(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
2020年12月10日(10.12.2020)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2020/246151 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 8/14 (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2020/016817

(22) 国際出願日： 2020年4月17日(17.04.2020)

(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 2019-106449 2019年6月6日(06.06.2019) JP

(71) 出願人: 富士フイルム株式会社 (**FUJIFILM CORPORATION**) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布２丁目２６番３０号 Tokyo (JP).

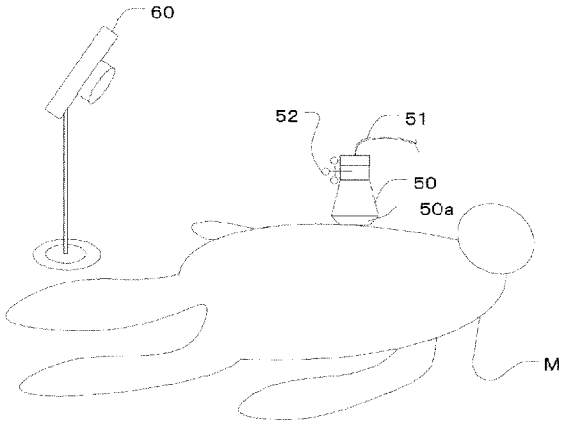
(72) 発明者: 高橋 東 (**TAKAHASHI Azuma**); 〒1070052 東京都港区赤坂９丁目７番３号 富士フイルム株式会社内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 中島 順子, 外 (**NAKASHIMA Junko** et al.); 〒2500111 神奈川県南足柄市竹松１２５０番地 ＦＦＴＰ Ｍ０棟６Ｆ Kanagawa (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, 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,

(54) **Title:** THREE-DIMENSIONAL ULTRASONIC IMAGE GENERATION DEVICE, METHOD, AND PROGRAM

(54) 発明の名称： ３次元超音波画像生成装置、方法、及びプログラム



(57) **Abstract:** The purpose of the present invention is to enable a higher-resolution three-dimensional ultrasonic image to be generated by a three-dimensional ultrasonic image generation device, method, and program by suppressing blurred image regions caused by an organ to be measured. The three-dimensional ultrasonic image generation device includes: an image acquisition unit that acquires a plurality of two-dimensional ultrasonic images from a first viewpoint and a second viewpoint; a probe position information acquisition unit that acquires position information of an ultrasonic probe for each image that is captured; a three-dimensional ultrasonic image generation unit that generates a three-dimensional ultrasonic image; an organ extraction unit that extracts an organ included in the three-dimensional ultrasonic image; an image processing unit that extracts a blurred image region in at least the three-dimensional ultrasonic image from which an organ has been extracted on the basis of position information of the organ and the position information of the ultrasonic probe, and performs a suppressing process of suppressing the degree of blurring; and an image compositing unit that generates a composite three-dimensional ultrasonic image by compositing the three-dimensional ultrasonic images of the two viewpoints including the three-dimensional ultrasonic image which has been subjected to the suppressing process.

WO 2020/246151 A1

［続葉有］

NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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, ST, 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:

一 国際調査報告(条約第21条(3))

(57) 要約:３次元超音波画像生成装置、方法、及びプログラムにおいて、計測対象となる臓器に起因する不鮮明な画像領域を抑制することによって、より高精細な３次元超音波画像を生成できるようにする。３次元超音波画像生成装置は、第１視点、第２視点のそれぞれにおける複数の２次元超音波画像を取得する画像取得部と、超音波プローブの位置情報を撮像毎に取得するプローブ位置情報取得部と、３次元超音波画像を生成する３次元超音波画像生成部と、３次元超音波画像に含まれる臓器を抽出する臓器抽出部と、臓器の位置情報と、超音波プローブの位置情報とに基づいて、少なくとも臓器が抽出された３次元超音波画像について、不鮮明な画像領域を抽出し、不鮮明度を抑制する抑制処理を行う画像処理部と、抑制処理が行われた３次元超音波画像を含む２つの視点の３次元超音波画像を合成することにより、合成３次元超音波画像を生成する画像合成部、を含む。

明　細　書

発明の名称 ： ３次元超音波画像生成装置、方法、及びプログラム

技術分野

[0001] 本開示は、３次元超音波画像を生成する３次元超音波画像生成装置、方法、及びプログラムに関する。

背景技術

[0002] 近年、ＣＴ(Computed Tomography)装置、ＭＲＩ（Magnetic Resonance Imaging）装置、及び超音波診断装置等の医療機器の進歩により、より質の高い高解像度の医用画像を用いての画像診断が可能となってきている。超音波診断装置においては、超音波プローブにより撮像して取得した２次元超音波画像と、超音波プローブの撮像位置とから３次元超音波画像を生成する技術が知られている。２次元超音波画像においては、超音波の反射及び屈折等で生じるアーチファクト、及び超音波プローブからの距離に比例して画像中の分解能が低下すること等により不鮮明な画像領域が含まれる場合がある。超音波画像を用いる診断においては、例えば、撮像対象が頸動脈等の血管である場合には、血管壁の厚さ等を計測する。しかしながら、超音波画像中に不鮮明な画像領域が含まれてしまうと血管壁の厚さ等の計測が困難になってしまう。従来では、観察対象を異なる視点から撮像することにより、異なる視点において２次元超音波画像を取得し、異なる視点各々の２次元超音波画像において不鮮明な画像領域以外の画像領域を使用することにより血管壁の厚さ等の計測を行っている。

[0003] 一方、不鮮明な画像領域が含まれた２次元超音波画像を用いて３次元超音波画像が生成されると、同様に３次元超音波画像にも不鮮明な画像領域が含まれてしまう。不鮮明な画像領域を含む３次元超音波画像においても、同様に、血管壁の厚さ等を計測するには不向きである。そこで、近年においては、不鮮明な画像領域が抑制されたより高精細な超音波画像を生成するための技術が開示されている。

[0004] 特許文献１には、位置関係が異なる、アーチファクトを含む画像と含まない画像を複数用意し、これら複数の画像の画素値を加算減算することにより、アーチファクトを取り除く方法が開示されている。また、特許文献２には、複数の超音波振動子が配列された超音波プローブの素子平面の中心を通る法線からの角度が許容角度を超えている、超音波による走査線に対応する画素に、マスクを施すことによって、アーチファクトによる画像の乱れを抑制する方法が提案されている。また、特許文献３には、異なる角度範囲の画像を、座標系を合わせて合成することにより、１つの角度範囲の画像に例えば多重反射アーチファクトがあっても、他の角度範囲の画像にそれがなければ、そのアーチファクトを除去又は抑制できることが開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開２００７－２３６６８１号公報

特許文献2：特許５３６１１６６号公報

特許文献3：特開２００３－０８８５２１号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] しかしながら、上記特許文献１～３に記載の技術においては、計測対象となる臓器を抽出していないので、計測対象となる臓器に起因するアーチファクトによって生じる画像中の不鮮明な画像領域を抑制することは困難である。

[0007] 本開示は上記事情に鑑みなされたものであり、計測対象となる臓器に起因する不鮮明な画像領域を抑制することによって、より高精細な３次元超音波画像を生成できるようにすることを目的とする。

課題を解決するための手段

[0008] 本開示の第１の３次元超音波画像生成装置は、超音波プローブを被検体の体表面に沿って一方向に移動させながら、複数の撮像位置で被検体内の目標

となる臓器を撮像した複数の２次元超音波画像であって、第１視点及び第２視点の少なくとも２つの視点のそれぞれから複数の撮像位置の撮像が行われた第１視点及び第２視点のそれぞれにおける複数の２次元超音波画像を取得する画像取得部と、

超音波プローブの視点の方向を示す撮像方向と視点毎の撮像位置とを含む位置情報を撮像毎に取得するプローブ位置情報取得部と、

画像取得部により取得された第１視点及び第２視点のそれぞれの複数の２次元超音波画像と、プローブ位置情報取得部により取得された撮像毎の位置情報とに基づいて、第１視点及び第２視点のそれぞれの３次元超音波画像を生成する３次元超音波画像生成部と、

第１視点及び第２視点のそれぞれの３次元超音波画像のうち少なくとも一方の３次元超音波画像に基づいて、３次元超音波画像に含まれる臓器を抽出する臓器抽出部と、

臓器抽出部により抽出された臓器の位置情報と、プローブ位置情報取得部により取得された超音波プローブの位置情報とに基づいて、第１視点及び第２視点のそれぞれの３次元超音波画像のうち、少なくとも臓器が抽出された３次元超音波画像について、不鮮明な画像領域を抽出し、抽出した画像領域における不鮮明度を抑制する抑制処理を行う画像処理部と、

第１視点及び第２視点の２つの視点の３次元超音波画像であって、少なくとも一方の視点の３次元超音波画像には抑制処理が行われた３次元超音波画像を含む２つの視点の３次元超音波画像を合成することにより、合成３次元超音波画像を生成する画像合成部と、

を含む。

[0009] 本開示の第２の３次元超音波画像生成装置は、超音波プローブを被検体の体表面に沿って一方向に移動させながら、複数の撮像位置で被検体内の目標となる臓器を撮像した複数の２次元超音波画像であって、第１視点及び第２視点の少なくとも２つの視点のそれぞれから複数の撮像位置の撮像が行われた第１視点及び第２視点のそれぞれにおける複数の２次元超音波画像を取得

する画像取得部と、

超音波プローブの視点の方向を示す撮像方向と視点毎の撮像位置とを含む位置情報を撮像毎に取得するプローブ位置情報取得部と、

画像取得部により取得された第１視点及び第２視点のうちの少なくとも一方の視点における複数の２次元超音波画像の少なくとも１枚の２次元超音波画像に基づいて、２次元超音波画像に含まれる臓器を抽出する臓器抽出部と、

臓器抽出部により抽出された臓器の位置情報と、プローブ位置情報取得部により取得された超音波プローブの位置情報とに基づいて、第１視点及び第２視点のそれぞれの２次元超音波画像のうち、少なくとも臓器を抽出した２次元超音波画像が含まれる視点に対応する複数の２次元超音波画像の各々について、不鮮明な画像領域を抽出し、抽出した画像領域における不鮮明度を抑制する抑制処理を行う画像処理部と、

第１視点及び第２視点の２つの視点の複数の２次元超音波画像であって、少なくとも一方の視点の２次元超音波画像には抑制処理が行われた２次元超音波画像を含む２つの視点の２次元超音波画像のそれぞれに基づいて、第１視点及び第２視点の２つの視点の３次元超音波画像を生成する３次元超音波画像生成部と、

３次元超音波画像生成部により生成された第１視点及び第２視点の２つの視点の３次元超音波画像を合成して合成３次元超音波画像を生成する画像合成部と、

を含む。

[0010] なお、本開示において、視点は、第１視点と第２視点とを含んでいれば２つの視点であってもよいし、３つ以上の視点であってもよい。

[0011] また、本開示の３次元超音波画像生成装置においては、画像処理部は、臓器抽出部により抽出された臓器の位置情報、並びに超音波プローブの位置情報に基づいて導出される進行方向であって、臓器に対して超音波プローブから照射される超音波の進行方向に基づいて、不鮮明な画像領域を抽出するこ

とができる。

[0012] また、本開示の３次元超音波画像生成装置においては、画像処理部は、進行方向と臓器の外表面とのなす角度が予め定められた閾値以下である領域を不鮮明な画像領域として抽出することができる。

[0013] また、本開示の３次元超音波画像生成装置においては、抑制処理は、不鮮明な画像領域の画素値を、他の領域の画素値と比較して相対的に低減する処理とすることができる。

[0014] また、本開示の３次元超音波画像生成装置においては、画像合成部は、第１視点及び第２視点の２つの視点の３次元超音波画像に基づいて、同じ位置にある画素同士の画素値を平均化する平均化処理であって、抑制処理が行われた不鮮明な画像領域以外の領域内の画素値を平均化する平均化処理を行うことができる。

[0015] また、本開示の３次元超音波画像生成装置においては、２次元超音波画像及び３次元超音波画像の少なくとも一方の画像を表示部に表示する表示制御部を備え、

表示制御部は、表示部に合成３次元超音波画像を表示し、表示された合成３次元超音波画像上においてユーザに指定された位置に最も近い撮像位置において撮像された２次元超音波画像を表示部に表示させる制御を行なうことができる。

[0016] また、本開示の３次元超音波画像生成装置においては、超音波プローブに固定されたマーカー部材と、

超音波プローブ及びマーカー部材を同一撮像範囲内に含めて撮像する撮像部とを備え、

プローブ位置情報取得部は、撮像部により取得された超音波プローブ及びマーカー部材の撮像画像に基づいて超音波プローブの位置情報を取得することができる。

[0017] また、本開示の３次元超音波画像生成装置においては、超音波プローブに設けられる６軸センサを備え、

プローブ位置情報取得部は、６軸センサから出力された出力情報に基づいて超音波プローブの位置情報を取得することができる。

[0018] また、本開示の３次元超音波画像生成装置においては、超音波プローブに固定されたマーカー部材、並びに超音波プローブに設けられる６軸センサと、

超音波プローブ及びマーカー部材を同一撮像範囲内に含めて撮像する撮像部とを備え、

プローブ位置情報取得部は、撮像部により取得された超音波プローブ及びマーカー部材の撮像画像、並びに６軸センサから出力された出力情報に基づいて超音波プローブの位置情報を取得することができる。

[0019] 本開示の第１の３次元超音波画像生成方法は、超音波プローブを被検体の体表面に沿って一方向に移動させながら、複数の撮像位置で被検体内の目標となる臓器を撮像した複数の２次元超音波画像であって、第１視点及び第２視点の少なくとも２つの視点のそれぞれから複数の撮像位置の撮像が行われた第１視点及び第２視点のそれぞれにおける複数の２次元超音波画像を取得し、

超音波プローブの視点の方向を示す撮像方向と視点毎の撮像位置とを含む位置情報を撮像毎に取得し、

取得された第１視点及び第２視点のそれぞれの複数の２次元超音波画像と、取得された撮像毎の位置情報とに基づいて、第１視点及び第２視点のそれぞれの３次元超音波画像を生成し、

第１視点及び第２視点のそれぞれの３次元超音波画像のうち少なくとも一方の３次元超音波画像に基づいて、３次元超音波画像に含まれる臓器を抽出し、

抽出された臓器の位置情報と、取得された超音波プローブの位置情報とに基づいて、第１視点及び第２視点のそれぞれの３次元超音波画像のうち、少なくとも臓器が抽出された３次元超音波画像について、不鮮明な画像領域を抽出して、抽出した画像領域における不鮮明度を抑制する抑制処理を行い、

第１視点及び第２視点の２つの視点の３次元超音波画像であって、少なくとも一方の視点の３次元超音波画像には抑制処理が行われた３次元超音波画像を含む２つの視点の３次元超音波画像を合成することにより、合成３次元超音波画像を生成する。

[0020] 本開示の第２の３次元超音波画像生成方法は、超音波プローブを被検体の体表面に沿って一方向に移動させながら、複数の撮像位置で被検体内の目標となる臓器を撮像した複数の２次元超音波画像であって、第１視点及び第２視点の少なくとも２つの視点のそれぞれから複数の撮像位置の撮像が行われた第１視点及び第２視点のそれぞれにおける複数の２次元超音波画像を取得し、

超音波プローブの視点の方向を示す撮像方向と視点毎の撮像位置とを含む位置情報を撮像毎に取得し、

取得された第１視点及び第２視点のうちの少なくとも一方の視点における複数の２次元超音波画像の少なくとも１枚の２次元超音波画像に基づいて、２次元超音波画像に含まれる臓器を抽出し、

抽出された臓器の位置情報と、取得された超音波プローブの位置情報とに基づいて、第１視点及び第２視点のそれぞれの２次元超音波画像のうち、少なくとも臓器を抽出した２次元超音波画像が含まれる視点に対応する複数の２次元超音波画像の各々について、不鮮明な画像領域を抽出して、抽出した画像領域における不鮮明度を抑制する抑制処理を行い、

第１視点及び第２視点の２つの視点の複数の２次元超音波画像であって、少なくとも一方の視点の２次元超音波画像には抑制処理が行われた２次元超音波画像を含む２つの視点の２次元超音波画像のそれぞれに基づいて、第１視点及び第２視点の２つの視点の３次元超音波画像を生成し、

生成された第１視点及び第２視点の２つの視点の３次元超音波画像を合成して合成３次元超音波画像を生成する。

[0021] 本開示の第１の３次元超音波画像生成プログラムは、超音波プローブを被検体の体表面に沿って一方向に移動させながら、複数の撮像位置で被検体内

の目標となる臓器を撮像した複数の２次元超音波画像であって、第１視点及び第２視点の少なくとも２つの視点のそれぞれから複数の撮像位置の撮像が行われた第１視点及び第２視点のそれぞれにおける複数の２次元超音波画像を取得する画像取得部と、

超音波プローブの視点の方向を示す撮像方向と視点毎の撮像位置とを含む位置情報を撮像毎に取得するプローブ位置情報取得部と、

画像取得部により取得された第１視点及び第２視点のそれぞれの複数の２次元超音波画像と、プローブ位置情報取得部により取得された撮像毎の位置情報とに基づいて、第１視点及び第２視点のそれぞれの３次元超音波画像を生成する３次元超音波画像生成部と、

第１視点及び第２視点のそれぞれの３次元超音波画像のうち少なくとも一方の３次元超音波画像に基づいて、３次元超音波画像に含まれる臓器を抽出する臓器抽出部と、

臓器抽出部により抽出された臓器の位置情報と、プローブ位置情報取得部により取得された超音波プローブの位置情報とに基づいて、第１視点及び第２視点のそれぞれの３次元超音波画像のうち、少なくとも臓器が抽出された３次元超音波画像について、不鮮明な画像領域を抽出して、抽出した画像領域における不鮮明度を抑制する抑制処理を行う画像処理部と、

第１視点及び第２視点の２つの視点の３次元超音波画像であって、少なくとも一方の視点の３次元超音波画像には抑制処理が行われた３次元超音波画像を含む２つの視点の３次元超音波画像を合成することにより、合成３次元超音波画像を生成する画像合成部として、

コンピュータを機能させる。

[0022] 本開示の第２の３次元超音波画像生成プログラムは、超音波プローブを被検体の体表面に沿って一方向に移動させながら、複数の撮像位置で被検体内の目標となる臓器を撮像した複数の２次元超音波画像であって、第１視点及び第２視点の少なくとも２つの視点のそれぞれから複数の撮像位置の撮像が行われた第１視点及び第２視点のそれぞれにおける複数の２次元超音波画像

を取得する画像取得部と、

超音波プローブの視点の方向を示す撮像方向と視点毎の撮像位置とを含む位置情報を撮像毎に取得するプローブ位置情報取得部と、

画像取得部により取得された第１視点及び第２視点のうちの少なくとも一方の視点における複数の２次元超音波画像の少なくとも１枚の２次元超音波画像に基づいて、２次元超音波画像に含まれる臓器を抽出する臓器抽出部と、

臓器抽出部により抽出された臓器の位置情報と、プローブ位置情報取得部により取得された超音波プローブの位置情報とに基づいて、第１視点及び第２視点のそれぞれの２次元超音波画像のうち、少なくとも臓器を抽出した２次元超音波画像が含まれる視点に対応する複数の２次元超音波画像の各々について、不鮮明な画像領域を抽出して、抽出した画像領域における不鮮明度を抑制する抑制処理を行う画像処理部と、

第１視点及び第２視点の２つの視点の複数の２次元超音波画像であって、少なくとも一方の視点の２次元超音波画像には抑制処理が行われた２次元超音波画像を含む２つの視点の２次元超音波画像のそれぞれに基づいて、第１視点及び第２視点の２つの視点の３次元超音波画像を生成する３次元超音波画像生成部と、

３次元超音波画像生成部により生成された第１視点及び第２視点の２つの視点の３次元超音波画像を合成して合成３次元超音波画像を生成する画像合成部として、

コンピュータを機能させる。

[0023] 本開示による他の第１の３次元超音波画像生成装置は、コンピュータに実行させるための命令を記憶するメモリと、

記憶された命令を実行するよう構成されたプロセッサとを備え、プロセッサは、

超音波プローブを被検体の体表面に沿って一方向に移動させながら、複数の撮像位置で被検体内の目標となる臓器を撮像した複数の２次元超音波画像で

あって、第１視点及び第２視点の少なくとも２つの視点のそれぞれから複数の撮像位置の撮像が行われた第１視点及び第２視点のそれぞれにおける複数の２次元超音波画像を取得し、

超音波プローブの視点の方向を示す撮像方向と視点毎の撮像位置とを含む位置情報を撮像毎に取得し、

取得された第１視点及び第２視点のそれぞれの複数の２次元超音波画像と、取得された撮像毎の位置情報とに基づいて、第１視点及び第２視点のそれぞれの３次元超音波画像を生成し、

第１視点及び第２視点のそれぞれの３次元超音波画像のうち少なくとも一方の３次元超音波画像に基づいて、３次元超音波画像に含まれる臓器を抽出し、

抽出された臓器の位置情報と、取得された超音波プローブの位置情報とに基づいて、第１視点及び第２視点のそれぞれの３次元超音波画像のうち、少なくとも臓器が抽出された３次元超音波画像について、不鮮明な画像領域を抽出して、抽出した画像領域における不鮮明度を抑制する抑制処理を行い、

第１視点及び第２視点の２つの視点の３次元超音波画像であって、少なくとも一方の視点の３次元超音波画像には抑制処理が行われた３次元超音波画像を含む２つの視点の３次元超音波画像を合成することにより、合成３次元超音波画像を生成する処理を実行する。

[0024] 本開示による他の第２の３次元超音波画像生成装置は、コンピュータに実行させるための命令を記憶するメモリと、

記憶された命令を実行するよう構成されたプロセッサとを備え、プロセッサは、

超音波プローブを被検体の体表面に沿って一方向に移動させながら、複数の撮像位置で被検体内の目標となる臓器を撮像した複数の２次元超音波画像であって、第１視点及び第２視点の少なくとも２つの視点のそれぞれから複数の撮像位置の撮像が行われた第１視点及び第２視点のそれぞれにおける複数の２次元超音波画像を取得し、

超音波プローブの視点の方向を示す撮像方向と視点毎の撮像位置とを含む位置情報を撮像毎に取得し、

取得された第１視点及び第２視点のうちの少なくとも一方の視点における複数の２次元超音波画像の少なくとも１枚の２次元超音波画像に基づいて、２次元超音波画像に含まれる臓器を抽出し、

抽出された臓器の位置情報と、取得された超音波プローブの位置情報とに基づいて、第１視点及び第２視点のそれぞれの２次元超音波画像のうち、少なくとも臓器を抽出した２次元超音波画像が含まれる視点に対応する複数の２次元超音波画像の各々について、不鮮明な画像領域を抽出して、抽出した画像領域における不鮮明度を抑制する抑制処理を行い、

第１視点及び第２視点の２つの視点の複数の２次元超音波画像であって、少なくとも一方の視点の２次元超音波画像には抑制処理が行われた２次元超音波画像を含む２つの視点の２次元超音波画像のそれぞれに基づいて、第１視点及び第２視点の２つの視点の３次元超音波画像を生成し、

生成された第１視点及び第２視点の２つの視点の３次元超音波画像を合成して合成３次元超音波画像を生成する処理を実行する。

発明の効果

[0025] ３次元超音波画像生成装置、方法、及びプログラムによれば、計測対象となる臓器に起因する不鮮明な画像領域を抑制することによって、より高精細な３次元超音波画像を生成できる。

図面の簡単な説明

[0026] [図1]本開示の第１の実施形態の３次元超音波画像生成装置を含む診断支援システムの構成を示す概略ブロック図

[図2]本開示の一実施形態である診断支援システムの概念図

[図3]マーカー部材が固定された超音波プローブを説明するための図

[図4]撮像部により取得された画像の一例を示す図である。

[図5]超音波プローブによる撮像動作を説明するための図

[図6]異なる視点における被検体内の臓器の撮像を説明するための図

[図7]異なる視点における被検体内の臓器の撮像を説明するための図

[図8]撮像画像中のマーカー部材５２の移動を説明するための図

[図9]不鮮明な画像領域を説明するための図

[図10]抑制処理について説明するための図

[図11]第１視点の３次元超音波画像における不鮮明な画像領域について説明するための図

[図12]第２視点の３次元超音波画像における処理を説明するための図

[図13]合成処理について説明するための図

[図14]合成３次元超音波画像ＶＧを説明するための図

[図15]本開示の第１の実施形態において行われる処理を示すフローチャート

[図16]本開示の第２の実施形態において行われる処理を示すフローチャート

[図17]表示部に表示された３次元超音波画像の一例を示す図

[図18]表示部に表示された２次元超音波画像の一例を示す図

[図19]センサが設けられた超音波プローブを説明するための図

発明を実施するための形態

[0027] 以下、図面を参照して本開示の実施形態について説明する。図１は本開示の一実施形態による３次元超音波画像生成装置を適用した、診断支援システムの構成を示す概略ブロック図である。図１に示すように、診断支援システム１は、本実施形態による３次元超音波画像生成装置１０、並びに３次元超音波画像生成装置１０と接続可能に構成された超音波プローブ５０、撮像部６０、表示部３０、及び入力部４０を備えている。

[0028] ３次元超音波画像生成装置１０は、ＣＰＵ（Central Processing Unit）１１、一次記憶部１２、二次記憶部１３及び外部Ｉ／Ｆ（Interface）１４等を備えたコンピュータから構成される。ＣＰＵ１１は、３次元超音波画像生成装置１０の全体を制御する。一次記憶部１２は、各種プログラムの実行時のワークエリア等として用いられる揮発性のメモリである。一次記憶部１２の一例としては、ＲＡＭ（Random Access Memory）が挙げられる。二次記憶部１３は、各種プログラム及び各種パラメータ等を予め記憶した不揮発性のメ

モリであり、本開示の３次元超音波画像生成プログラム１５の一実施形態がインストールされている。

[0029] ３次元超音波画像生成プログラム１５は、ＤＶＤ（Digital Versatile Disc）及びＣＤ－ＲＯＭ（Compact Disc Read Only Memory）などの記録媒体に記録されて配布され、その記録媒体からコンピュータにインストールされる。又は、３次元超音波画像生成プログラム１５は、ネットワークに接続されたサーバコンピュータの記憶装置もしくはネットワークストレージに対して、外部からアクセス可能な状態で記憶され、外部からの要求に応じてコンピュータにダウンロードされた後に、インストールされるようにしてもよい。

[0030] この３次元超音波画像生成プログラム１５がＣＰＵ１１により実行されることによって、ＣＰＵ１１は、画像取得部２１、プローブ位置情報取得部２２、３次元超音波画像生成部２３、臓器抽出部２４、画像処理部２５、画像合成部２６、及び表示制御部２７として機能する。二次記憶部１３の一例としては、ＥＥＰＲＯＭ（Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory）又はフラッシュメモリ等が挙げられる。

[0031] 外部Ｉ／Ｆ１４は、３次元超音波画像生成装置１０と外部装置（図示せず）との間の各種情報の送受信を司る。ＣＰＵ１１、一次記憶部１２、二次記憶部１３、及び外部Ｉ／Ｆ１４は、各々の回路がデータを交換するための共通の経路であるバスライン１６に接続されている。

[0032] また、バスライン１６には、表示部３０と入力部４０も接続されている。表示部３０は、例えば液晶ディスプレイ等で構成される。表示部３０は、後述するように、画像取得部２１により取得された２次元超音波画像及び３次元超音波画像生成部２３により生成された３次元超音波画像を表示する。また、後述する撮像部６０によって取得された撮像画像も表示する。なお、表示部３０をタッチパネルによって構成し、入力部４０と兼用してもよい。入力部４０は、マウス及びキーボード等を備えたものであり、ユーザによる種々の設定入力を受け付ける。また、バスライン１６には、送受信部１７と撮像部６０も接続されている。送受信部１７は、後述する超音波プローブ５０

との間の各種情報の送受信を司る。

[0033] 超音波プローブ５０は、３次元超音波画像生成装置１０に接続可能に構成されている。超音波プローブ５０としては、例えばセクタ走査対応のプローブ、リニア走査対応のプローブ、及びコンベックス走査対応のプローブ等を使用することができる。図２は、本開示の一実施形態である診断支援システムの概念図である。超音波プローブ５０は、図２に示すように、先端に、１次元方向に配列された複数の超音波振動子（図示せず）を有する振動子アレイ５０ａを有する。なお、振動子アレイ５０ａは、上記では、複数の超音波振動子が一次元に配列されている例について説明したが、これには限定されない。振動子アレイ５０ａにおいて、複数の超音波振動子が二次元に配列されていてもよい。

[0034] 超音波プローブ５０は振動子アレイ５０ａを生体である被検体Ｍの体表面に当接させた状態で、被検体Ｍの計測したい部位に対して超音波を出射（送信）し、被検体Ｍで反射して戻って来た反射超音波を検出（受信）する。超音波プローブ５０は、送受信部１７から出力されたパルス状又は連続波の電気信号を超音波に変換して出射し、受信した反射超音波を電気信号に変換して送受信部１７に送信する。

[0035] 送受信部１７は、超音波プローブ５０が有する複数の超音波振動子を駆動させる、パルス状又は連続波の電気信号を超音波プローブ５０へ送信する。また、送受信部１７は、反射超音波を受信した複数の超音波振動子で生成される複数の電気信号を受信する。そして、送受信部は、受信した電気信号に対して、増幅とＡ／Ｄ（Analog／Digital）変換とを行うことにより受信信号を生成する。この受信信号は、例えば、超音波振動子の配列方向と超音波の送信方向であって超音波振動子の配列方向と垂直な方向（以下、深度方向とする。）とに並ぶ複数の信号からなり、各信号は反射超音波の振幅をデジタル値で表したデジタル信号である。そして、この送信処理および受信処理を繰り返し連続して行い、複数の受信信号からなるフレームデータを複数構築する。

[0036] なお、本開示においてフレームデータは、１枚の断層画像を構築する上で必要な受信信号の集合データ、この集合データに基づいて断層画像データを構築するために処理された信号、及びこの集合データに基づいて構築された１枚の断層画像データ或いは断層画像の何れかのことをいう。なお、本実施形態においては１枚の断層画像データのことをいう。構築された断層画像データは一次記憶部１２に記憶される。

[0037] また、本実施形態においては、超音波プローブ５０には、マーカー部材が固定されている。図３は、本開示の一実施形態であるマーカー部材が固定された超音波プローブ５０を説明するための図である。なお、図３においては、マーカー部材の超音波プローブ５０への固定箇所等は実際の形状とは異なり簡易的に図示されている。

[0038] 超音波プローブ５０は、図３に示すように、送受信部１７と接続するケーブル５１を有している。また、超音波プローブ５０の外周面には、マーカー部材５２が固定されている。マーカー部材５２は、球状の３つのマーカー、すなわちマーカー５２ｘ、マーカー５２ｙ、及びマーカー５２ｚと、軸方向が互いに直交するｘ軸、ｙ軸、及びｚ軸の３軸とを備えている。３つのマーカー５２ｘ、マーカー５２ｙ、及びマーカー５２ｚは、各々のマーカー中心５２ａを中心として、ｘ軸、ｙ軸、及びｚ軸の３軸の一端に設けられている。ｘ軸、ｙ軸、及びｚ軸の３軸の他端は、超音波プローブ５０に設けられた支柱に設けられている。また、３つのマーカー５２ｘ、マーカー５２ｙ、及びマーカー５２ｚは、例えば、異なる色が付されており、色によって識別可能である。

[0039] なお、本実施形態においては、マーカー部材５２は、３つのマーカー５２ｘ、マーカー５２ｙ、及びマーカー５２ｚで構成されるものとしたが、本開示の技術はこれに限られず、上記３つのマーカー以外のマーカーを使用してもよい。例えば４つ、５つ等のマーカーを使用してもよい。またマーカーの形状は球状に限られず、例えば直方体であってもよいし、円錐状であってもよいし、適宜変更することができる。

[0040] 図２に示す撮像部６０は、超音波プローブ５０とマーカー部材５２とを同一撮像範囲内に含めて撮像可能な位置に設置されている。図４は撮像部６０により取得された画像の一例を示す図である。図４に示すように、撮像部６０により取得された画像Ｄには、ユーザの手Ｈに把持され、被検体Ｍの体表面に当接する超音波プローブ５０、及び超音波プローブ５０に固定されたマーカー部材５２が写っている。

[0041] 図５は超音波プローブ５０による撮像動作を説明するための図である。図５に示すように、ユーザが超音波プローブ５０を被検体Ｍの体表面に当接させた状態で、超音波プローブ５０を例えば矢印Ｓで示す方向に移動させることにより、異なる位置において撮像が行われる。こうした撮像が行われる異なる複数の撮像位置において、複数の２次元超音波画像Ｐが取得される。撮像位置は、撮像毎の超音波プローブ５０の体表面上の位置である。２次元超音波画像Ｐは、各撮像位置から被検体内の深度方向に延びる断面の断層画像である。

[0042] 図６及び図７は各々異なる視点における被検体内の臓器の撮像を説明するための図である。本実施形態においては、被検体Ｍ内の臓器として血管、具体的には頸動脈Ｍ２を撮像する。ユーザは、図６に示すように、被検体Ｍの正面側から（矢印Ｖ１の方向）、超音波プローブ５０を被検体Ｍの頚部Ｍ１に当接させた状態で、超音波プローブ５０を頸動脈Ｍ２に沿って移動させることにより、頸動脈Ｍ２を複数の撮像位置で撮像する。この際、超音波プローブ５０の超音波振動子の配列方向が、頸動脈Ｍ２と血流方向と直交するように、すなわち図中黒色領域で示す向きで超音波プローブ５０を頚部Ｍ１に当接させることにより、頸動脈の短軸方向の血管短軸断面を撮像する。また、超音波プローブ５０の超音波振動子の配列方向が、頸動脈Ｍ２と血流方向と一致するように、すなわち図中斜線領域で示す向きで超音波プローブ５０を頚部Ｍ１に当接させることにより、頸動脈の長軸方向の血管長軸断面を撮像する。ここで、本実施形態の矢印Ｖ１は本開示の第１視点に対応する。

[0043] また、ユーザは、図７に示すように、被検体Ｍの左側面側から（矢印Ｖ２

の方向）、超音波プローブ５０を被検体Ｍの頚部Ｍ１に当接させた状態で、超音波プローブ５０を頚動脈Ｍ２に沿って移動させることにより、頚動脈Ｍ２を複数の撮像位置で撮像する。この際、超音波プローブ５０の超音波振動子の配列方向が、頚動脈Ｍ２と血流方向と直交するように、すなわち図中黒色領域で示す向きで超音波プローブ５０を頚部Ｍ１に当接させることにより、頚動脈の短軸方向の血管短軸断面を撮像する。また、超音波プローブ５０の超音波振動子の配列方向が、頚動脈Ｍ２と血流方向と一致するように、すなわち図中斜線領域で示す向きで超音波プローブ５０を頚部Ｍ１に当接させることにより、頚動脈の長軸方向の血管長軸断面を撮像する。ここで、本実施形態の矢印Ｖ２は本開示の第２視点に対応する。

[0044] 図２に戻り、画像取得部２１は、超音波プローブ５０が第１視点及び第２視点の少なくとも２つの視点の各々において、複数の撮像位置で各々撮像した２次元超音波画像Ｐを取得する。２次元超音波画像Ｐは、各撮像位置から被検体内の深度方向に延びる断面の断層画像である。超音波プローブ５０は、撮像した複数の２次元超音波画像Ｐ（断層画像）を一次記憶部１２に出力する。画像取得部２１は一次記憶部１２から２次元超音波画像Ｐ（断層画像）を取得する。

[0045] プローブ位置情報取得部２２は、超音波プローブ５０の視点の方向を示す撮像方向と、視点毎の撮像位置とを含む位置情報を撮像毎に取得する。具体的には、異なる各撮像位置において、撮像部６０は超音波プローブ５０及びマーカー部材５２を撮像する。こうして得た超音波プローブ５０及びマーカー部材５２の撮像画像は一次記憶部１２に出力される。プローブ位置情報取得部２２は、一次記憶部１２から撮像画像を読み出す。そして、プローブ位置情報取得部２２は、読み出した撮像画像を画像解析することにより、撮像画像中のマーカー中心５２ａの位置、マーカー５２ｘ，５２ｙ，５２ｚの位置、大きさ、及び傾きから、超音波プローブ５０の撮像方向、及び撮像位置の位置情報を導出する。プローブ位置情報取得部２２は、マーカー５２ｘ，５２ｙ，５２ｚの各マーカーを色によって識別する。プローブ位置情報取得

部２２は、こうした導出処理によって、撮像方向及び撮像位置を含む位置情報を取得する。

[0046] 図８は撮像画像中のマーカー部材５２の移動を説明するための図である。超音波プローブ５０が撮像位置Ｔ１及び撮像位置Ｔ２において２次元超音波画像Ｐを取得した場合、例えば図８に示すように、マーカー部材５２は撮像画像において、矢印Ｔの方向に移動する。この場合、マーカー中心５２ａのｘ方向の移動量から、超音波プローブ５０のｘ方向の位置が導出される。また、マーカー５２ｘ，５２ｙ，５２ｚの大きさの変化量から超音波プローブ５０のｙ方向の位置を導出する。また、マーカー５２ｘ，５２ｙ，５２ｚのマーカー中心５２ａの移動軌跡から、マーカー部材５２の回転量が検出される。そして、回転量に基づいて超音波プローブ５０の向き、すなわち撮像方向が導出される。そして、導出した超音波プローブ５０の撮像位置、及び撮像方向を含む位置情報は、当該撮像位置において取得された２次元超音波画像Ｐに対応させて一次記憶部１２に記憶される。なお、マーカー部材５２を使用した超音波プローブ５０の撮像方向及び撮像位置を取得する方法は、公知の技術を使用することができる。

[0047] ３次元超音波画像生成部２３は、画像取得部２１が取得した２次元超音波画像Ｐ、及び、２次元超音波画像Ｐに対応させて一次記憶部１２に記憶された超音波プローブ５０の撮像方向及び撮像位置を含む位置情報を用いることにより、振動子アレイ５０ａの機械的走査の角度範囲あるいはストロークと電子的な走査範囲によって決定される空間に対する３次元超音波画像Ｖを生成する。なお、３次元超音波画像Ｖの生成方法については公知の技術を使用することができる。

[0048] 臓器抽出部２４は、画像取得部２１により取得された２次元超音波画像Ｐ又は３次元超音波画像生成部２３により生成された３次元超音波画像Ｖに基づいて、２次元超音波画像Ｐ又は３次元超音波画像Ｖに含まれる少なくとも１つの臓器を抽出する。ここで、臓器とは、心臓及び肝臓等の内臓領域に限らず、骨及び血管等も含まれるものとする。

[0049] 本実施形態においては、撮像対象は頚部とする。そのため、臓器抽出部２４は、３次元超音波画像Ｖは血管を対象物として抽出する。血管を抽出する手法としては、例えば特開２０１０－２２０７４２号公報に記載された、線状構造からなる対象組織を表す複数の候補点の位置情報および主軸方向を算出し、算出された位置情報および主軸方向に基づいた変数とするコスト関数を用いて、複数の候補点が接続されるように再構築する手法がある。または特開２０１１－２１２３１４号公報に記載された、自動で血管を区別して抽出する手法等を用いることもできる。

[0050] また、２次元超音波画像Ｐ及び３次元超音波画像Ｖ、並びに各種臓器の正解データを教師データとして、２次元超音波画像Ｐ又は３次元超音波画像Ｖが入力された場合に臓器を示す領域が出力されるように学習がなされたニューラルネットワークを使用してもよい。

[0051] 画像処理部２５は、臓器抽出部２４により抽出された臓器の位置情報と、プローブ位置情報取得部２２により取得された超音波プローブ５０の位置情報とに基づいて、臓器が抽出された２次元超音波画像Ｐ及び３次元超音波画像Ｖについて、不鮮明な画像領域を抽出して、抽出した画像領域における不鮮明度を抑制する抑制処理を行う。

[0052] 画像処理部２５は、臓器に対する超音波プローブ５０から照射される超音波の進行方向に基づいて不鮮明な画像領域を抽出する。まず、臓器抽出部２４が３次元超音波画像生成部２３により生成された３次元超音波画像Ｖに基づいて、臓器を抽出した場合について説明する。図９に不鮮明な画像領域を説明するための図を示す。なお、図９は便宜上、頸動脈Ｍ２の短軸方向の血管短軸断面、すなわち２次元超音波画像Ｐを示しているが、３次元超音波画像Ｖにおいても同様の説明をすることができる。

[0053] 図９に示すように、頸動脈Ｍ２等の血管のように、丸い形状の臓器においては、臓器の外表面、具体的には図９のＡに点線の円で示す付近において、超音波が反射したり屈折したりすることによりアーチファクトが生じやすい。そこで、画像処理部２５は不鮮明な画像領域としてアーチファクトが生じ

やすい領域に対して不鮮明度を抑制する抑制処理を行う。

[0054] 図１０は抑制処理について説明するための図である。本実施形態においては、画像処理部２５は、図１０に示すように、超音波の進行方向と頸動脈Ｍ２の外表面とのなす角度αが予め定められた閾値以下である領域を不鮮明な画像領域として抽出する。具体的には、図１０中、矢印で示す超音波の進行方向と頸動脈Ｍ２の外表面との間の領域（図中、斜線で示す領域）を不鮮明な画像領域として抽出する。ここで、角度αは、臓器の大きさ及び種類等毎に、予め計測した角度とアーチファクトとの関係に基づいて算出された値である。

[0055] 図１１に第１視点の３次元超音波画像ＶＯ１における不鮮明な画像領域について説明するための図である。なお、図１１において、便宜上、不鮮明な画像領域は１つとして以下説明するが、不鮮明な画像領域が２以上である場合についても、同様の説明をすることができる。画像処理部２５は、図１１の左図に示すように、第１視点における３次元超音波画像ＶＯ１において、不鮮明な画像領域Ａ１を抽出した場合に、図１１の右図に示すように不鮮明な画像領域Ａ１を削除する処理を行い、不鮮明な画像領域Ａ１が削除された第１視点における抑制処理後の３次元超音波画像ＶＡ１を生成する。

[0056] 次に、臓器抽出部２４が画像取得部２１により取得された複数の２次元超音波画像Ｐに基づいて、臓器を抽出した場合について説明する。２次元超音波画像Ｐにおいても、上述した３次元超音波画像Ｖと同様に、図９に示すように、頸動脈Ｍ２等の血管のように、丸い形状の臓器においては、臓器の外表面、具体的には図９のＡに点線の円で示す付近において、超音波が反射したり屈折したりすることによりアーチファクトが生じやすい。そこで、画像処理部２５は不鮮明な画像領域としてアーチファクトが生じやすい領域に対して不鮮明度を抑制する抑制処理を行う。具体的には、３次元超音波画像Ｖと同様に、図１０に示すように、超音波の進行方向と頸動脈Ｍ２の外表面とのなす角度αが予め定められた閾値以下である領域を不鮮明な画像領域として抽出する。

[0057] 画像合成部２６は、第１視点における抑制処理後の３次元超音波画像ＶＡ１と第２の視点における３次元超音波画像ＶＯ２とを合成することにより、合成３次元超音波画像ＶＧを生成する。図１２は第２視点の３次元超音波画像ＶＯ２における処理を説明するための図である。第２視点の３次元超音波画像ＶＯ２は、第１視点とは異なる撮像方向において撮像された画像なので、超音波が照射される頸動脈Ｍ２の外表面の位置が、第１視点とは異なる。そのため、図１２に示すように、第２視点の３次元超音波画像ＶＯ２においてアーチファクトが生じる領域、すなわち不鮮明な画像領域Ａ２は、図１１の不鮮明な画像領域Ａ１とは異なる位置となる。

[0058] 画像合成部２６は、第１視点の３次元超音波画像ＶＯ１に含まれる頸動脈Ｍ２と、第２視点の３次元超音波画像ＶＯ２に含まれる頸動脈Ｍ２の位置合わせ処理を行う。本実施形態においては、図１２の右図に示すように、第２視点の３次元超音波画像ＶＯ２に対して上記位置合わせ処理を行い、位置合わせ処理が行われた第２視点における位置合わせ処理後の３次元超音波画像ＶＡ２を生成する。なお、位置合わせ処理は、第１視点の３次元超音波画像ＶＯ１に対して行ってもよいし、第１視点の３次元超音波画像ＶＯ１と第２視点の３次元超音波画像ＶＯ２の両方に対して行ってもよい。位置合わせ処理については公知の技術を使用することができる。

[0059] 図１３は合成処理について説明するための図である。画像合成部２６は、図１３に示すように、第１視点における抑制処理後の３次元超音波画像ＶＡ１において不鮮明な画像領域Ａ１が削除された領域に、この削除された領域に対応する領域の第２視点における位置合わせ処理後の３次元超音波画像ＶＡ２を合成する。図１４は合成３次元超音波画像ＶＧを説明するための図である。第１視点における抑制処理後の３次元超音波画像ＶＡ１においては、不鮮明な画像領域Ａ１が削除されているので、不鮮明な画像領域は存在しない。そして、第１視点における抑制処理後の３次元超音波画像ＶＡ１において削除された領域に、第２視点における位置合わせ処理後の３次元超音波画像ＶＡ２において不鮮明な画像領域Ａ２ではない領域を合成することにより

、合成処理後の合成３次元超音波画像ＶＧは不鮮明な画像領域がない、第１視点の３次元超音波画像ＶＯ１よりも高精細な３次元超音波画像となる。

[0060] 図２に戻り、表示制御部２７は、超音波プローブ５０により撮像された２次元超音波画像Ｐ及び３次元超音波画像Ｖの少なくとも一方を表示部３０に表示させる。また、表示制御部２７は、画像合成部２６により合成された合成３次元超音波画像ＶＧを表示部３０に表示させる。なお、表示制御部２７は１つの表示部３０に超音波プローブ５０により撮像された２次元超音波画像Ｐと、並びに３次元超音波画像Ｖ及び合成３次元超音波画像ＶＧの少なくとも一方とを表示させてもよいし、表示部３０が２つある場合には、各々に表示させてもよい。

[0061] 次いで、本実施形態において行われる処理について説明する。図１５は本開示の第１の実施形態において行われる処理を示すフローチャートである。

[0062] 画像取得部２１は、ユーザが超音波プローブ５０を被検体Ｍの頚部Ｍ１の体表面に当接させた状態で、超音波プローブ５０を操作することにより、異なる視点である視点１及び視点２から撮像された複数の２次元超音波画像Ｐを取得する（ステップＳＴ１）。

[0063] プローブ位置情報取得部２２は、超音波プローブ５０の視点の方向を示す撮像方向と、視点毎の撮像位置とを含む位置情報をステップＳＴ１の撮像毎に取得する（ステップＳＴ２）。３次元超音波画像生成部２３は、第１視点及び第２視点の３次元超音波画像ＶＯ１，ＶＯ２を生成する（ステップＳＴ３）。

[0064] 次いで、臓器抽出部２４は、第１視点の３次元超音波画像ＶＯ１に含まれる頚動脈Ｍ２を抽出する（ステップＳＴ４）。そして、画像処理部２５は、第１視点の３次元超音波画像ＶＯ１において不鮮明な画像領域を抽出して、抽出した不鮮明な画像領域を削除する抑制処理を行う（ステップＳＴ５）。

[0065] 次いで、画像合成部２６は、第１視点における抑制処理後の３次元超音波画像ＶＡ１において削除された領域に、第２視点における位置合わせ処理後の３次元超音波画像ＶＡ２において不鮮明な画像領域Ａ２ではない領域を合

成することにより、合成３次元超音波画像ＶＧを生成して（ステップＳＴ６）、処理を終了する。

[0066] 以上のように、本実施形態においては、第１視点における抑制処理後の３次元超音波画像ＶＡ１において削除された領域に、第２視点における位置合わせ処理後の３次元超音波画像ＶＡ２において不鮮明な画像領域Ａ２ではない領域を合成する。これにより、第１視点の３次元超音波画像ＶＯ１よりも不鮮明な画像領域が抑制された、高精細な３次元超音波画像を生成することができる。

[0067] なお、第１の実施形態においては、第１視点及び第２視点において複数の２次元超音波画像Ｐを取得し、第１視点及び第２視点の３次元超音波画像Ｖを生成したが、本開示の技術はこれに限られない。３つ以上の視点において複数の２次元超音波画像Ｐを取得し、第１視点及び第２視点の３次元超音波画像Ｖを生成してもよい。この場合、第１の視点の３次元超音波画像Ｖについてのみ、不鮮明な画像領域に対して不鮮明度を抑制する抑制処理を行ってもよいし、２以上の視点の３次元超音波画像Ｖにおいて上記抑制処理を行ってもよいし、全ての視点の３次元超音波画像Ｖにおいて上記抑制処理を行ってもよい。

[0068] また、第１の実施形態においては、臓器抽出部２４は、２次元超音波画像Ｐ及び３次元超音波画像Ｖの両方において臓器を抽出可能としたが、本開示の技術はこれに限られない。上記第１の実施形態のように、臓器の抽出を３次元超音波画像Ｖにおいてのみ行う場合には、臓器抽出部２４は、２次元超音波画像Ｐにおいて臓器を抽出する機能を備えていなくてもよい。

[0069] また、第１の実施形態においては、臓器抽出部２４は、３次元超音波画像Ｖにおいて臓器の抽出を行ったが、２次元超音波画像Ｐにおいて臓器の抽出をおこなってもよい。この場合、画像処理部２５は、２次元超音波画像Ｐにおいて抑制処理を行う。

[0070] 次に、第２の実施形態の３次元超音波画像生成装置について説明する。第２の実施形態の３次元超音波画像生成装置は、２次元超音波画像Ｐに対して

臓器の抽出及び抑制処理を行う。なお、第２の実施形態の３次元超音波画像生成装置は、図１に示す第１の実施形態の３次元超音波画像生成装置１０と同じ構成とすることができる。そのため、ここでの説明は省略し、第２の実施形態の３次元超音波画像生成装置について行われる処理についてのみ説明する。図１５は本開示の第２の実施形態において行われる処理を示すフローチャートである。

[0071] 画像取得部２１は、ユーザが超音波プローブ５０を被検体Ｍの頚部Ｍ１の体表面に当接させた状態で、超音波プローブ５０を操作することにより、異なる視点である視点１及び視点２から撮像された複数の２次元超音波画像Ｐを取得する（ステップＳＴ１１）。プローブ位置情報取得部２２は、超音波プローブ５０の視点の方向を示す撮像方向と、視点毎の撮像位置とを含む位置情報をステップＳＴ１の撮像毎に取得する（ステップＳＴ１２）。

[0072] 次いで、臓器抽出部２４は、第１視点の複数の２次元超音波画像Ｐに含まれる頚動脈Ｍ２を各々抽出する（ステップＳＴ１３）。そして、画像処理部２５は、第１視点の複数の２次元超音波画像Ｐにおいて各々不鮮明な画像領域を抽出して、抽出した不鮮明な画像領域を削除する抑制処理を行う（ステップＳＴ１４）。ここで、画像処理部２５は、第１視点の複数の２次元超音波画像Ｐ全てについて、図１０に示すように、矢印で示す超音波の進行方向と頚動脈Ｍ２の外表面との間の領域（図中、斜線で示す領域）を不鮮明な画像領域として抽出する。

[0073] ３次元超音波画像生成部２３は、第１視点及び第２視点の３次元超音波画像ＶＯ１，ＶＯ２を生成する（ステップＳＴ１５）。ここで、第１視点の３次元超音波画像ＶＯ１は、抑制処理が行われた第１視点の複数の２次元超音波画像Ｐに基づいて生成されるため、第１視点の３次元超音波画像ＶＯ１には不鮮明な画像領域は含まれない。すなわち、第１視点の３次元超音波画像ＶＯ１においては、図１３の左図で示した第１視点における抑制処理後の３次元超音波画像ＶＡ１と同様に、不鮮明な画像領域は削除されている。

[0074] 次いで、画像合成部２６は、図１２の右図に示すように、第２視点の３次

元超音波画像ＶＯ２に対して上記第１の実施形態と同様の位置合わせ処理を行い、位置合わせ処理が行われた第２視点における位置合わせ処理後の３次元超音波画像ＶＡ２を生成する。そして、不鮮明な画像領域が削除された第１視点の３次元超音波画像ＶＯ１において、この削除された領域に、位置合わせ処理を行った第２視点における位置合わせ処理後の３次元超音波画像ＶＡ２において不鮮明な画像領域Ａ２ではない領域を合成することにより、合成３次元超音波画像ＶＧを生成して（ステップＳＴ６）、処理を終了する。

[0075] 以上のように、第２の実施形態においては、第１視点の複数の２次元超音波画像Ｐにおいて各々不鮮明な画像領域を抽出して、抽出した不鮮明な画像領域を削除する抑制処理を行う。そして、抑制処理が行われた第１視点の複数の２次元超音波画像Ｐに基づいて第１視点の３次元超音波画像ＶＯ１を生成して、第２の視点の３次元超音波画像ＶＯ２と合成する。このように、２次元超音波画像Ｐにおいて抑制処理を行った場合であっても、上記第１の実施形態と同様に、高精細な３次元超音波画像を生成することができる。

[0076] なお、第２の実施形態においては、第１視点及び第２視点において複数の２次元超音波画像Ｐを取得し、第１視点及び第２視点の３次元超音波画像Ｖを生成したが、本開示の技術はこれに限られない。３つ以上の視点において複数の２次元超音波画像Ｐを取得し、第１視点及び第２視点の３次元超音波画像Ｖを生成してもよい。この場合、第１の視点の複数の２次元超音波画像Ｐについてのみ、不鮮明な画像領域に対して不鮮明度を抑制する抑制処理を行ってもよいし、２以上の視点の複数の２次元超音波画像Ｐにおいて上記抑制処理を行ってもよいし、全ての視点の複数の２次元超音波画像Ｐにおいて上記抑制処理を行ってもよい。

[0077] また、第２の実施形態においては、臓器抽出部２４は、２次元超音波画像Ｐ及び３次元超音波画像Ｖの両方において臓器を抽出可能としたが、本開示の技術はこれに限られない。上記第２の実施形態のように、臓器の抽出を２次元超音波画像Ｐにおいてのみ行う場合には、臓器抽出部２４は、３次元超音波画像Ｖにおいて臓器を抽出する機能を備えていなくてもよい。

[0078] また、第１の実施形態及び第２の実施形態において、画像合成部２６は、さらに、第１視点における抑制処理後の３次元超音波画像ＶＡ１、又は抑制処理が行われた第１視点の複数の２次元超音波画像Ｐに基づいて生成され３次元超音波画像ＶＯ１と、第２視点における位置合わせ処理後の３次元超音波画像ＶＡ２に基づいて、抑制処理が行われた領域以外の領域内の画素値について、同じ位置にある画素同士の画素値を平均化する平均化処理を行ってもよい。これにより、画像中のノイズを低減することができるので、より高精細な３次元超音波画像を生成することができる。

[0079] また、第１の実施形態及び第２の実施形態において、画像処理部２５は、不鮮明な画像領域を削除したが、本開示の技術はこれに限られず、不鮮明な画像領域の画素値を、他の領域の画素値と比較して相対的に低減できればよい。低減する処理としては、例えば、重み付けによって不鮮明な画像領域の画素値を低減するようにしてもよい。具体的には、例えば、不鮮明な画像領域と、不鮮明な画像領域以外の画像領域との画素値を１：２の割合で平均化する処理を行うことができる。また、アーチファクトの起点からの距離に応じて重み付けを行い、不鮮明な画像領域の画素値を低減するようにしてもよい。具体的には、例えば、不鮮明な画像領域において、超音波プローブ５０から離れるほど重み付けを大きくして、不鮮明な画像領域の画素値を低減することができる。超音波プローブ５０から離れるほど画像における分解能が低下するため、分解能が低い領域ほど画素値を低減することにより、不鮮明な画像領域をより抑制することができる。

[0080] また、第１の実施形態及び第２の実施形態において、３次元超音波画像Ｖにおいて１つの臓器が抽出される態様について説明した。しかし、本開示の技術においては１つの臓器に限られず、２以上の臓器が抽出された場合についても上記第１の実施形態で説明した技術を適用することができる。この場合、抽出された各々の臓器に対して、不鮮明な画像領域を抽出して抑制する処理を行えばよい。

[0081] 次に、第３の実施形態の３次元超音波画像生成装置について説明する。な

お、第３の実施形態の３次元超音波画像生成装置は、図１に示す第１の実施形態の３次元超音波画像生成装置１０と同じ構成とすることができる。そのため、ここでの説明は省略し、異なる箇所についてのみ説明する。第３の実施形態の３次元超音波画像生成装置の表示制御部２７は、表示部３０に３次元超音波画像Ｖを表示し、表示された３次元超音波画像Ｖ上においてユーザに指定された位置に最も近い撮像位置において撮像された第１視点及び第２視点の２次元超音波画像Ｐを表示部３０に表示させる制御を行なう。

[0082] 図１７は表示部に表示された３次元超音波画像Ｖの一例を示す図、図１８は表示部３０に表示された２次元超音波画像Ｐの一例を示す図である。図１７に示すように、表示部３０に表示された合成３次元超音波画像ＶＧ上においてユーザが例えばマウス等の入力部４０を操作することにより、任意の位置（一例として図１７中の矢印の先端）を指定したとする。

[0083] 表示制御部２７は、指定された位置に最も近い撮像位置を、一次記憶部１２に記憶された撮像位置の中から抽出し、抽出した撮像位置に対応させて一次記憶部１２に記憶された第１視点及び第２視点の２次元超音波画像Ｐを抽出して表示部３０に表示させる。第１視点及び第２視点の２次元超音波画像Ｐは、表示部３０に並列表示させてもよいし、ユーザの指示によって切り替わるように交互に表示させてもよい。

[0084] このように、不鮮明な画像領域が抑制されていない、すなわちアーチファクト等の不鮮明な画像領域を含む２次元超音波画像を表示部３０に表示させることにより、画像信号がどれだけ減衰しているのか等、元の画像を視認することで可能となる診断を行うことができる。

[0085] また、第１の実施形態及び第２の実施形態において、プローブ位置情報取得部２２は、撮像部６０に超音波プローブ５０及びマーカー部材５２を撮像させて取得した撮像画像中のマーカー中心５２ａの位置、マーカー５２ｘ，５２ｙ，５２ｚの位置、大きさ、及び傾きから、超音波プローブ５０の撮像位置、及び向きの情報を導出しているが、本開示の技術はこれに限られない。

[0086] プローブ位置情報取得部２２は、例えばＡＲ(Augmented Reality：拡張現実)マーカーを使用することにより超音波プローブ５０の撮像位置、及び向きの情報を取得してもよい。ＡＲマーカーは、決まったパターンの図形で構成された画像である。このＡＲマーカーを超音波プローブ５０の外周面に配設する。そして、撮像部６０により撮像されたＡＲマーカーを含む超音波プローブ５０の画像データに基づいて、マーカーの位置及び向きを検出する公知のプログラムを使用することにより、ＡＲマーカー、すなわち超音波プローブ５０の撮像位置及び、向きの情報を取得するようにしてもよい。

[0087] また、マーカー部材５２に替えて、超音波プローブ５０本体に凸部及び凹部等を設け、この凸部及び凹部等をマーカーとすることにより、超音波プローブ５０の撮像位置、及び向きの情報を導出してもよい。本開示の技術においては、超音波プローブ５０の撮像位置、及び向きを規定するための指標とすることができるマーカーであれば、どのような形状及び形式であってもよく、特に限定されるものではない。

[0088] また、例えば、診断支援システム１は撮像部６０及びマーカー部材５２のかわりにセンサを備えることができる。

[0089] 図１９はセンサが設けられた超音波プローブを説明するための図である。なお、図１９においては、センサの超音波プローブ５０への取り付け方は実際の形状とは異なり簡易的に図示されている。

[0090] 超音波プローブ５０は、図１９に示すように、超音波プローブ５０の外周面に、センサ７０が取付けられている。センサ７０は、移動方向、向き、回転を検出することができ、さらに移動距離や移動速度などを算出することができる６軸センサである。前後、左右、上下の３方向を検出できる加速度センサと東西南北を検出できる地磁気センサ、または加速度センサと回転の速さを検出できるジャイロセンサを組み合わせることで、６軸センサが実現される。

[0091] プローブ位置情報取得部２２は、センサ７０から出力された出力情報に基づいて撮像位置を取得することができる。

[0092] なお、上記実施形態においては、撮像部６０及びマーカー部材５２のかわりにセンサ７０を設けたが、本開示の技術はこれに限られない。撮像部６０及びマーカー部材５２に加えてセンサ７０を設けてもよい。この場合、センサ７０は超音波プローブ５０の撮像方向を検出するのに適しており、撮像部６０に超音波プローブ５０及びマーカー部材５２を撮像させて取得した撮像画像から撮像位置を算出する方法は、超音波プローブ５０の平行移動を検出するのに適している。そのため、撮像部６０、マーカー部材５２、及びセンサ７０を使用することにより、プローブ位置情報取得部２２はより正確な撮像位置及び撮像方向を取得することができる。

[0093] また、上述した実施形態において、例えば、画像取得部２１、プローブ位置情報取得部２２、３次元超音波画像生成部２３、臓器抽出部２４、画像処理部２５、画像合成部２６、及び表示制御部２７といった各種の処理を実行する処理部（processing unit）のハードウェア的な構造としては、次に示す各種のプロセッサ（processor）を用いることができる。上記各種のプロセッサには、上述したように、ソフトウェア（プログラム）を実行して各種の処理部として機能する汎用的なプロセッサであるＣＰＵに加えて、ＦＰＧＡ（Field Programmable Gate Array）等の製造後に回路構成を変更可能なプロセッサであるプログラマブルロジックデバイス（Programmable Logic Device：PLD）、ＡＳＩＣ（Application Specific Integrated Circuit）等の特定の処理を実行させるために専用に設計された回路構成を有するプロセッサである専用電気回路等が含まれる。

[0094] １つの処理部は、これらの各種のプロセッサのうちの１つで構成されてもよいし、同種または異種の２つ以上のプロセッサの組み合わせ（例えば、複数のＦＰＧＡの組み合わせまたはＣＰＵとＦＰＧＡとの組み合わせ）で構成されてもよい。また、複数の処理部を１つのプロセッサで構成してもよい。

[0095] 複数の処理部を１つのプロセッサで構成する例としては、第１に、クライアント及びサーバ等のコンピュータに代表されるように、１つ以上のＣＰＵとソフトウェアとの組み合わせで１つのプロセッサを構成し、このプロセッ

サが複数の処理部として機能する形態がある。第２に、システムオンチップ（System On Chip:SoC）等に代表されるように、複数の処理部を含むシステム全体の機能を１つのＩＣ（Integrated Circuit）チップで実現するプロセッサを使用する形態がある。このように、各種の処理部は、ハードウェア的な構造として、上記各種のプロセッサの１つ以上を用いて構成される。

[0096] さらに、これらの各種のプロセッサのハードウェア的な構造としては、より具体的には、半導体素子等の回路素子を組み合わせた電気回路（circuitry）を用いることができる。

符号の説明

[0097]

１　診断支援システム

１０　３次元超音波画像生成装置

１１　ＣＰＵ

１２　一次記憶部

１３　二次記憶部

１４　外部Ｉ／Ｆ

１５　３次元超音波画像生成プログラム

１６　バス

１７　送受信部

２１　画像取得部

２２　プローブ位置情報取得部

２３　３次元超音波画像生成部

２４　臓器抽出部

２５　画像処理部

２６　画像合成部

２７　表示制御部

３０　表示部

４０　入力部

５０　超音波プローブ

５０ａ　振動子アレイ

５１　　ケーブル

５２　　マーカー部材

６０　　撮像部

７０　　センサ

Ｍ　　被検体

Ｍ１　　頚部

Ｍ２　　頚動脈

Ｈ　　手

Ｐ　　２次元超音波画像

Ｖ　　３次元超音波画像

ＶＡ１，ＶＡ２　抑制処理後の３次元超音波画像

ＶＯ１，ＶＯ２　３次元超音波画像

ＶＧ　　合成３次元超音波画像

α　　角度

請求の範囲

[請求項1] 超音波プローブを被検体の体表面に沿って一方向に移動させながら、複数の撮像位置で被検体内の目標となる臓器を撮像した複数の２次元超音波画像であって、第１視点及び第２視点の少なくとも２つの視点のそれぞれから前記複数の撮像位置の撮像が行われた第１視点及び第２視点のそれぞれにおける複数の２次元超音波画像を取得する画像取得部と、

前記超音波プローブの前記視点の方向を示す撮像方向と前記視点毎の前記撮像位置とを含む位置情報を撮像毎に取得するプローブ位置情報取得部と、

前記画像取得部により取得された前記第１視点及び前記第２視点のそれぞれの前記複数の２次元超音波画像と、前記プローブ位置情報取得部により取得された撮像毎の前記位置情報とに基づいて、前記第１視点及び前記第２視点のそれぞれの３次元超音波画像を生成する３次元超音波画像生成部と、

前記第１視点及び前記第２視点のそれぞれの前記３次元超音波画像のうち少なくとも一方の前記３次元超音波画像に基づいて、前記３次元超音波画像に含まれる前記臓器を抽出する臓器抽出部と、

前記臓器抽出部により抽出された前記臓器の位置情報と、前記プローブ位置情報取得部により取得された前記超音波プローブの前記位置情報とに基づいて、前記第１視点及び前記第２視点のそれぞれの前記３次元超音波画像のうち、少なくとも前記臓器が抽出された前記３次元超音波画像について、不鮮明な画像領域を抽出し、抽出した前記画像領域における不鮮明度を抑制する抑制処理を行う画像処理部と、

前記第１視点及び前記第２視点の２つの視点の前記３次元超音波画像であって、少なくとも一方の視点の前記３次元超音波画像には前記抑制処理が行われた前記３次元超音波画像を含む２つの視点の前記３次元超音波画像を合成することにより、合成３次元超音波画像を生成

する画像合成部と、

を含む３次元超音波画像生成装置。

[請求項2] 超音波プローブを被検体の体表面に沿って一方向に移動させながら、複数の撮像位置で被検体内の目標となる臓器を撮像した複数の２次元超音波画像であって、第１視点及び第２視点の少なくとも２つの視点のそれぞれから前記複数の撮像位置の撮像が行われた第１視点及び第２視点のそれぞれにおける複数の２次元超音波画像を取得する画像取得部と、

前記超音波プローブの前記視点の方向を示す撮像方向と前記視点毎の前記撮像位置とを含む位置情報を撮像毎に取得するプローブ位置情報取得部と、

前記画像取得部により取得された前記第１視点及び前記第２視点のうちの少なくとも一方の視点における前記複数の２次元超音波画像の少なくとも１枚の前記２次元超音波画像に基づいて、前記２次元超音波画像に含まれる前記臓器を抽出する臓器抽出部と、

前記臓器抽出部により抽出された前記臓器の位置情報と、前記プローブ位置情報取得部により取得された前記超音波プローブの前記位置情報とに基づいて、前記第１視点及び前記第２視点のそれぞれの前記２次元超音波画像のうち、少なくとも前記臓器を抽出した前記２次元超音波画像が含まれる視点に対応する前記複数の２次元超音波画像の各々について、不鮮明な画像領域を抽出し、抽出した前記画像領域における不鮮明度を抑制する抑制処理を行う画像処理部と、

前記第１視点及び前記第２視点の２つの視点の複数の前記２次元超音波画像であって、少なくとも一方の視点の前記２次元超音波画像には前記抑制処理が行われた前記２次元超音波画像を含む２つの視点の前記２次元超音波画像のそれぞれに基づいて、前記第１視点及び前記第２視点の２つの視点の３次元超音波画像を生成する３次元超音波画像生成部と、

前記３次元超音波画像生成部により生成された前記第１視点及び前記第２視点の２つの視点の前記３次元超音波画像を合成して合成３次元超音波画像を生成する画像合成部と、を含む３次元超音波画像生成装置。

[請求項3] 前記画像処理部は、前記臓器抽出部により抽出された前記臓器の位置情報、並びに前記超音波プローブの位置情報に基づいて導出される進行方向であって、前記臓器に対して前記超音波プローブから照射される超音波の進行方向に基づいて、前記不鮮明な画像領域を抽出する請求項１又は請求項２に記載の３次元超音波画像生成装置。

[請求項4] 前記画像処理部は、前記進行方向と前記臓器の外表面とのなす角度が予め定められた閾値以下である領域を前記不鮮明な画像領域として抽出する請求項３に記載の３次元超音波画像生成装置。

[請求項5] 前記抑制処理は、前記不鮮明な画像領域の画素値を、他の領域の画素値と比較して相対的に低減する処理である請求項１から４の何れか１項に記載の３次元超音波画像生成装置。

[請求項6] 前記画像合成部は、前記第１視点及び前記第２視点の２つの視点の前記３次元超音波画像に基づいて、同じ位置にある画素同士の画素値を平均化する平均化処理であって、前記抑制処理が行われた前記不鮮明な画像領域以外の領域内の前記画素値を平均化する平均化処理を行う請求項１から５の何れか１項に記載の３次元超音波画像生成装置。

[請求項7] 前記２次元超音波画像及び前記３次元超音波画像の少なくとも一方の画像を表示部に表示する表示制御部を備え、

前記表示制御部は、前記表示部に前記合成３次元超音波画像を表示し、表示された合成３次元超音波画像上においてユーザに指定された位置に最も近い撮像位置において撮像された２次元超音波画像を表示部に表示させる制御を行なう請求項１から６の何れか１項に記載の３次元超音波画像生成装置。

[請求項8] 前記超音波プローブに固定されたマーカー部材と、

前記超音波プローブ及び前記マーカー部材を同一撮像範囲内に含めて撮像する撮像部とを備え、

前記プローブ位置情報取得部は、前記撮像部により取得された前記超音波プローブ及び前記マーカー部材の撮像画像に基づいて前記超音波プローブの位置情報を取得する請求項１から７の何れか１項に記載の３次元超音波画像生成装置。

[請求項9] 前記超音波プローブに設けられる６軸センサを備え、

前記プローブ位置情報取得部は、前記６軸センサから出力された出力情報に基づいて前記超音波プローブの位置情報を取得する請求項１から７の何れか１項に記載の３次元超音波画像生成装置。

[請求項10] 前記超音波プローブに固定されたマーカー部材、並びに前記超音波プローブに設けられる６軸センサと、

前記超音波プローブ及び前記マーカー部材を同一撮像範囲内に含めて撮像する撮像部とを備え、

前記プローブ位置情報取得部は、前記撮像部により取得された前記超音波プローブ及び前記マーカー部材の撮像画像、並びに前記６軸センサから出力された出力情報に基づいて前記超音波プローブの位置情報を取得する請求項１から７の何れか１項に記載の３次元超音波画像生成装置。

[請求項11] 超音波プローブを被検体の体表面に沿って一方向に移動させながら、複数の撮像位置で被検体内の目標となる臓器を撮像した複数の２次元超音波画像であって、第１視点及び第２視点の少なくとも２つの視点のそれぞれから前記複数の撮像位置の撮像が行われた第１視点及び第２視点のそれぞれにおける複数の２次元超音波画像を取得し、

前記超音波プローブの前記視点の方向を示す撮像方向と前記視点毎の前記撮像位置とを含む位置情報を撮像毎に取得し、

取得された前記第１視点及び前記第２視点のそれぞれの前記複数の２次元超音波画像と、取得された撮像毎の前記位置情報とに基づいて

、前記第１視点及び前記第２視点のそれぞれの３次元超音波画像を生成し、

前記第１視点及び前記第２視点のそれぞれの前記３次元超音波画像のうち少なくとも一方の前記３次元超音波画像に基づいて、前記３次元超音波画像に含まれる前記臓器を抽出し、

抽出された前記臓器の位置情報と、取得された前記超音波プローブの前記位置情報とに基づいて、前記第１視点及び前記第２視点のそれぞれの前記３次元超音波画像のうち、少なくとも前記臓器が抽出された前記３次元超音波画像について、不鮮明な画像領域を抽出して、抽出した前記画像領域における不鮮明度を抑制する抑制処理を行い、

前記第１視点及び前記第２視点の２つの視点の前記３次元超音波画像であって、少なくとも一方の視点の前記３次元超音波画像には前記抑制処理が行われた前記３次元超音波画像を含む２つの視点の前記３次元超音波画像を合成することにより、合成３次元超音波画像を生成する３次元超音波画像生成方法。

[請求項12] 超音波プローブを被検体の体表面に沿って一方向に移動させながら、複数の撮像位置で被検体内の目標となる臓器を撮像した複数の２次元超音波画像であって、第１視点及び第２視点の少なくとも２つの視点のそれぞれから前記複数の撮像位置の撮像が行われた第１視点及び第２視点のそれぞれにおける複数の２次元超音波画像を取得し、

前記超音波プローブの前記視点の方向を示す撮像方向と前記視点毎の前記撮像位置とを含む位置情報を撮像毎に取得し、

取得された前記第１視点及び前記第２視点のうちの少なくとも一方の視点における前記複数の２次元超音波画像の少なくとも１枚の前記２次元超音波画像に基づいて、前記２次元超音波画像に含まれる前記臓器を抽出し、

抽出された前記臓器の位置情報と、取得された前記超音波プローブの前記位置情報とに基づいて、前記第１視点及び前記第２視点のそれ

ぞれの前記２次元超音波画像のうち、少なくとも前記臓器を抽出した前記２次元超音波画像が含まれる視点に対応する前記複数の２次元超音波画像の各々について、不鮮明な画像領域を抽出し、抽出した前記画像領域における不鮮明度を抑制する抑制処理を行い、

前記第１視点及び前記第２視点の２つの視点の複数の前記２次元超音波画像であって、少なくとも一方の視点の前記２次元超音波画像には前記抑制処理が行われた前記２次元超音波画像を含む２つの視点の前記２次元超音波画像のそれぞれに基づいて、前記第１視点及び前記第２視点の２つの視点の３次元超音波画像を生成し、

生成された前記第１視点及び前記第２視点の２つの視点の前記３次元超音波画像を合成して合成３次元超音波画像を生成する３次元超音波画像生成方法。

[請求項13] 超音波プローブを被検体の体表面に沿って一方向に移動させながら、複数の撮像位置で被検体内の目標となる臓器を撮像した複数の２次元超音波画像であって、第１視点及び第２視点の少なくとも２つの視点のそれぞれから前記複数の撮像位置の撮像が行われた第１視点及び第２視点のそれぞれにおける複数の２次元超音波画像を取得する画像取得部と、 前記超音波プローブの前記視点の方向を示す撮像方向と前記視点毎の前記撮像位置とを
含む位置情報を撮像毎に取得するプローブ位置情報取得部と、

前記画像取得部により取得された前記第１視点及び前記第２視点のそれぞれの前記複数の２次元超音波画像と、前記プローブ位置情報取得部により取得された撮像毎の前記位置
情報とに基づいて、前記第１視点及び前記第２視点のそれぞれの３次元超音波画像を生成する３次元超音波画像生成部と、

前記第１視点及び前記第２視点のそれぞれの前記３次元超音波画像のうち少なくとも一方の前記３次元超音波画像に基づいて、前記３次元超音波画像に含まれる前記臓器を抽出

する臓器抽出部と、

前記臓器抽出部により抽出された前記臓器の位置情報と、前記プローブ位置情報取得部により取得された前記超音波プローブの前記位置情報とに基づいて、前記第１視点及び前記第２視点のそれぞれの前記３次元超音波画像のうち、少なくとも前記臓器が抽出された前記３次元超音波画像について、不鮮明な画像領域を抽出し、抽出した前記画像領域における不鮮明度を抑制する抑制処理を行う画像処理部と、

前記第１視点及び前記第２視点の２つの視点の前記３次元超音波画像であって、少なくとも一方の視点の前記３次元超音波画像には前記抑制処理が行われた前記３次元超音波画像を含む２つの視点の前記３次元超音波画像を合成することにより、合成３次元超音波画像を生成する画像合成部として、

コンピュータを機能させる３次元超音波画像生成プログラム。

[請求項14] 超音波プローブを被検体の体表面に沿って一方向に移動させながら、複数の撮像位置で被検体内の目標となる臓器を撮像した複数の２次元超音波画像であって、第１視点及び第２視点の少なくとも２つの視点のそれぞれから前記複数の撮像位置の撮像が行われた第１視点及び第２視点のそれぞれにおける複数の２次元超音波画像を取得する画像取得部と、　前記超音波プローブの前記視点の方向を示す撮像方向と前記視点毎の前記撮像位置とを

含む位置情報を撮像毎に取得するプローブ位置情報取得部と、

前記画像取得部により取得された前記第１視点及び前記第２視点のうちの少なくとも一方の視点における前記複数の２次元超音波画像の少なくとも１枚の前記２次元超音波画像

に基づいて、前記２次元超音波画像に含まれる前記臓器を抽出する臓器抽出部と、

前記臓器抽出部により抽出された前記臓器の位置情報と、前記プローブ位置情報取得部により取得された前記超音波プローブの前記位置

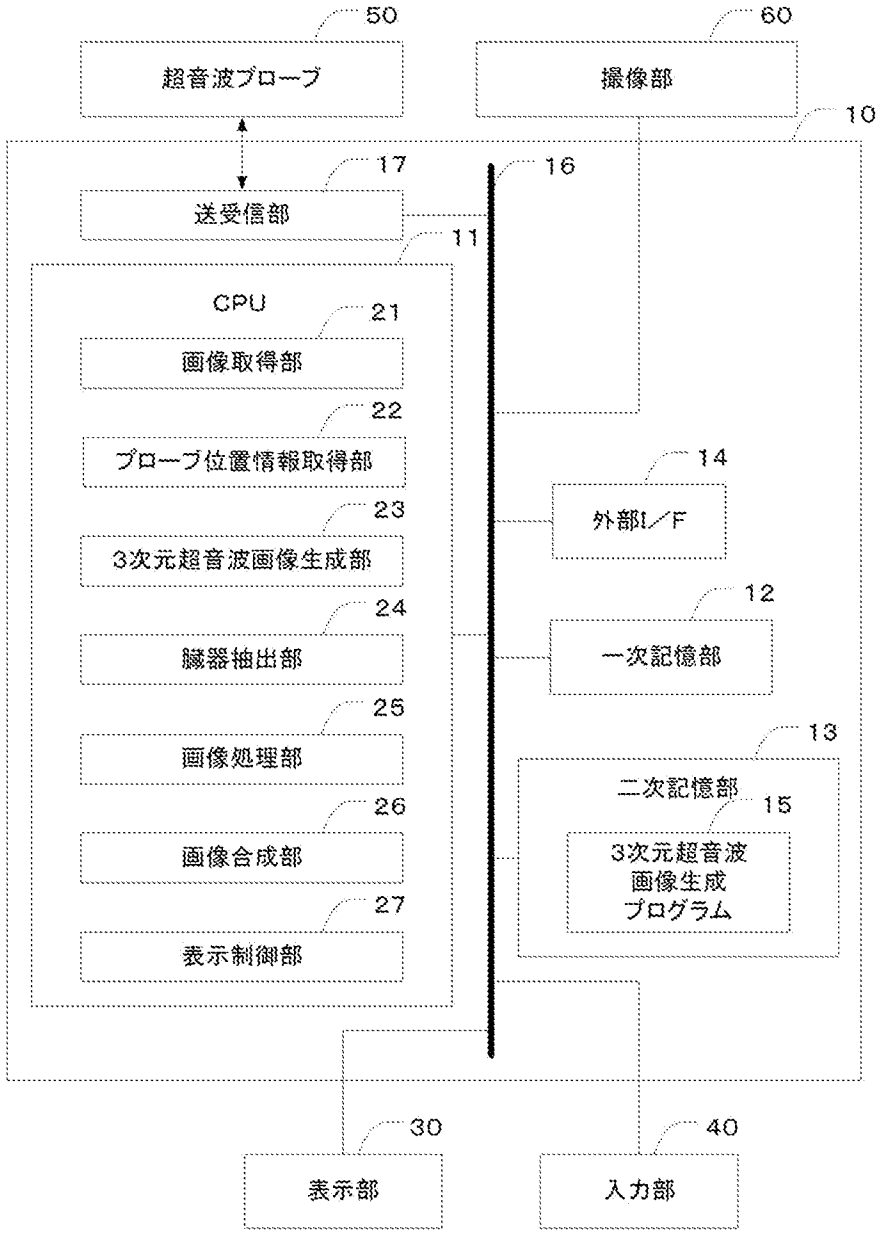
情報とに基づいて、前記第１視点及び前
記第２視点のそれぞれの前記２次元超音波画像のうち、少なくとも前記臓器を抽出した前記２次元超音波画像が含まれる視点に対応する前記複数の２次元超音波画像の各々につい
て、不鮮明な画像領域を抽出し、抽出した前記画像領域における不鮮明度を抑制する抑制処理を行う画像処理部と、

前記第１視点及び前記第２視点の２つの視点の複数の前記２次元超音波画像であって、少なくとも一方の視点の前記２次元超音波画像には前記抑制処理が行われた前記２次元超
音波画像を含む２つの視点の前記２次元超音波画像のそれぞれに基づいて、前記第１視点及び前記第２視点の２つの視点の３次元超音波画像を生成する３次元超音波画像生成部と
、

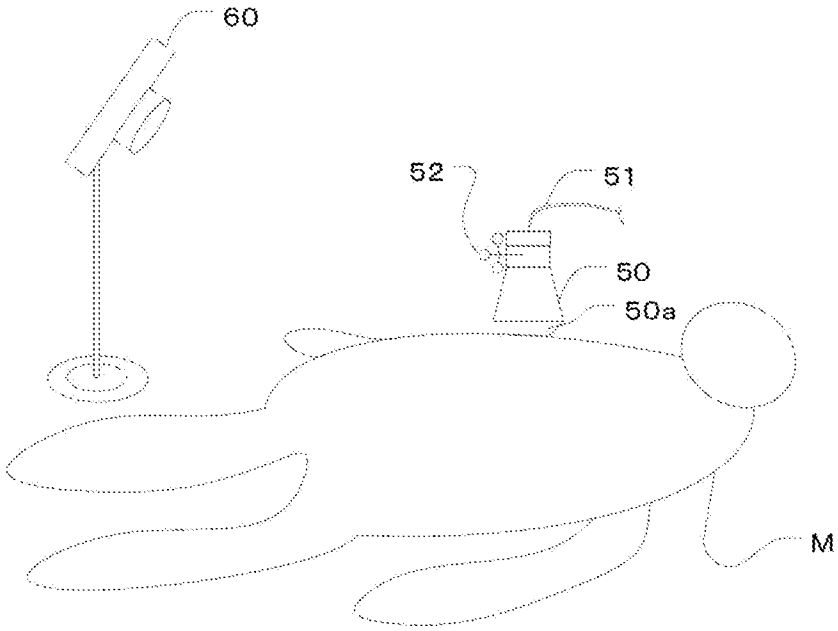
前記３次元超音波画像生成部により生成された前記第１視点及び前記第２視点の２つの視点の前記３次元超音波画像を合成して合成３次元超音波画像を生成する画像合成部とし
て、

コンピュータを機能させる３次元超音波画像生成プログラム。

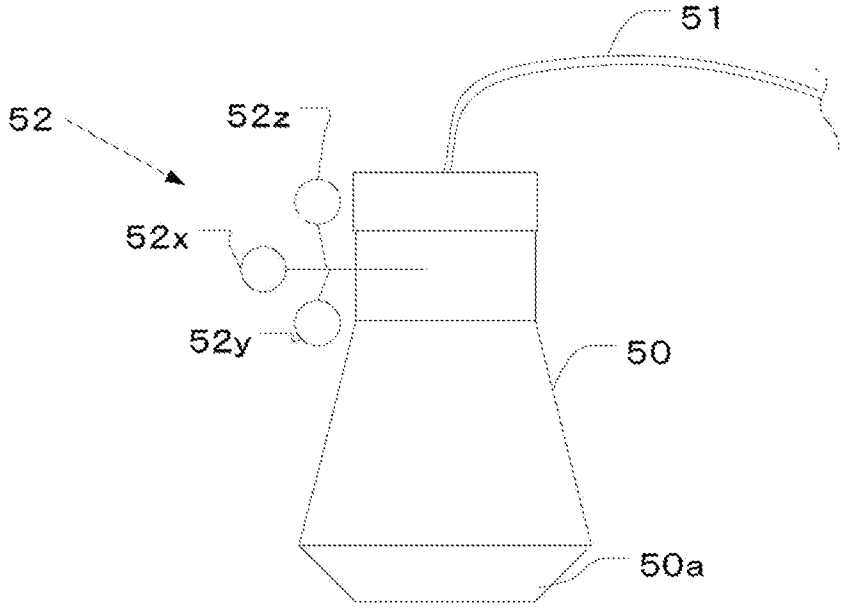
[図1]


50
超音波プローブ
60
撮像部
10
17
送受信部
16
11
CPU
21
画像取得部
22
プローブ位置情報取得部
23
3次元超音波画像生成部
24
臓器抽出部
25
画像処理部
26
画像合成部
27
表示制御部
14
外部I／F
12
一次記憶部
13
二次記憶部
15
3次元超音波
画像生成
プログラム
30
表示部
40
入力部

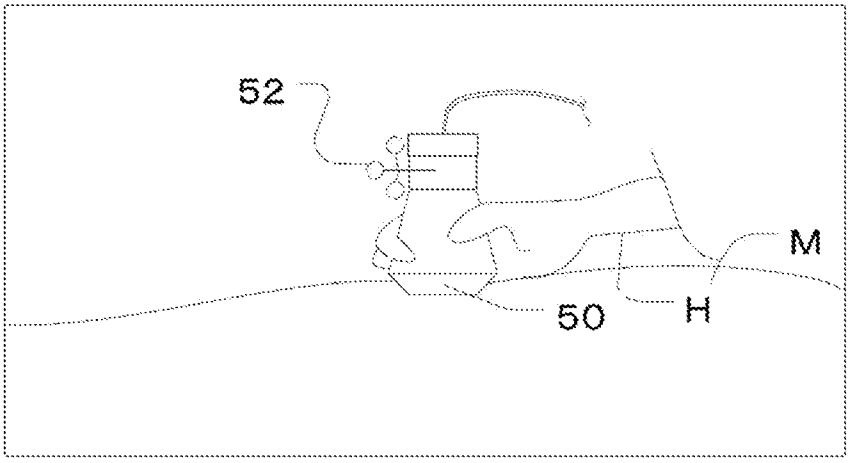
[図2]



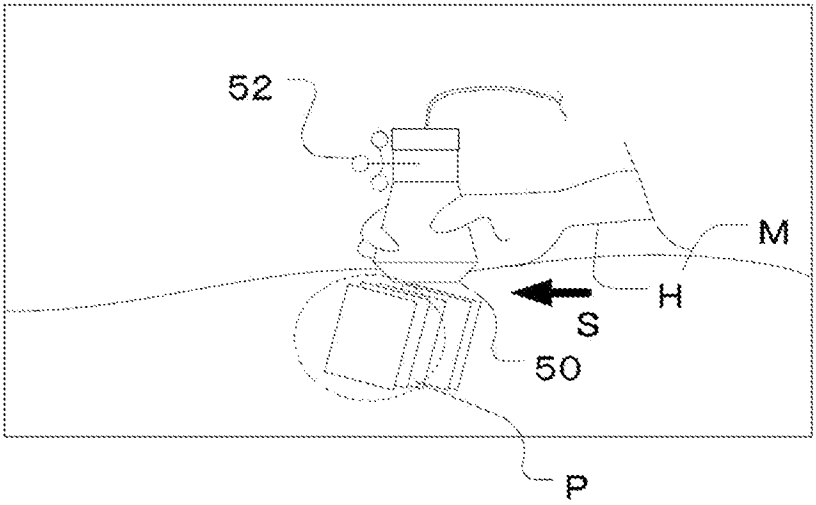
[図3]



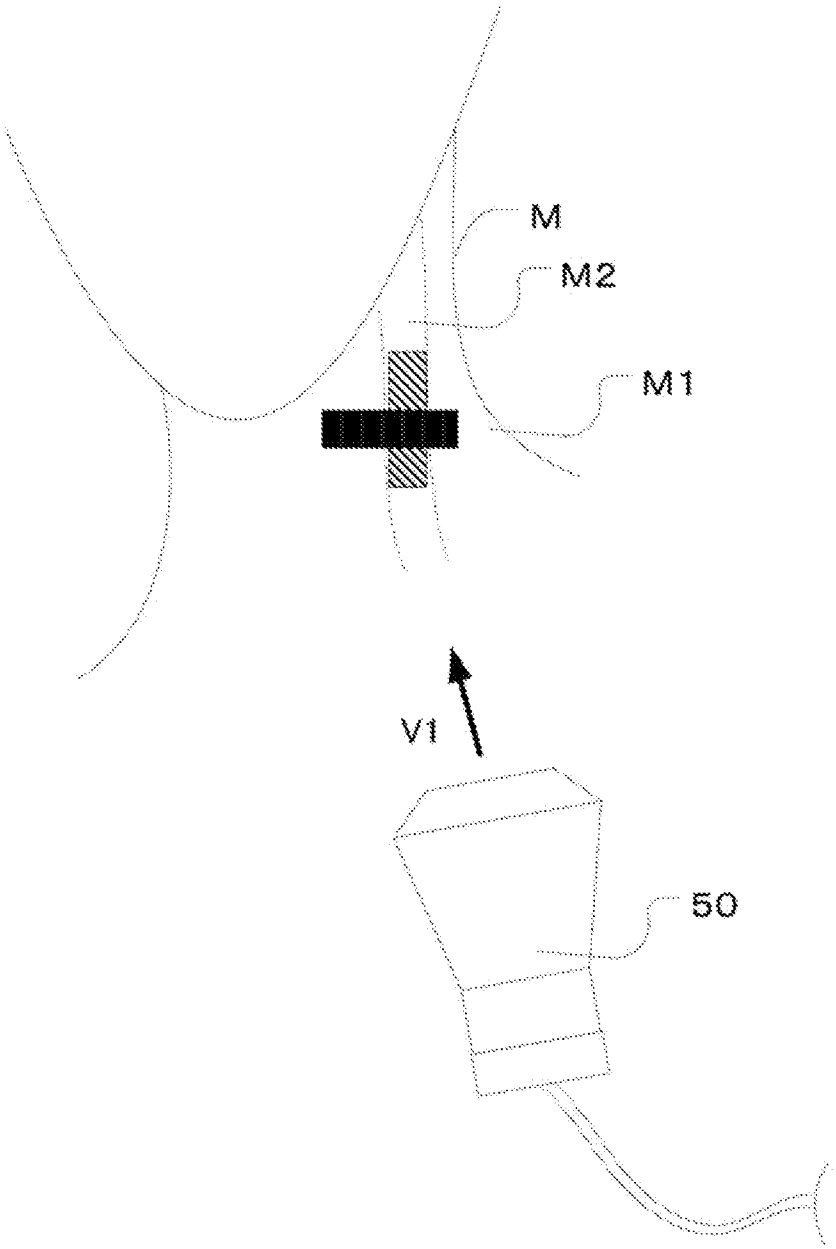
[図4]



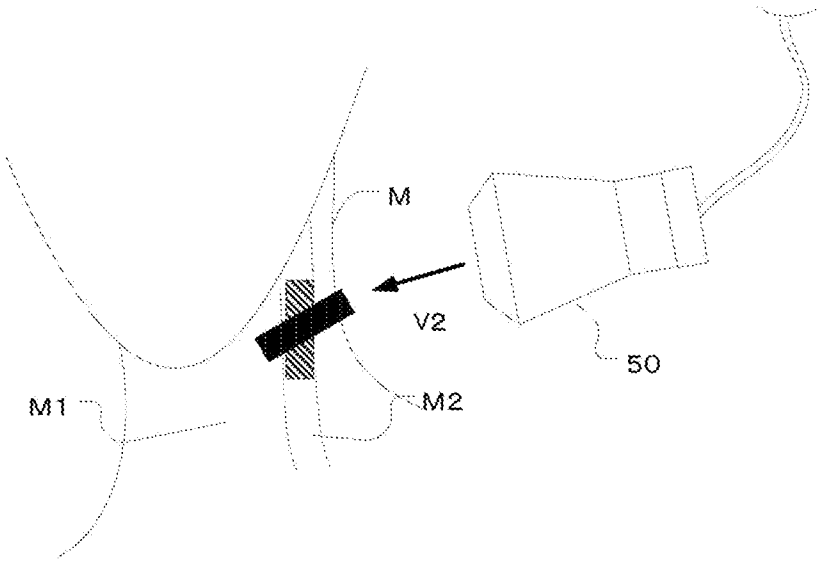
[図5]



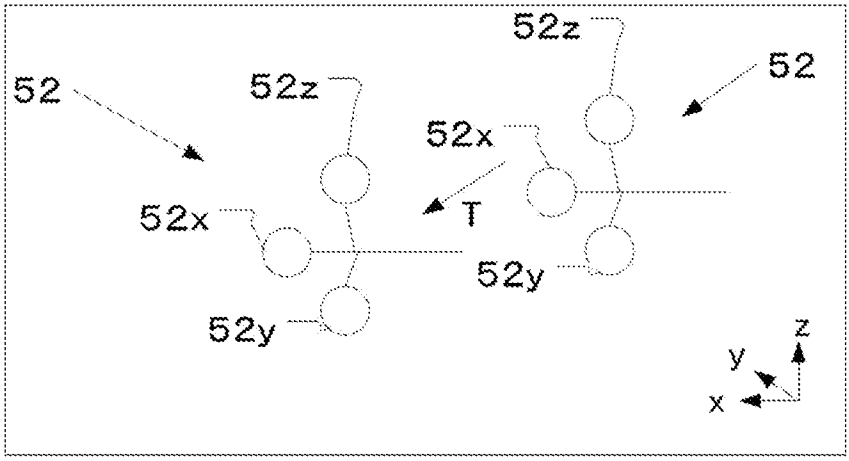
[図6]



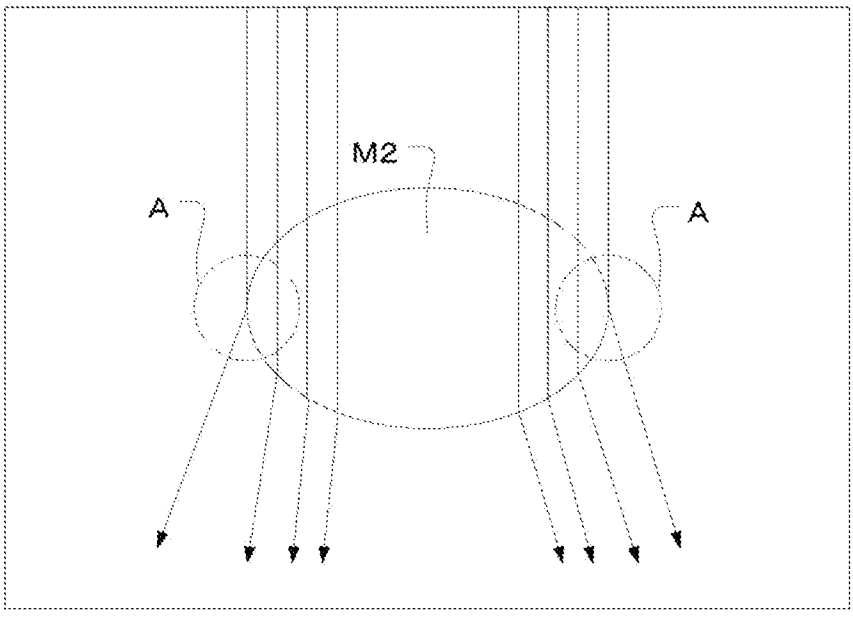
[図7]



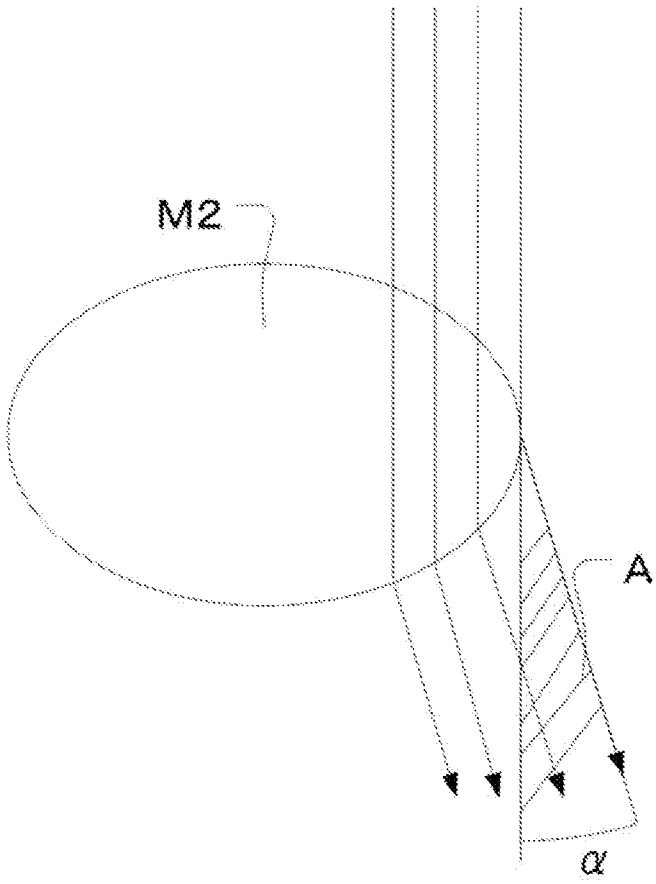
[図8]



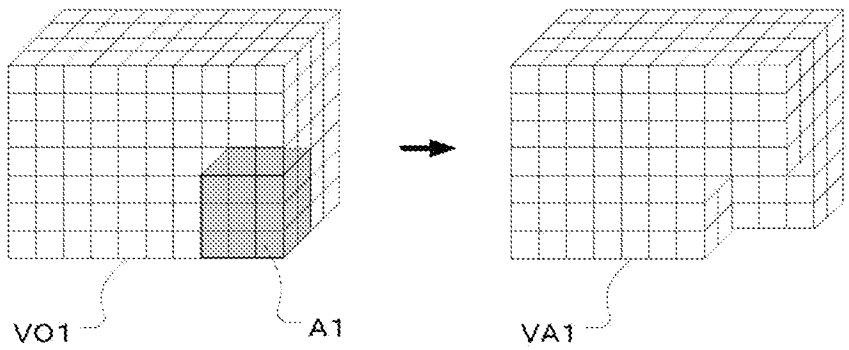
[図9]



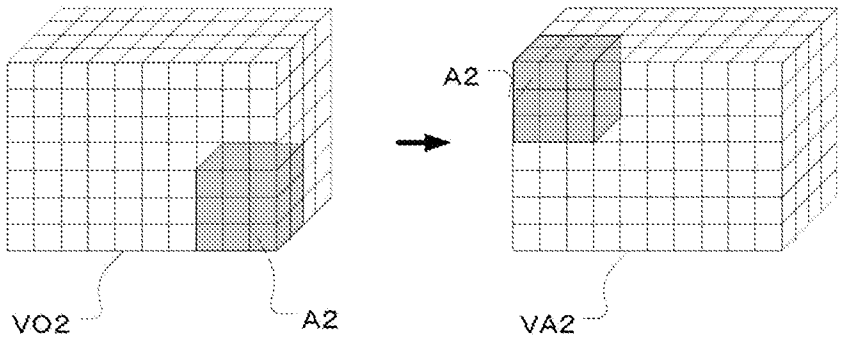
[図10]



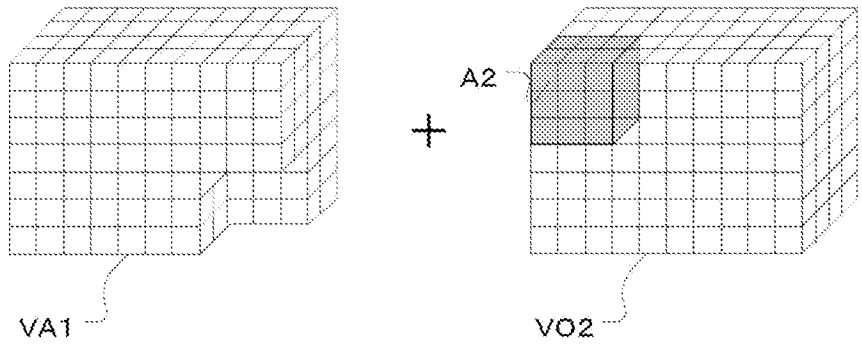
[図11]



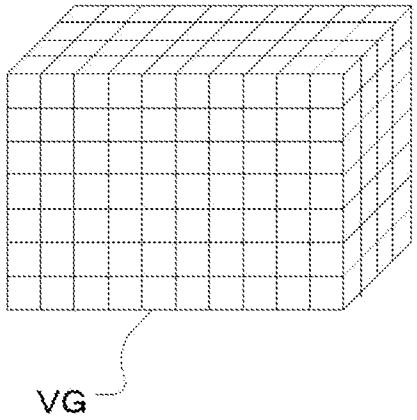
[図12]



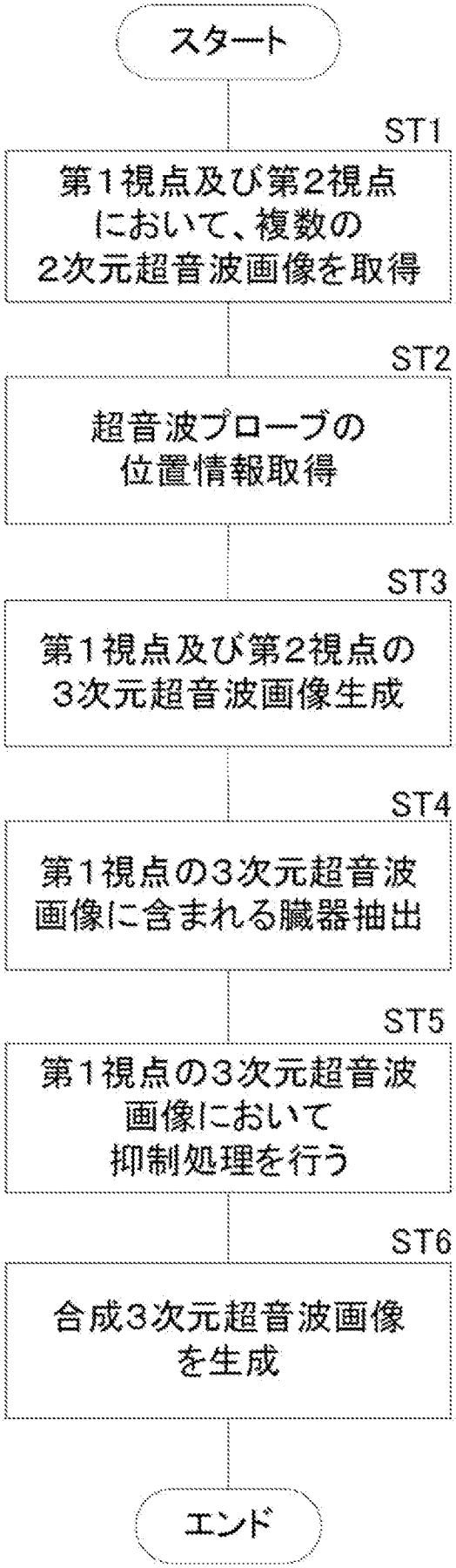
[図13]



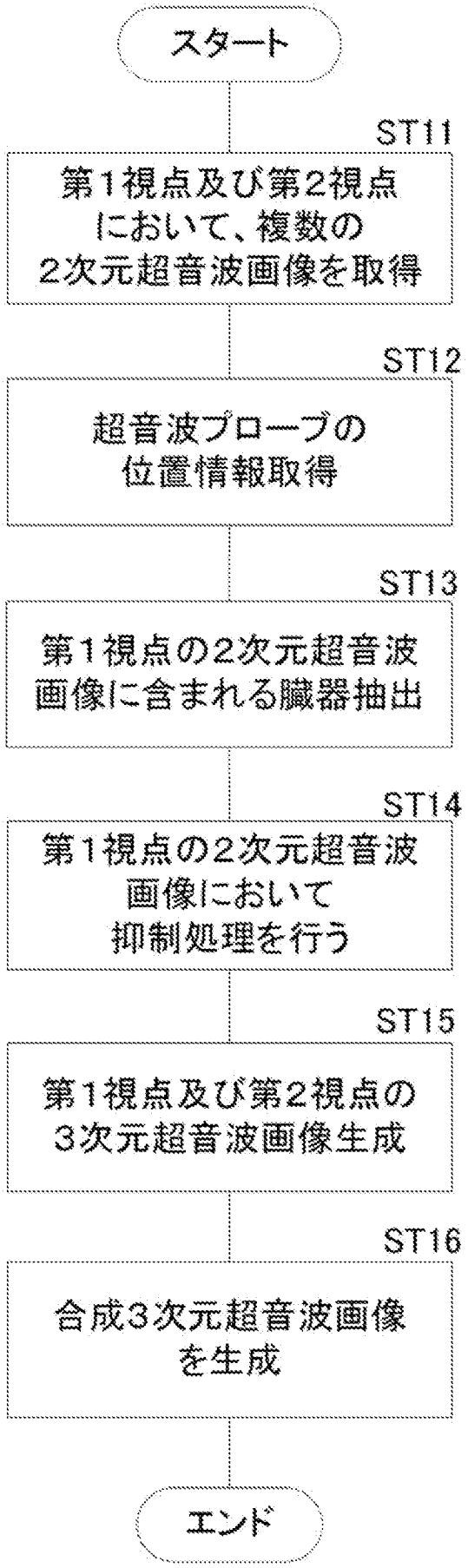
[図14]



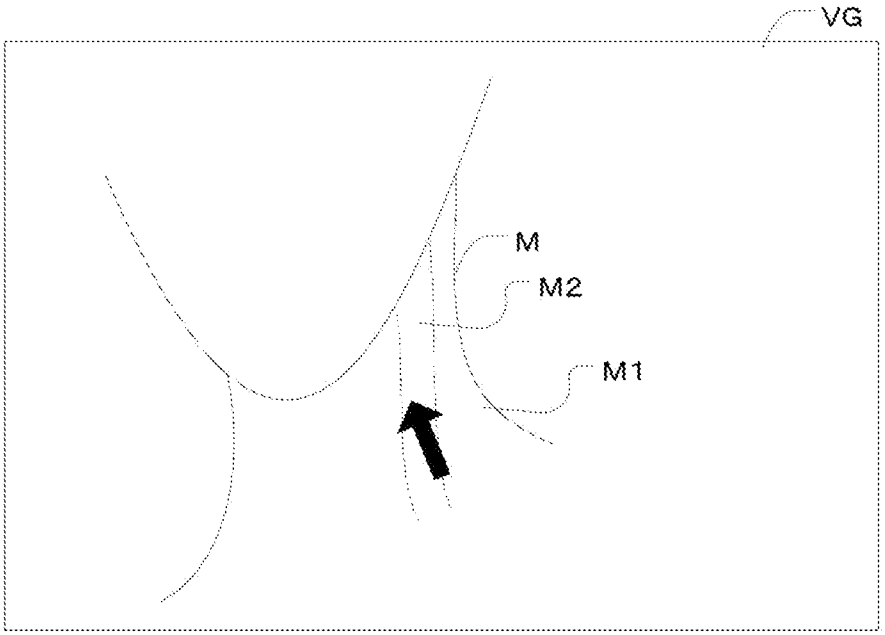
[図15]


スタート
ST1
第1視点及び第2視点
において、複数の
2次元超音波画像を取得
ST2
超音波プローブの
位置情報取得
ST3
第1視点及び第2視点の
3次元超音波画像生成
ST4
第1視点の3次元超音波
画像に含まれる臓器抽出
ST5
第1視点の3次元超音波
画像において
抑制処理を行う
ST6
合成3次元超音波画像
を生成
エンド

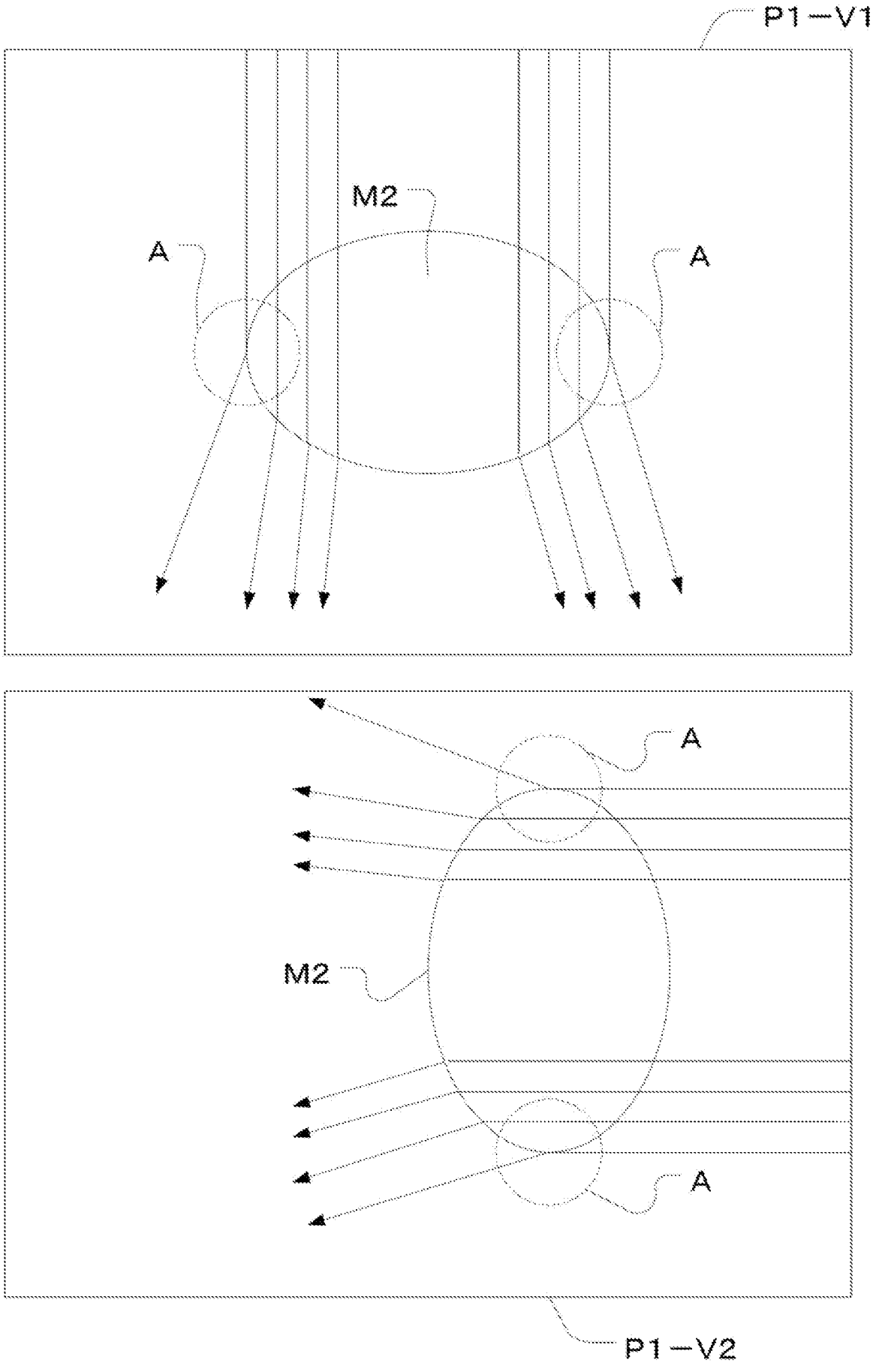
[図16]


スタート
ST11
第1視点及び第2視点において、複数の2次元超音波画像を取得
ST12
超音波プローブの位置情報取得
ST13
第1視点の2次元超音波画像に含まれる臓器抽出
ST14
第1視点の2次元超音波画像において抑制処理を行う
ST15
第1視点及び第2視点の3次元超音波画像生成
ST16
合成3次元超音波画像を生成
エンド

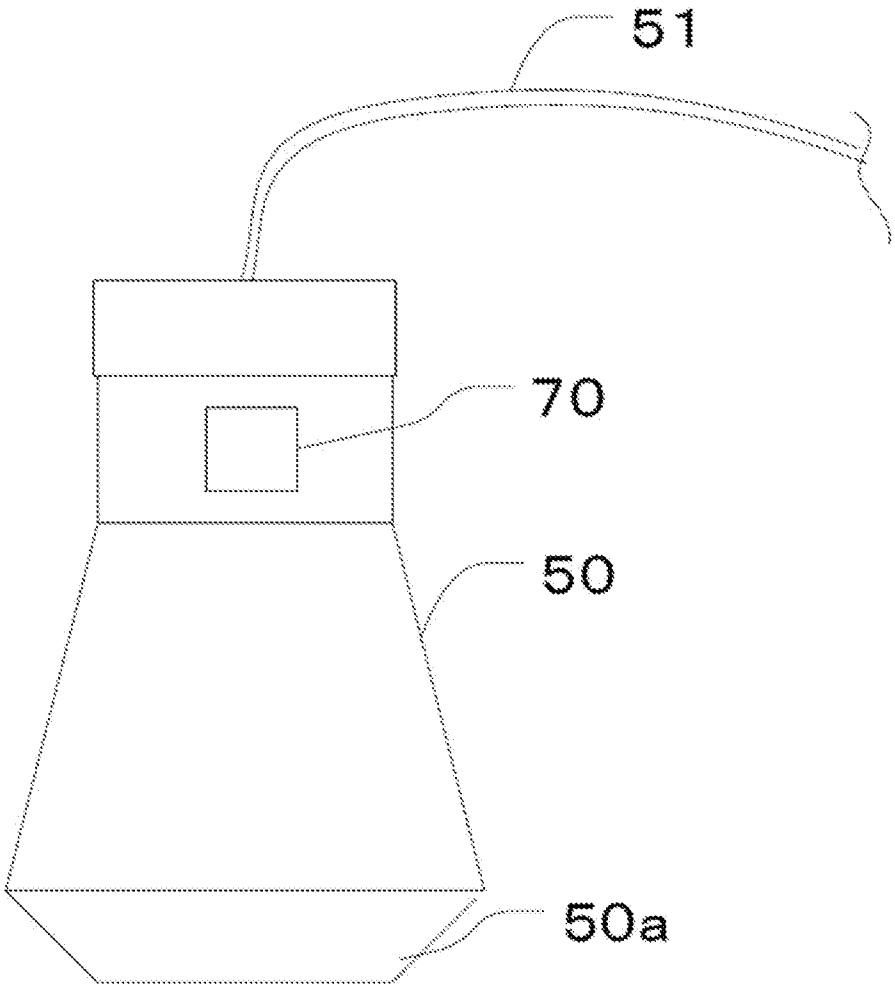
[図17]



[図18]



[図19]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2020/016817

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B 8/14(2006.01)i
FI: A61B8/14

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)
A61B8/00-8/14

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	1971-2020
Registered utility model specifications of Japan	1996-2020
Published registered utility model applications of Japan	1994-2020

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 A	JP 2014-14659 A (TOSHIBA CORP.) 30.01.2014 (2014-01-30) paragraphs [0014]-[0103], fig. 1-10	1-2, 5-14 3-4
Y	WO 2012/164892 A1 (KONICA MINOLTA, INC.) 06.12.2012 (2012-12-06) paragraphs [0027]-[0118], fig. 1-10	1-2, 5-14

☐ 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	Date of mailing of the international search report
23 June 2020 (23.06.2020)	14 July 2020 (14.07.2020)

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2020/016817

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
JP 2014-14659 A	30 Jan. 2014	US 2015/0087981 A1 paragraphs [0023]-[0112], fig. 1-10	
WO 2012/164892 A1	06 Dec. 2012	US 2014/0066770 A1 paragraphs [0035]-[0122], fig. 1-10	

国際調査報告

国際出願番号
PCT/JP2020/016817

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

A61B 8/14(2006.01)i
FI: A61B8/14

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））

A61B8/00 - 8/14

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	１９７１－２０２０年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０２０年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０２０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 2014-14659 A (株式会社東芝) 30.01.2014 (2014-01-30) [0014]-[0103], 図1-10	1-2, 5-14
A		3-4
Y	WO 2012/164892 A1 (コニカミノルタ株式会社) 06.12.2012 (2012-12-06) [0027]-[0118], 図1-10	1-2, 5-14

☐ 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抵触するものではなく、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	国際調査報告の発送日
23.06.2020	14.07.2020

名称及びあて先
日本国特許庁(ISA/JP)
〒100-8915
日本国
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

権限のある職員（特許庁審査官）
永田　浩司 2U 6004

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

国際調査報告
パテントファミリーに関する情報

国際出願番号
PCT/JP2020/016817

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 2014-14659 A	30.01.2014	US 2015/0087981 A1 [0023]-[0112], FIGs.1-10	
WO 2012/164892 A1	06.12.2012	US 2014/0066770 A1 [0035]-[0122], FIGs.1-10	