受信深度が大きいエコー信号ほど高い増幅率で増幅する S T C (S e n s i t i v i t y T i m e C o n t r o l) 補正を行う。なお、深度とは、超音波画像における各画素の超音波振動子 2 1 からの距離に相当する。送受信部 3 1 は、増幅後のエコー信号に対してフィルタリング等の処理を施した後、A / D 変換することによって時間ドメインのデジタル高周波 (R F : R a d i o F r e q u e n c y) 信号（以下、R F データともいう）を生成して出力する。

30

【 0 0 2 6 】

信号処理部 3 2 は、送受信部 3 1 から受信した R F データをもとにデジタルの B モード用受信データを生成する。具体的には、信号処理部 3 2 は、R F データに対してバンドパスフィルタ、包絡線検波、対数変換等公知の処理を施し、デジタルの B モード用受信データを生成する。対数変換では、R F データを基準電圧で除した量の常用対数をとってデシベル値で表現する。信号処理部 3 2 は、生成した B モード用受信データを、画像生成部 3 3 へ出力する。信号処理部 3 2 は、C P U (C e n t r a l P r o c e s s i n g U n i t) や各種演算回路等を用いて実現される。

【 0 0 2 7 】

画像生成部 3 3 は、信号処理部 3 2 から受信した B モード用受信データに基づいて超音波画像のデータを生成する。超音波画像は、超音波内視鏡 2 の挿入部の長手方向に直交する断面を撮像した断面画像である。画像生成部 3 3 は、B モード用受信データに対してゲイン処理、コントラスト処理等の公知の技術を用いた画像処理を行うとともに、表示装置 4 における画像の表示レンジに応じて定まるデータステップ幅に応じたデータの間引き等を行うことによって超音波画像のデータである B モード画像データを生成する。B モード画像は、色空間として R G B 表色系を採用した場合の変数である R (赤)、G (緑)、B (青) の値を一致させたグレースケール画像である。超音波画像において、R G B の値が輝度値であり、輝度値が大きい部分は白く、輝度値が小さい部分は黒く表現される。

40

【 0 0 2 8 】

50

画像生成部 33 は、信号処理部 32 からの B モード用受信データに対して走査範囲を空間的に正しく表現できるよう並べ直す座標変換を施した後、B モード用受信データ間の補間処理を施すことによって B モード用受信データ間の空隙を埋め、B モード画像データを生成する。

【0029】

また、画像生成部 33 は、3D 画像生成部 37 が生成した 3 次元超音波画像における任意の断面の 2 次元断面画像のデータを生成する。画像生成部 33 は、CPU や各種演算回路等を用いて実現される。

【0030】

領域設定部 34 は、超音波画像群からユーザが選択した代表となる画像内に、ユーザの入力に応じて、後述する第 1 関心領域及び第 2 関心領域を設定する。領域設定部 34 は、CPU や各種演算回路等を用いて実現される。

【0031】

境界検出部 35 は、第 1 関心領域と外部との境界、及び第 1 関心領域と第 2 関心領域との境界を検出する。境界検出部 35 は、CPU や各種演算回路等を用いて実現される。

【0032】

輝度値変換部 36 は、超音波画像における各画素の輝度値の大小関係を入れ換える。また、輝度値変換部 36 は、輝度値の大小関係を入れ換えた後に閾値以下の輝度値をゼロにする。具体的には、輝度値変換部 36 は、超音波画像における各画素に対して、輝度値の大小関係を反転させるネガポジ変換を行い、変換後の画像の輝度値が閾値以下の部分の輝度値をゼロにする。なお、輝度値をゼロにすることは、超音波画像において、その部分の画像を消去することに相当する。また、輝度値変換部 36 は、超音波画像における各画素の輝度値の大小関係を適切に入れ換えればよく、輝度値の低い側においてより輝度値の差が画面上の明るさの差に反映されるように重み付けを行って輝度値の大小関係を入れ換えてもよい。輝度値変換部 36 は、CPU や各種演算回路等を用いて実現される。

【0033】

3D 画像生成部 37 は、超音波画像を合成することにより 3 次元超音波画像のデータを生成する。3D 画像生成部 37 は、CPU や各種演算回路等を用いて実現される。

【0034】

距離算出部 38 は、表示装置 4 に表示された被検体において指定された 2 点間の距離を算出する。距離算出部 38 は、CPU や各種演算回路等を用いて実現される。

【0035】

表示制御部 39 は、超音波画像、超音波画像を合成した 3 次元超音波画像、又は輝度値の大小関係を入れ換えた超音波画像を合成した 3 次元超音波画像を表示装置 4 に表示させる。具体的には、表示制御部 39 は、撮像信号に基づく内視鏡画像のデータ、電気的なエコー信号に対応する超音波画像のデータ、及び超音波画像を合成した 3 次元超音波画像のデータの生成を行う。さらに、表示制御部 39 は、内視鏡画像のデータ及び超音波画像のデータに種々の情報を重畳して出力し、表示装置 4 の表示を制御する。表示制御部 39 は、CPU や各種演算回路等を用いて実現される。

【0036】

制御部 40 は、超音波観測システム 1 全体を制御する。制御部 40 は、CPU や各種演算回路等を用いて実現される。制御部 40 は、記憶部 41 が記憶、格納する情報を記憶部 41 から読み出し、超音波観測装置 3 の作動方法に関連した各種演算処理を実行することによって超音波観測装置 3 を統括して制御する。なお、制御部 40 を信号処理部 32、画像生成部 33、領域設定部 34、境界検出部 35、輝度値変換部 36 と 3D 画像生成部 37、距離算出部 38、表示制御部 39 等と共通の CPU 等を用いて構成することも可能である。

【0037】

記憶部 41 は、超音波観測システム 1 を処理させるための各種プログラム、及び超音波観測システム 1 の処理に必要な各種パラメータ等を含むデータ等を記憶する。記憶部 41

10

20

30

40

50

は、例えば、超音波画像の書出し位置（超音波の送信開始位置）の初期位置（音線番号）を記憶している。

【0038】

また、記憶部41は、超音波観測システム1の作動方法を実行するための作動プログラムを含む各種プログラムを記憶する。作動プログラムは、ハードディスク、フラッシュメモリ、CD-ROM、DVD-ROM、フレキシブルディスク等のコンピュータ読み取り可能な記憶媒体に記憶して広く流通させることも可能である。なお、上述した各種プログラムは、通信ネットワークを介してダウンロードすることによって取得することも可能である。ここでいう通信ネットワークは、例えば既存の公衆回線網、LAN（Local Area Network）、WAN（Wide Area Network）等によって実現されるものであり、有線、無線を問わない。

10

【0039】

以上の構成を有する記憶部41は、各種プログラム等が予めインストールされたROM（Read Only Memory）、及び各処理の演算パラメータやデータ等を記憶するRAM（Random Access Memory）等を用いて実現される。

【0040】

表示装置4は、超音波観測装置3に接続されている。表示装置4は、液晶又は有機EL（Electro Luminescence）等からなる表示パネルを用いて構成される。表示装置4は、例えば、超音波観測装置3が出力する超音波画像や、操作にかかる各種情報を表示する。

20

【0041】

次に、超音波観測システム1の処理について詳細に説明する。図2は、図1に示す超音波観測システムの処理を示すフローチャートである。図2に示すように、画像生成部33は、所望の領域の超音波画像のデータを生成する（ステップS1）。図3は、所定の領域の超音波画像を取得する様子を表す図である。図3に示すように、超音波内視鏡2の挿入部を長手方向Aに沿って動かして、例えばすい臓Pを含む領域の超音波画像を取得する。なお、超音波内視鏡2の挿入部を手動で動かしてもよいが、超音波振動子21をメカ的又は電子的にヘリカルに走査してもよい。超音波内視鏡2の挿入部の移動にともなって、画像生成部33は、順次方向Aに直交する段面の画像である超音波画像を生成し、すい臓Pを包括する超音波画像群のデータを生成する。図4は、生成した超音波画像群を表す図である。図4に示すように、超音波内視鏡2の挿入部の移動する方向Aに沿って、順次超音波画像 B_{n-3} 、 B_{n-2} 、 B_{n-1} 、 B_n が生成される。生成された超音波画像群のデータは、順次記憶部41に記憶される。

30

【0042】

超音波画像群のデータが生成されると、ユーザは、超音波画像群から代表となる超音波画像を選択する（ステップS2）。具体的には、例えばすい臓を観察する場合、ユーザは、表示装置4に表示された超音波画像群を観察し、すい臓やすい管が鮮明に写っている超音波画像を代表となる超音波画像として選択する。図5は、選択した代表となる超音波画像の一例を示す図である。図5に示すように、 m 番目の超音波画像である超音波画像 B_m が代表となる画像に選択されたとする。超音波画像 B_m には、例えばすい臓Pとすい管Dとが含まれている。

40

【0043】

領域設定部34は、選択した超音波画像 B_m 内に第1関心領域を設定する（ステップS3）。図6は、第1関心領域を設定する様子を表す図である。図6に示すように、ユーザは、超音波画像 B_m 内に第1関心領域 R_1 を設定する。具体的には、ユーザが第1関心領域として設定する領域に含まれる画素を選択し、領域設定部34は、ユーザが選択した画素を含む領域の輝度値が大きく変化する境界を自動的に検出して第1関心領域 R_1 を設定する。なお、ユーザによる入力にはマウスやトラックボール、タッチパッド等の入力装置により行われる。また、ユーザが第1関心領域として設定する領域を選択し、領域設定部34は、ユーザが設定した領域の輝度値の平均値に対して、輝度値が大きく変化する境界を

50

自動的に検出することにより、ユーザが選択した領域を補正して第1関心領域R1を設定してもよい。なお、領域設定部34は、自動学習機能を用いて、例えばすい臓Pに対応する領域を第1関心領域R1として、自動的に設定してもよい。さらに、領域設定部34は、自動的に設定した領域をユーザが補正した場合、この補正を記憶して次の領域設定に反映させる機能を有していてもよい。

【0044】

続いて、領域設定部34は、第2関心領域を設定する(ステップS4)。図7、図8は、第2関心領域を設定する様子を表す図である。図7に示すように、ユーザは、超音波画像Bm内に第2関心領域R2を設定する。具体的には、ユーザが第2関心領域として設定する領域に含まれる画素を選択し、領域設定部34は、ユーザが選択した画素を含む領域の輝度値が大きく変化する境界を自動的に検出して第2関心領域R2を設定する。また、ユーザが第2関心領域として設定する領域を選択し、領域設定部34は、ユーザが設定した領域の輝度値の平均値に対して、輝度値が大きく変化する境界を自動的に検出することにより、ユーザが選択した領域を補正して第2関心領域R2を設定してもよい。なお、図8に示すように、超音波画像Bmにすい管Dに対応する領域とこのう胞に対応する領域との2つが含まれる場合、ユーザはこの2つの領域をそれぞれ第2関心領域R2として設定してもよい。また、領域設定部34は、自動学習機能を用いて、例えばすい管Dやこのう胞に対応する領域を第2関心領域R2として、自動的に設定してもよい。さらに、領域設定部34は、自動的に設定した第2関心領域R2をユーザが補正した場合、この補正を記憶して次の領域設定に反映させる機能を有していてもよい。

【0045】

境界検出部35は、前後の超音波画像を比較して各超音波画像の各領域の境界を検出する(ステップS5)。具体的には、境界検出部35は、選択した超音波画像Bmの前後の超音波画像から順に前後の超音波画像を比較し、各超音波画像の第1関心領域R1と第1関心領域R1の外部との境界、第1関心領域R1と第2関心領域R2との境界を自動的に検出する。なお、境界検出部35は、自動学習機能を用いてこれらの境界を検出してもよい。さらに、境界検出部35は、自動的に検出した境界をユーザが補正した場合、この補正を記憶して次の境界検出に反映させる機能を有していてもよい。

【0046】

表示制御部39は、各超音波画像において境界を強調表示して表示装置4に表示させる(ステップS6)。具体的には、表示制御部39は、各超音波画像において、境界検出部35が検出した第1関心領域R1と第1関心領域R1の外部との境界、第1関心領域R1と第2関心領域R2との境界を強調表示して表示装置4に表示させる。図9は、各境界を強調表示する様子を表す図である。図9に示すように、表示制御部39は、各超音波画像において、境界検出部35が検出した第1関心領域R1と第1関心領域R1の外部との境界、第1関心領域R1と第2関心領域R2との境界を、線の太さや線種、色等により強調表示して表示装置4に表示させる。

【0047】

画像生成部33は、各超音波画像の第1関心領域R1の外部を消去した画像を生成する(ステップS7)。図10は、第1関心領域の外部を消去した様子を表す図である。図10に示すように、画像生成部33は、各超音波画像の第1関心領域R1の外部を消去してすい臓等の対象臓器のみを残した画像を生成する。その結果、対象臓器を観察しやすくすることができる。なお、3D画像生成部37は、各超音波画像の第1関心領域R1の外部を消去した画像を合成することにより3次元超音波画像を生成してもよい。図11は、3次元超音波画像の一例を表す図である。図11に示すように、3次元超音波画像Im1により、例えばすい臓Pである対象臓器の形状を観察することができる。

【0048】

画像生成部33は、各超音波画像の第1関心領域R1を消去した画像を生成する(ステップS8)。図12、図13は、第1関心領域を消去した様子を表す図である。図12に示すように、画像生成部33は、各超音波画像の第1関心領域R1を消去してすい管D等

の観察対象のみを残した画像を生成する。その結果、観察対象を観察しやすくすることができる。また、図 8 に示すように、のう胞に対応する領域を第 2 関心領域 R 2 に設定した場合、図 1 3 に示すように、画像生成部 3 3 は、各超音波画像の第 1 関心領域 R 1 を消去してすい管 D とのう胞とを含む観察対象のみを残した画像を生成する。

【 0 0 4 9 】

輝度値変換部 3 6 は、超音波画像における各画素の輝度値の大小関係を入れ換える（ステップ S 9）。図 1 4 は、輝度値の大小関係を入れ換えた様子を表す図である。図 1 4 に示すように、輝度値変換部 3 6 は、超音波画像における各画素に対して、輝度値の大小関係を反転させるネガポジ変換を行う。その結果、すい管 D やのう胞に対応する、本来は輝度値が低くて見えづらい領域を観察しやすくすることができる。

10

【 0 0 5 0 】

3 D 画像生成部 3 7 は、超音波画像を合成して 3 次元超音波画像を生成する（ステップ S 1 0）。図 1 5 は、輝度値を入れ換えた 3 次元超音波画像の一例を示す図である。図 1 5 に示すように、3 次元超音波画像 I m 2 には、すい管 D やのう胞 T、腫瘍性すいのう胞 I が含まれる。

【 0 0 5 1 】

そして、表示制御部 3 9 は、表示装置 4 に 3 次元超音波画像を表示させる（ステップ S 1 1）。

【 0 0 5 2 】

以上説明したように、実施の形態によれば、すい管 D やのう胞 T、腫瘍性すいのう胞 I 等の観察対象をより観察しやすくすることができる。

20

【 0 0 5 3 】

超音波画像において、すい管 D やのう胞 T、腫瘍性すいのう胞 I 等は、本来輝度値が低く観察しにくい部分であるが、超音波観測システム 1 では、ネガポジ変換を行っているため、これらの観察対象が観察しやすい。また、従来の超音波観測システムでは図 1 1 に示す 3 次元超音波画像 I m 1 のようにすい臓 P の外表面しか観察できなかったが、超音波観測システム 1 では、第 1 関心領域 R 1 の外部、及び第 1 関心領域 R 1 を削除しているため、図 1 5 に示す 3 次元超音波画像 I m 2 のようにすい管 D やのう胞 T、腫瘍性すいのう胞 I を観察することができる。なお、図 1 5 に示すように、第 1 関心領域 R 1 と外部との境界であるすい臓 P を破線等により表示してもよい。図 1 5 を観察すると、のう胞 T によりすい管 D が圧迫されることにより、のう胞 T より右側において主すい管拡張がおきていることが容易に視認できる。

30

【 0 0 5 4 】

なお、上述したフローチャートでは、第 1 関心領域 R 1 の外部を削除し、第 1 関心領域 R 1 を削除し、ネガポジ変換を行う例を説明したが、処理の順番はこれに限られない。例えば、ネガポジ変換を行った後に、変換後の画像の輝度値が閾値以下の部分を切り捨てることにより、第 1 関心領域 R 1 の外部や第 1 関心領域 R 1 を削除してもよい。この場合、第 1 関心領域 R 1 と第 1 関心領域 R 1 の外部との境界、第 1 関心領域 R 1 と第 2 関心領域 R 2 との境界の検出を行わなくてもよい。

【 0 0 5 5 】

なお、上述した実施の形態では、輝度値変換部 3 6 が輝度値の大小関係を入れ換えた後に閾値以下の輝度値をゼロにする例を示したがこれに限られない。輝度値変換部 3 6 は、輝度値の大小関係を入れ換えた後に閾値以下の輝度値を十分に小さい所定の値とし、この部分が透過性を有することにより、内部の構造が視認できるようにしてもよい。この場合、すい臓 P の形状を視認することができ、すい管 D やのう胞 T、腫瘍性すいのう胞 I 等の観察対象も視認することができる。

40

【 0 0 5 6 】

また、超音波内視鏡として、内視鏡の処置具チャンネルに挿通可能なミニチュアプローブを用いる構成であってもよい。

【 0 0 5 7 】

50

さらなる効果や変形例は、当業者によって容易に導き出すことができる。よって、本発明のより広範な態様は、以上のように表し、かつ記述した特定の詳細及び代表的な実施の形態に限定されるものではない。従って、添付のクレーム及びその均等物によって定義される総括的な発明の概念の精神又は範囲から逸脱することなく、様々な変更が可能である。

【符号の説明】

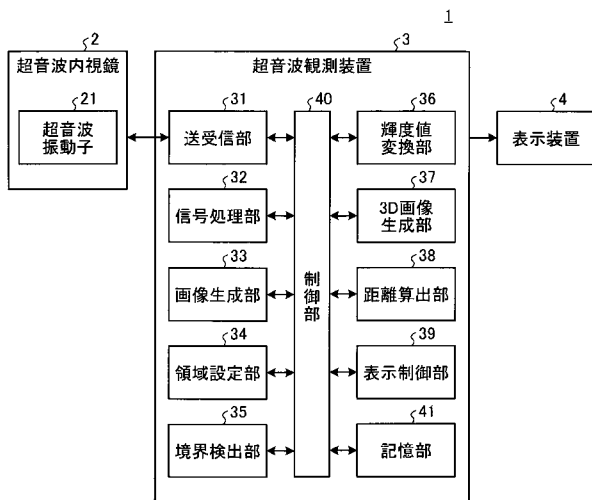
【0058】

- 1 超音波観測システム
- 2 超音波内視鏡
- 3 超音波観測装置
- 4 表示装置
- 21 超音波振動子
- 31 送受信部
- 32 信号処理部
- 33 画像生成部
- 34 領域設定部
- 35 境界検出部
- 36 輝度値変換部
- 37 3D画像生成部
- 38 距離算出部
- 39 表示制御部
- 40 制御部
- 41 記憶部

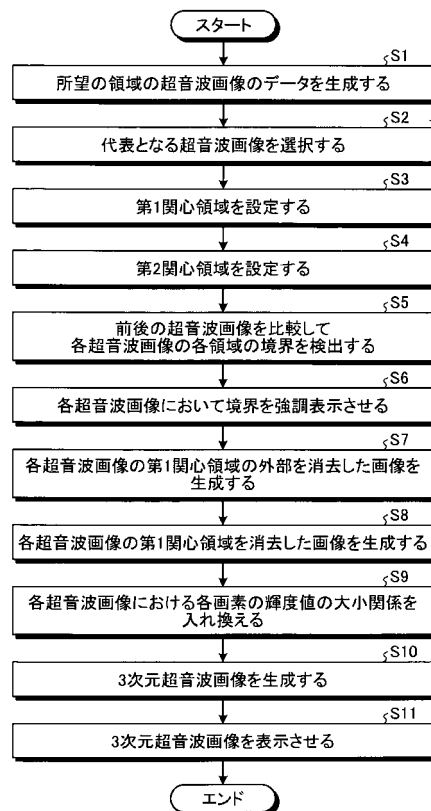
10

20

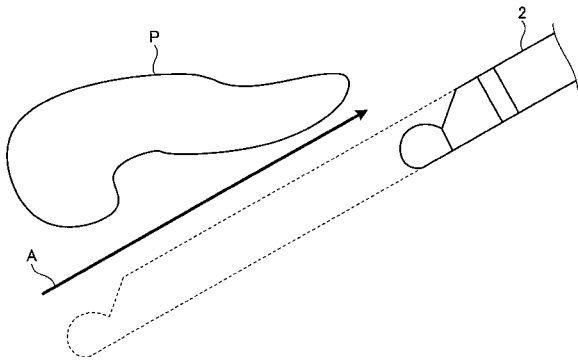
【図1】



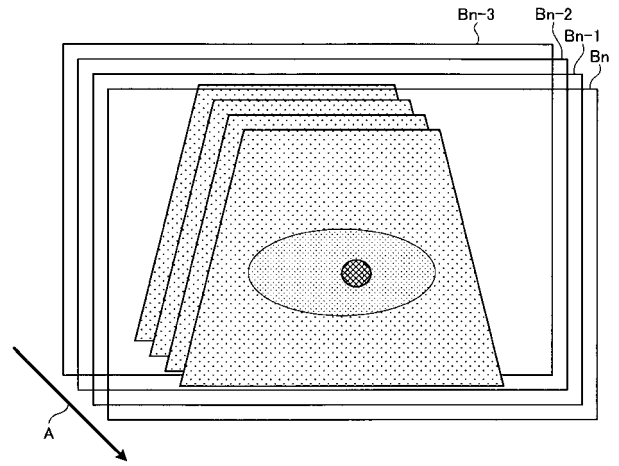
【図2】



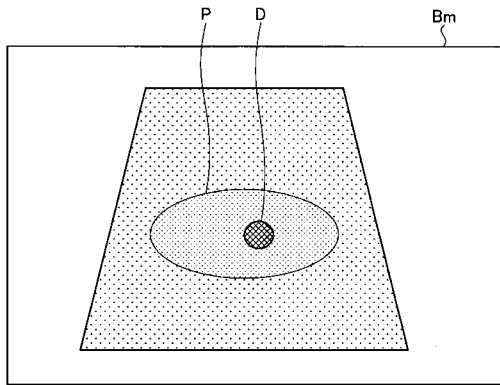
【 図 3 】



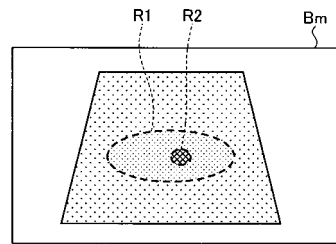
【 図 4 】



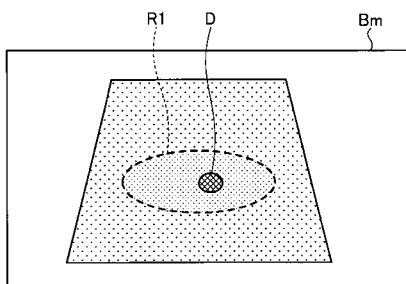
【 図 5 】



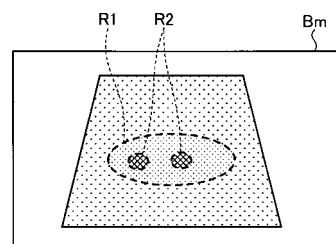
【 図 7 】



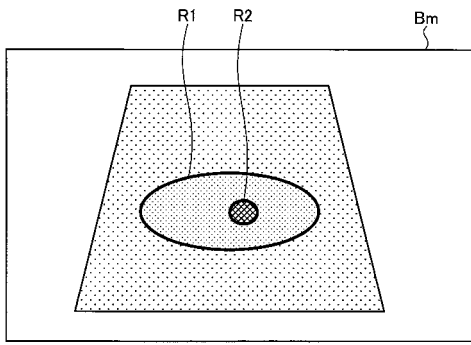
【 図 6 】



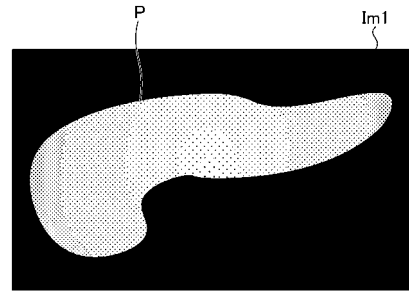
【 図 8 】



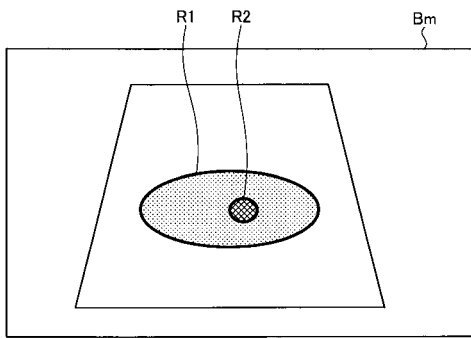
【 図 9 】



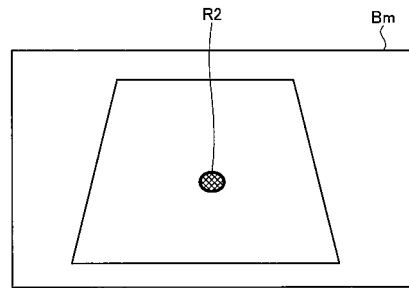
【 図 1 1 】



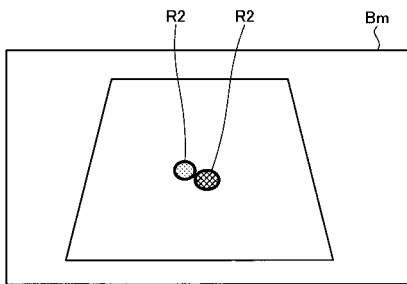
【 図 1 0 】



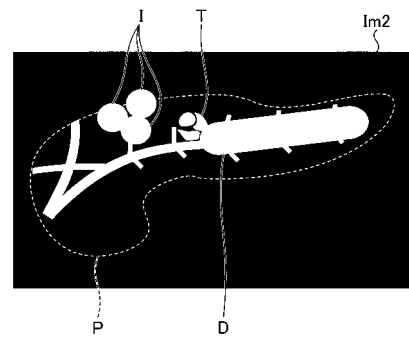
【 図 1 2 】



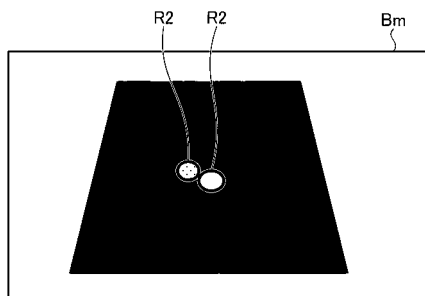
【 図 1 3 】



【 図 1 5 】



【 図 1 4 】



【手続補正書】

【提出日】令和3年2月10日(2021.2.10)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波の送受信に基づく信号を受信し、前記信号に基づいて被検体内の空間的に離間した断面を撮像した複数の超音波画像のデータを生成する画像生成部と、

前記超音波画像における各画素の輝度値の大小関係を入れ換える輝度値変換部と、

前記画像生成部が生成した前記超音波画像のデータより、輝度値が大きく変化する境界を自動的に設定する領域設定部と、

前記領域設定部が設定した前記境界に基づき、前記超音波画像の各々において境界を自動的に検出する境界検出部と、

を備えることを特徴とする超音波観測システム。

【請求項2】

前記超音波画像を合成することにより3次元超音波画像のデータを生成する3次元画像生成部と、

を備えることを特徴とする請求項1に記載の超音波観測システム。

【請求項3】

前記輝度値変換部は、前記輝度値の大小関係を入れ換えた後に閾値以下の輝度値をゼロにすることを特徴とする請求項1に記載の超音波観測システム。

【請求項4】

前記画像生成部は、前記3次元超音波画像における任意の断面の2次元断面画像のデータを生成することを特徴とする請求項2に記載の超音波観測システム。

【請求項5】

前記超音波画像、前記超音波画像を合成した3次元超音波画像、又は前記輝度値の大小関係を入れ換えた超音波画像を合成した前記3次元超音波画像を表示装置に表示させる表示制御部を備えることを特徴とする請求項2に記載の超音波観測システム。

【請求項6】

表示装置に表示された前記被検体において指定された2点間の距離を算出する距離算出部を備えることを特徴とする請求項1に記載の超音波観測システム。

【請求項7】

前記境界検出部は、所定の方向に沿って前記被検体内の空間的に離間した断面を撮像した複数の前記超音波画像の各々において境界を自動的に検出することを特徴とする請求項1に記載の超音波観測システム。

【請求項8】

前記画像生成部は、前記領域設定部が設定した前記境界に基づいて設定された関心領域の外部を消去した画像を生成することを特徴とする請求項1に記載の超音波観測システム。

【請求項9】

被検体に挿入する挿入部の先端に、超音波を送受信する超音波振動子が配置されており、前記超音波振動子が受信した超音波に基づく信号である超音波エコーを出力する超音波内視鏡を備えることを特徴とする請求項1に記載の超音波観測システム。

【請求項10】

画像生成部が、超音波の送受信に基づく信号を受信し、前記信号に基づいて被検体内の空間的に離間した断面を撮像した複数の超音波画像のデータを生成し、

輝度値変換部が、前記超音波画像における各画素の輝度値の大小関係を入れ換え、

領域設定部が、前記画像生成部が生成した前記超音波画像のデータより、輝度値が大きく変化する境界を自動的に設定し、

境界検出部が、前記領域設定部が設定した前記境界に基づき、前記超音波画像の各々において境界を自動的に検出する超音波観測システムの作動方法。

【請求項 11】

超音波の送受信に基づく信号を受信し、前記信号に基づいて被検体内の空間的に離間した断面を撮像した複数の超音波画像のデータを生成させ、

前記超音波画像における各画素の輝度値の大小関係を入れ換えさせ、

前記超音波画像のデータより、輝度値が大きく変化する境界を自動的に設定させ、

前記境界に基づき、前記超音波画像の各々において境界を自動的に検出させる

ことを超音波観測システムに実行させることを特徴とする超音波観測システムの作動プログラム。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2018/038557
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl. A61B8/12 (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) Int.Cl. A61B8/00 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Published examined utility model applications of Japan 1922-1996 Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2018 Registered utility model specifications of Japan 1996-2018 Published registered utility model applications of Japan 1994-2018 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.
Y	JP 2004-113628 A (OLYMPUS CORPORATION) 15 April 2004, paragraphs [0031]-[0160], fig. 1-20 (Family: none)	1-9
Y	JP 2013-9832 A (TOSHIBA CORPORATION) 17 January 2013, paragraphs [0013]-[0077], fig. 1-18 & US 2013/0004047 A1, paragraphs [0028]-[0099], fig. 1-18	1-9
Y	JP 2010-167032 A (TOSHIBA CORPORATION) 05 August 2010, paragraphs [0014]-[0077], fig. 1-12 & US 2010/0185094 A1, paragraphs [0056]-[0119], fig. 1-12	1-9
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 09.11.2018		Date of mailing of the international search report 11.12.2018
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/038557

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2015-231436 A (TOSHIBA CORPORATION) 24 December 2015, paragraphs [0008]-[0046], fig. 1-12 (Family: none)	7-9

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 3 8 5 5 7	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/12(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 1971-2018年 日本国実用新案登録公報 1996-2018年 日本国登録実用新案公報 1994-2018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	
Y	JP 2004-113628 A (オリンパス株式会社) 2004.04.15, [0031]-[0160], 図 1-20 (ファミリーなし)	1-9	
Y	JP 2013-9832 A (株式会社東芝) 2013.01.17, [0013]-[0077], 図 1-18 & US 2013/0004047 A1, [0028]-[0099], FIG. 1-18	1-9	
Y	JP 2010-167032 A (株式会社東芝) 2010.08.05, [0014]-[0077], 図 1-12 & US 2010/0185094 A1, [0056]-[0119], FIG. 1-12	1-9	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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		の日の後に公表された文献	
「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		「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	
「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		「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	
「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)		「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	
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献	
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願			
国際調査を完了した日 09.11.2018		国際調査報告の発送日 11.12.2018	
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) 永田 浩司	2U 6004
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2018/038557
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
Y	JP 2015-231436 A (株式会社東芝) 2015.12.24, [0008]-[0046], 図 1-12 (ファミリーなし)	7-9

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。