

(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
2022年1月13日(13.01.2022)



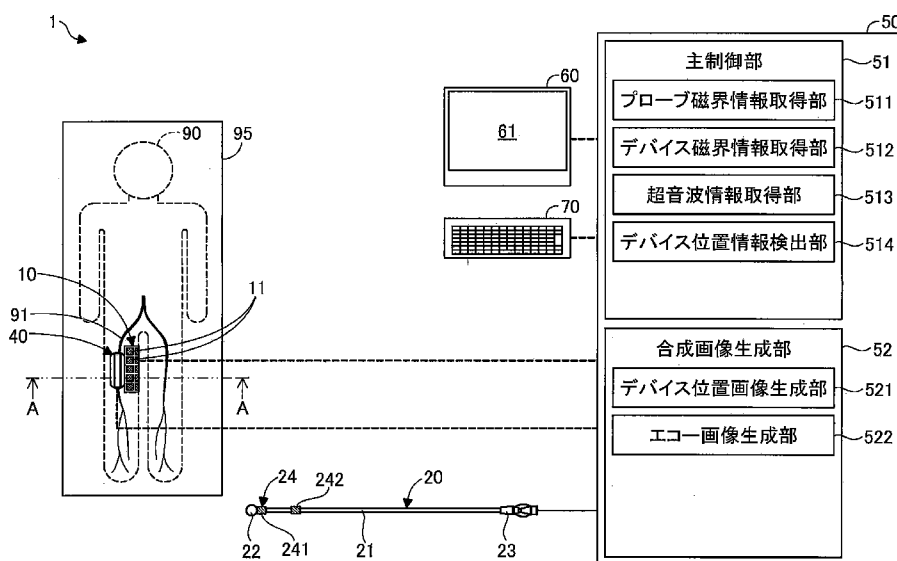
(10) 国際公開番号

WO 2022/009407 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/12 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2020/026954
- (22) 国際出願日: 2020年7月10日(10.07.2020)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人: 朝日インテック株式会社 (ASAHI INTECC CO., LTD.) [JP/JP]; 〒4890071 愛知県瀬戸市暁町3番地100 Aichi (JP).
- (72) 発明者: 下神 学 (SHIMOGAMI Manabu); 〒4890071 愛知県瀬戸市暁町3番地100 朝日インテック株式会社内 Aichi (JP). 大
- 島 史義 (OSHIMA Fumiyoshi); 〒4890071 愛知県瀬戸市暁町3番地100 朝日インテック株式会社内 Aichi (JP).
- (74) 代理人: 田邊 淳也, 外 (TANABE Junya et al.); 〒4600008 愛知県名古屋市中区栄2-9-30 栄山吉ビル5階 いつわ国際特許事務所 Aichi (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, IT, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY,

(54) Title: MEDICAL DEVICE AND IMAGE GENERATION METHOD

(54) 発明の名称: 医療装置、及び、画像生成方法



- | | |
|--------------------------------------------------------|------------------------------------------------|
| 51 Main control unit | 514 Device position information detection unit |
| 511 Probe magnetic field information acquisition unit | 52 Composite image generation unit |
| 512 Device magnetic field information acquisition unit | 521 Device position image generation unit |
| 513 Ultrasonic information acquisition unit | 522 Echo image generation unit |

(57) Abstract: A medical device comprising: an ultrasonic information acquisition unit that obtains in vivo ultrasonic information obtained from an ultrasonic probe that has an ultrasonic sensor and irradiates ultrasonic waves inside a living body; a device magnetic field information acquisition unit that obtains device magnetic field information pertaining to a magnetic field generated from the medical device inserted in a blood vessel in the living body; an echo image generation unit that generates an ultrasonic echo image of the blood vessel, from the ultrasonic information; and a device position



WO 2022/009407 A1

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,
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))

image generation unit that generates a device position image indicating the position of the medical device inside the blood vessel, from the ultrasonic echo image and the device magnetic field information.

(57) 要約：医療装置は、超音波センサを有し生体内に超音波を照射する超音波プローブから得られる、生体内の超音波情報を取得する超音波情報取得部と、生体内に存在する血管内に挿入された医療デバイスから発生する磁界に関するデバイス磁界情報を取得するデバイス磁界情報取得部と、超音波情報から血管の超音波エコー画像を生成するエコー画像生成部と、超音波エコー画像と、デバイス磁界情報とから、血管内における医療デバイスの位置を表すデバイス位置画像を生成するデバイス位置画像生成部と、を備える。

明 細 書

発明の名称：医療装置、及び、画像生成方法

技術分野

[0001] 本発明は、医療装置、及び、画像生成方法に関する。

背景技術

[0002] 超音波を用いて、人体から人体内側の情報を取得する技術が知られている。例えば、特許文献1には、超音波プローブを用いて血管の超音波エコー画像（「血管超音波画像」とも呼ばれる）を取得し、取得した画像から血管径を算出する血管内皮機能検査方法が開示されている。

[0003] 一方、磁力を用いて、人体内側に挿入された医療デバイスの位置を取得する技術が知られている。例えば、特許文献2には、医療デバイス（「医療器具」とも呼ばれる）が備える磁界発生源の発する磁力を磁気センサにより検出することで、医療デバイスの位置を検出する医療器具の位置検出方法が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2003-245280号公報

特許文献2：特開平10-230016号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] ここで、特許文献1に記載の技術において得られる超音波エコー画像は、超音波プローブの位置に対応した血管の縦断面（血管長軸断面）の画像である。このため、超音波プローブと、人体内側に挿入された医療デバイスとの位置が一致している場合、術者は、超音波エコー画像において、血管内の医療デバイスを確認することができる。しかし、超音波プローブと、医療デバイスとの位置にずれが生じた場合、術者は、超音波エコー画像において、血管内の医療デバイスを確認することができず、手技に手間と時間がかかると

いう課題があった。また、特許文献2に記載の技術では、血管内における医療デバイスの位置を確認することはできないという課題があった。

[0006] なお、このような課題は、血管系、リンパ腺系、胆道系、尿路系、気道系、消化器官系、分泌腺及び生殖器官等、人体内の各器官（生体管）に挿入される、カテーテル、ガイドワイヤ、内視鏡等の医療デバイスの全般に共通する。

[0007] 本発明は、上述した課題の少なくとも一部を解決するためになされたものであり、血管内における医療デバイスの位置を術者に提示することが可能な医療装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0008] 本発明は、上述の課題の少なくとも一部を解決するためになされたものであり、以下の形態として実現することが可能である。

[0009] (1) 本発明の一形態によれば、医療装置が提供される。この医療装置は、超音波センサを有し生体内に超音波を照射する超音波プローブから得られる、前記生体内の超音波情報を取得する超音波情報取得部と、前記生体内に存在する血管内に挿入された医療デバイスから発生する磁界に関するデバイス磁界情報を取得するデバイス磁界情報取得部と、前記超音波情報から前記血管の超音波エコー画像を生成するエコー画像生成部と、前記超音波エコー画像と、前記デバイス磁界情報とから、前記血管内における前記医療デバイスの位置を表すデバイス位置画像を生成するデバイス位置画像生成部と、を備える。

[0010] この構成によれば、医療装置は、超音波エコー画像と、デバイス磁界情報とから、血管内における医療デバイスの位置を表すデバイス位置画像を生成するデバイス位置画像生成部を備える。このため、医師当の術者は、デバイス位置画像によって、血管内における医療デバイスの位置を確認することができるため、血管内の医療デバイスを、意図する位置へと容易に移動させることができる。この結果、手技の手間と時間を削減することができると共に、手技の精度を向上できる。

[0011] (2) 上記形態の医療装置では、さらに、磁界発生部を有する前記超音波プローブと、前記超音波プローブから発生する磁界に関するプローブ磁界情報を取得するプローブ磁界情報取得部と、を備え、前記デバイス位置画像生成部は、前記プローブ磁界情報により画定された前記血管を縦断する基準面に対して、前記医療デバイスが前記基準面の一方側に位置しているか、他方側に位置しているかを表す前記デバイス位置画像を生成してもよい。

この構成によれば、医療装置は、磁界発生部を有する超音波プローブと、超音波プローブから発生する磁界に関するプローブ磁界情報を取得するプローブ磁界情報取得部とを備える。このため、医療装置は、プローブ磁界情報を用いて、超音波エコー画像に表れる血管の縦断面（換言すれば、血管を縦断する基準面）と、デバイス磁界情報との位置合わせをした上で、デバイス磁界情報から血管内の医療デバイスの位置を特定し、デバイス位置画像を生成できる。また、デバイス位置画像は、超音波エコー画像に表れる血管の縦断面（血管を縦断する基準面）に対して、医療デバイスが縦断面の一方側に位置しているか、他方側に位置しているかを表す画像である。このため術者は、デバイス位置画像を確認することによって、医療デバイスを進めるべき方向を容易に把握できる。

[0012] (3) 上記形態の医療装置では、さらに、前記超音波センサとの位置関係が固定された磁気センサを有する前記超音波プローブを備え、前記デバイス位置画像生成部は、前記超音波センサと前記磁気センサとの前記位置関係を用いて、前記血管を縦断する基準面に対して、前記医療デバイスが前記基準面の一方側に位置しているか、他方側に位置しているかを表す前記デバイス位置画像を生成してもよい。

この構成によれば、医療装置は、超音波センサとの位置関係が固定された磁気センサを有する超音波プローブを備える。すなわち、本構成によれば、超音波プローブにおける超音波センサと磁気センサとの位置関係が既知であるため、医療装置は、超音波エコー画像に表れる血管の縦断面（血管を縦断する基準面）と、デバイス磁界情報との位置合わせをすることなく、デバイ

ス磁界情報から血管内の医療デバイスの位置を特定し、デバイス位置画像を生成できる。また、磁気センサ及び超音波センサと、医療デバイスが挿入された血管との間の距離を短くできるため、磁気センサ及び超音波センサでの検出精度を向上でき、磁気センサにより得られた医療デバイスの位置情報の信頼性を向上できる。さらに、デバイス位置画像は、超音波エコー画像に表れる血管の縦断面に対して、医療デバイスが縦断面の一方側に位置しているか、他方側に位置しているかを表す画像である。このため術者は、デバイス位置画像を確認することによって、医療デバイスを進めるべき方向を容易に把握できる。

[0013] (4) 上記形態の医療装置において、前記デバイス位置画像生成部は、前記血管の横断面を表す画像に、前記血管を縦断する前記基準面の位置を示す画像と、前記医療デバイスの位置を示す画像とを重畳した前記デバイス位置画像を生成してもよい。

この構成によれば、デバイス位置画像生成部は、血管の横断面を表す画像に、血管の縦断面の位置を示す画像と、医療デバイスの位置を示す画像とを重畳したデバイス位置画像を生成する。このため術者は、デバイス位置画像を確認することで、血管内における医療デバイスの位置、及び医療デバイスを進めるべき方向を直感的に把握できる。

[0014] (5) 上記形態の医療装置において、前記デバイス位置画像生成部は、前記血管の3次元画像に、前記血管を縦断する前記基準面を示す面と、前記医療デバイスの先端部の3次元画像とを重畳した前記デバイス位置画像を生成してもよい。

この構成によれば、デバイス位置画像生成部は、血管の3次元画像に、血管の縦断面を示す面と、医療デバイスの先端部の3次元画像とを重畳したデバイス位置画像を生成する。このため術者は、デバイス位置画像を確認することで、血管内における医療デバイスの位置、及び医療デバイスを進めるべき方向を、より一層直感的に把握できる。

[0015] (6) 上記形態の医療装置では、さらに、前記超音波エコー画像と、前記デ

バイス位置画像とを合成した合成画像を生成する合成画像生成部を備えてもよい。

この構成によれば、医療装置は、超音波エコー画像と、デバイス位置画像とを合成した合成画像を生成する合成画像生成部を備える。このため術者は、超音波エコー画像と、デバイス位置画像とを同時に確認しつつ、手技を行うことができるため、手技の手間と時間をより一層削減することができると共に、手技の精度をさらに向上できる。また、超音波プローブと、医療デバイスとの位置にずれが生じて、超音波エコー画像で医療デバイスを確認できなくなった場合でも、術者は、デバイス位置画像を確認することによって、医療デバイスを進めるべき方向を容易に把握できるため、医療デバイスを意図する位置（例えば、超音波エコー画像に表れる血管の縦断面上）へと、容易にリカバリできる。

[0016] なお、本発明は、種々の態様で実現することが可能であり、例えば、表示用の画像を生成する画像生成装置、画像生成方法、検査装置、検査方法、医療システム、これら装置及びシステムの製造方法、これら装置及びシステムの機能を実現するコンピュータプログラムなどの形態で実現することができる。

図面の簡単な説明

[0017] [図1]第1実施形態の医療装置の構成を例示した説明図である。

[図2]磁気センサレイ及び超音波プローブについての説明図である。

[図3]超音波プローブの構成を例示した説明図である。

[図4]主制御部と合成画像生成部の機能ブロック図である。

[図5]デバイス位置情報検出部の処理について説明する図である。

[図6]合成画像の第1の例について説明する図である。

[図7]合成画像の第2の例について説明する図である。

[図8]合成画像の第3の例について説明する図である。

[図9]合成画像の変形について説明する図である。

[図10]第2実施形態の医療装置の構成を例示した説明図である。

[図11]第2実施形態の超音波プローブの構成を例示した説明図である。

[図12]第2実施形態の主制御部と合成画像生成部の機能ブロック図である。

[図13]第2実施形態のデバイス位置情報検出部の処理について説明する図である。

[図14]第3実施形態の医療装置の機能ブロック図である。

[図15]第3実施形態のデバイス位置画像について説明する図である。

発明を実施するための形態

[0018] <第1実施形態>

図1は、第1実施形態の医療装置1の構成を例示した説明図である。医療装置1は、治療対象の生体（ここでは、人体）90の治療又は検査に用いられる装置であり、磁気センサレイ10と、カテーテル20と、超音波プローブ40と、コンピュータ50と、表示部60と、操作部70とを備えている。本実施形態の医療装置1は、磁気センサレイ10から得られるデバイス磁界情報及びプローブ磁界情報と、超音波プローブ40から得られる血管のエコー画像とから、血管内におけるカテーテル20の位置を表すデバイス位置画像を生成する。なお、本実施形態では、生体管の一例として血管を例示するが、本装置は、血管系のほか、リンパ腺系、胆道系、尿路系、気道系、消化器官系、分泌腺及び生殖器官等にも適用可能である。

[0019] 図2は、磁気センサレイ10及び超音波プローブ40についての説明図である。図2は、図1のA-A線における横断面を表している。図2には、人体90の大腿部に巻き付けられた磁気センサレイ10と、大腿部に押し当てられた超音波プローブ40のほか、血管91を取り巻く骨92、筋肉93、脂肪94が図示されている。

[0020] 磁気センサレイ10は、カテーテル20が発生する磁界、及び、超音波プローブ40が発生する磁界について、磁界の強さや向き等を検出する装置である。磁気センサレイ10は、複数の磁気センサ11と、本体部12とを有している。磁気センサ11は、磁界の強さや向きを検出する素子であり、例えば、GSR（GHz-Spin-Rotation Sensor）センサ、磁気抵抗効果素子

(MR)、磁気インピーダンス素子(MI)、超伝導量子干渉素子(SQUID)により構成できる。各磁気センサ11は、本体部12に対して、縦横に並べたマトリックス状に配置されている。本体部12は、柔軟性と、伸縮性とを有する板状の部材であり、例えば、ゴム、合成樹脂、布等により形成されている。

[0021] 図1及び図2に示すように、磁気センサアレイ10は、人体90の大腿部に巻き付けられている。磁気センサアレイ10は、人体90の体表(皮膚)に直接巻き付けられてもよく、衣服越しに巻き付けられてもよく、潤滑剤越しに巻き付けられてもよく、空間越しに巻き付けられてもよい。また、磁気センサアレイ10の配置は任意に変更することができ、例えば、人体90が横たわる台(寝台)95に配設されてもよく、人体90の大腿部以外の部分(例えば、胸部、腰部、腕部、首部、頭部等)に巻き付けられてもよく、装着されてもよい。この場合、磁気センサアレイ10の本体部12は、衣服状、帽子状、帯状とされてもよい。また、磁気センサアレイ10は、人体90に対して3次的に配置されてもよい。この場合、例えば、板状の第1磁気センサアレイ10を人体90の前面に配置し、板状の第2磁気センサアレイ10を人体90の背面に配置してもよい。また、第1及び第2磁気センサアレイ10を、人体90の前面又は背面の一方側に、人体90までの距離が異なる状態で配置してもよい。

[0022] カテーテル20は、人体90の血管91に挿入され、治療または検査のために用いられる医療デバイスである。カテーテル20は、本体部21と、先端チップ22と、コネクタ23と、デバイス磁界発生部24とを備えている。本体部21は、長尺状の外形を有する中空の部材である。先端チップ22は、本体部21の先端に取り付けられた柔軟性を有する部材である。コネクタ23は、本体部21の基端に設けられた部材であり、術者がカテーテル20を把持する際に用いる部材である。

[0023] デバイス磁界発生部24は、カテーテル20から磁界を発生させるための「デバイス磁界発生部」として機能する。デバイス磁界発生部24は、第1

デバイス磁界発生部241と、第2デバイス磁界発生部242とを含んでいる。第1デバイス磁界発生部241は、カテーテル20の先端部において、先端チップ22に隣接して設けられた永久磁石である。第2デバイス磁界発生部242は、第1デバイス磁界発生部241よりも基端側において、第1デバイス磁界発生部241から所定の距離を開けて設けられた永久磁石である。このように、デバイス磁界発生部24を永久磁石により構成することで、デバイス磁界発生部24により発生する磁界強度を一定とできる。なお、デバイス磁界発生部24は、電磁石により構成されてもよい。この場合、第1デバイス磁界発生部241と第2デバイス磁界発生部242とを、電流供給源に接続された導電性の磁性体部材（例えばコイル）により構成すればよい。なお、先端チップ22と第1デバイス磁界発生部241とは、一体に形成されてもよい。

[0024] なお、図1に示すカテーテル20（医療デバイス）の構成はあくまで一例であり、デバイス磁界発生部24を有する限りにおいて、任意の構成の医療デバイスを使用できる。例えば、先端チップ22を省略してもよく、先端からプラズマを発生させる、いわゆる焼灼カテーテルとして構成してもよい。例えば、カテーテル20に代えて、デバイス磁界発生部24を有するガイドワイヤ等を用いてもよい。

[0025] 図3は、超音波プローブ40の構成を例示した説明図である。図3には、相互に直交するXYZ軸を図示する。X軸は、超音波プローブ40の長手方向と、血管91の延伸方向とに対応する。Y軸は、超音波プローブ40の高さ方向と、血管91の高さ方向とに対応する。Z軸は、超音波プローブ40の幅方向（短手方向）と、血管91の幅方向とに対応する。超音波プローブ40は、血管91を含む人体90の内側に対して、間欠的に超短時間の超音波パルスを照射し、反射波（エコー）が得られるまでの時間や、反射波（エコー）の強度を検出する装置である。超音波プローブ40は、本体部41と、ハンドル部42と、プローブ磁界発生部43と、複数の超音波センサ44とを有している。

[0026] 本体部41は、図2に示すように、人体90の体表（皮膚）に当接させる筐体である。ハンドル部42は、本体部41のうち、超音波センサ44が配置されている側の面とは反対側の面に設けられた把持部であり、術者が超音波プローブ40を把持するために用いられる。なお、ハンドル部42は、ロボットアーム等により把持されてもよい。また、ハンドル部42を省略して、ロボットアームが直接、本体部41を把持してもよい。本体部41及びハンドル部42は、ポリアミド、ポリプロピレン、ポリカーボネート、ポリアセタール、ポリエーテルサルフォン等の樹脂材料で形成できる。

[0027] プローブ磁界発生部43は、超音波プローブ40から磁界を発生させるための「磁界発生部」として機能する。プローブ磁界発生部43は、第1プローブ磁界発生部431と、第2プローブ磁界発生部432と、第3プローブ磁界発生部433とを含んでいる。第1プローブ磁界発生部431は、本体部41の長手方向の一端に埋設された永久磁石である。第2プローブ磁界発生部432は、ハンドル部42の長手方向の一端に埋設された永久磁石である。第3プローブ磁界発生部433は、本体部41の長手方向の他端に埋設された永久磁石である。ここで、図3に示すように、第1プローブ磁界発生部431と、第2プローブ磁界発生部432とは、Y軸方向（すなわち、本体部41の高さ方向）における位置のみ相違し、XZ軸方向における位置は同じである。一方、第1プローブ磁界発生部431と、第3プローブ磁界発生部433とは、X軸方向（すなわち、本体部41の長手方向）における位置のみ相違し、YZ軸方向における位置は同じである。なお「位置が同じ」とは、製造誤差を許容する意味であり、厳密に同じでなくてもよい。なお、プローブ磁界発生部43についても、デバイス磁界発生部24と同様に、電磁石により構成されてもよい。

[0028] 超音波センサ44は、血管91など、人体90内側の生体組織に向けて超音波を発信し、生体組織を伝搬して反射した超音波を受信する超音波探触子（超音波振動子、圧電体、超音波送受信素子、超音波素子とも呼ばれる）である。図3の例では、各超音波センサ44は、本体部41のうち、ハンドル

部42が設けられている側とは逆側の面において、第1プローブ磁界発生部431と第3プローブ磁界発生部433とを結ぶ直線上に、並べて配置されている。そうすれば、プローブ磁界発生部43の第1～第3プローブ磁界発生部431～433により画定される面SC1と、超音波センサ44の走査面（すなわち、得られる超音波エコー画像の断面）SC2とを、同一平面上とできる。なお、各超音波センサ44の外側（すなわち、本体部41の+Y軸方向側の面）は、音響整合層や、音響レンズで覆われていてもよい。音響整合層は、超音波センサ44と人体90との音響インピーダンスの差を調整する層である。音響レンズは、超音波をスライス方向に集光させて分解能を向上させる層である。

[0029] 図2及び図3に示すように、超音波プローブ40は、人体90の大腿部に対して、血管91の延伸方向と、超音波センサ44が配列されている方向とを一致させた状態で、押し当てられる。この時、超音波プローブ40は、血管91の径が最も太い位置に、超音波センサ44の走査面（すなわち、得られる超音波エコー画像の断面）SC2が位置するように押し当てられることが好ましい（図3）。なお、超音波プローブ40は、人体90の体表（皮膚）に直接押し当てられてもよく、衣服越しに押し当てられてもよく、潤滑剤越しに押し当てられてもよい。

[0030] 図1に戻り、説明を続ける。表示部60は、表示画面61を備えた液晶ディスプレイである。表示部60は、後述する合成画像生成部52によって生成された画像を表示する「表示部」として機能する。なお、表示部60は、液晶ディスプレイ以外の表示装置（例えば、スマートグラス、プロジェクタ等）により構成されてもよい。操作部70は、コンピュータ50に対して情報を入力するためのキーボード及びマウスである。なお、操作部70は、キーボードやマウス以外の入力装置（例えば、音声入力を取得するためのマイク、タッチパネル、フットスイッチ等）により構成されてもよい。

[0031] コンピュータ50は、医療装置1の全体を制御する装置であり、磁気センサアレイ10、超音波プローブ40、表示部60、操作部70のそれぞれと

電氣的に接続されている。コンピュータ50は、図示しないCPU、ROM、RAMを含んで構成されており、ROMに記憶されているコンピュータプログラムをCPUが実行することにより、主制御部51と、合成画像生成部52の機能を実現する。

[0032] 主制御部51は、磁気センサアレイ10、超音波プローブ40、表示部60、及び操作部70と情報のやりとりをし、医療装置1の全体を制御する。主制御部51は、プローブ磁界情報取得部511と、デバイス磁界情報取得部512と、超音波情報取得部513と、デバイス位置情報検出部514とを含んでいる。

[0033] プローブ磁界情報取得部511は、磁気センサアレイ10から、プローブ磁界情報を取得する。ここで「プローブ磁界情報」とは、超音波プローブ40から発生する磁界に関する情報（電気信号）であり、超音波プローブ40のプローブ磁界発生部43についての、磁界の強さや向きを表す情報である。プローブ磁界情報は、図3で説明した、プローブ磁界発生部43により画定される面SC1、及び、面SC1と同一平面上にある超音波センサ44の走査面（すなわち、得られる超音波エコー画像の断面）SC2を特定するために用いられる。

[0034] デバイス磁界情報取得部512は、磁気センサアレイ10から、デバイス磁界情報を取得する。ここで「デバイス磁界情報」とは、人体90内の血管91に挿入されたカテーテル20から発生する磁界に関する情報（電気信号）であり、カテーテル20のデバイス磁界発生部24についての、磁界の強さや向きを表す情報である。デバイス磁界情報は、血管91に挿入されたカテーテル20の位置を特定するために用いられる。

[0035] 超音波情報取得部513は、超音波プローブ40から、超音波情報を取得する。ここで「超音波情報」とは、人体90内に超音波を照射することにより得られる情報（電気信号）であり、超音波プローブ40が検出した反射波（エコー）の時間や強度を表す情報である。超音波情報は、超音波エコー画像を生成するために用いられる。

- [0036] デバイス位置情報検出部514は、デバイス磁界情報と、プローブ磁界情報とを用いて、血管91内におけるカテーテル20の位置を検出する。詳細は後述する。なお、デバイス磁界発生部24やプローブ磁界発生部43を電磁石により構成した場合、主制御部51は、デバイス磁界発生部24やプローブ磁界発生部43に対する電流の供給を制御してもよい。
- [0037] 合成画像生成部52は、画像を生成し、表示部60の表示画面61に表示させる。合成画像生成部52は、デバイス位置画像生成部521と、エコー画像生成部522とを含んでいる。エコー画像生成部522は、超音波情報取得部513により得られた超音波情報を用いて、周知の方法で超音波エコー画像を生成する。デバイス位置画像生成部521は、デバイス位置情報検出部514により得られたカテーテル20の位置と、エコー画像生成部522により生成された超音波エコー画像とを用いて、デバイス位置画像を生成する。詳細は後述する。合成画像生成部52は、超音波エコー画像と、デバイス位置画像とを合成した合成画像C1を生成し、表示部60に表示させる。
- [0038] 図4は、主制御部51と合成画像生成部52の機能ブロック図である。主制御部51のデバイス磁界情報取得部512は、磁気センサアレイ10から、カテーテル20のデバイス磁界発生部24の位置を示すデバイス磁界情報を取得し、コンピュータ50の図示しない記憶部に記憶させる。同様に、主制御部51のプローブ磁界情報取得部511は、磁気センサアレイ10から、超音波プローブ40のプローブ磁界発生部43の位置を示すプローブ磁界情報を取得し、コンピュータ50の記憶部に記憶させる。
- [0039] 図5は、デバイス位置情報検出部514の処理について説明する図である。図5には、相互に直交するx y z軸を図示する。図5のx y z軸は、図3のXYZ軸とは対応していない。主制御部51のデバイス位置情報検出部514は、磁気センサアレイ10から取得されたプローブ磁界情報と、デバイス磁界情報とを用いて、血管91内におけるカテーテル20の位置を検出する。まず、デバイス位置情報検出部514は、プローブ磁界情報を用いて、

プローブ磁界発生部43（第1～第3プローブ磁界発生部431～43）が配置された面SC1と同一平面上にある基準面SCを画定する。図3で説明した通り、この基準面SCは、超音波センサ44の走査面（得られる超音波エコー画像の断面）SC2とも同一平面上にある。次に、デバイス位置情報検出部514は、デバイス磁界情報を用いて、基準面SCと、カテーテル20との位置関係を特定する。具体的には、デバイス位置情報検出部514は、デバイス磁界情報を用いて、カテーテル20の第1デバイス磁界発生部241が、基準面SC上に位置しているか、基準面SCの一方側D1に位置しているか、基準面SCの他方側D2に位置しているかを特定する。同様に、デバイス位置情報検出部514は、デバイス磁界情報を用いて、カテーテル20の第2デバイス磁界発生部242が、基準面SC上に位置しているか、基準面SCの一方側D1に位置しているか、基準面SCの他方側D2に位置しているかを特定する。

[0040] 主制御部51の超音波情報取得部513は、超音波プローブ40から、超音波エコー画像を生成するための超音波情報を取得し、コンピュータ50の記憶部に記憶させる。

[0041] 図6は、合成画像C1の第1の例について説明する図である。図6(A)には、血管91、カテーテル20、及び超音波プローブ40の基準面SCの位置関係を図示する。図6(A)のXYZ軸は、図3のXYZ軸にそれぞれ対応しており、図5のxyz軸とは対応していない。図6(A)の例では、血管91の高さ（換言すれば、血管91のY軸方向の径）が最大となる位置に、超音波プローブ40の基準面SCが設けられており、かつ、血管91内においてカテーテル20は、基準面SC上を進行している。

[0042] 図6(B)には、表示部60に表示される合成画像C1を図示する。エコー画像生成部522は、記憶部の超音波情報を用いて、超音波センサ44の反射波の強度に応じた濃淡の諧調を付した2次元画像である、超音波エコー画像CAを生成する。図6(B)に示すように、超音波エコー画像CAには、基準面SCと同一平面上にある、超音波センサ44の走査面SC2におけ

る、血管91とカテーテル20とが含まれている。なお、超音波エコー画像CAには、筋肉や脂肪といった、血管91を取り囲む他の生体組織も含まれている。

[0043] デバイス位置画像生成部521は、超音波エコー画像CAと、デバイス位置情報検出部514により特定された位置関係（基準面SCとカテーテル20との位置関係）とから、デバイス位置画像CBを生成する。本実施形態のデバイス位置画像CBは、血管91の横断面を表す画像91sに、血管91を縦断する基準面SCの位置を表す画像SCsと、カテーテル20の先端部の位置を表す画像22sとを重畳した画像である。

[0044] 具体的には、まず、デバイス位置画像生成部521は、超音波エコー画像CAを画像解析して、超音波エコー画像CAの撮像範囲に占める血管91の大きさや、カテーテル20に対する血管91の大きさを求めることにより、血管91の径L91を算出する。径L91は、血管91が基準面SCと交差する部分の、外径、内径、外径と内径の組み合わせ、のいずれかとできる。次に、デバイス位置画像生成部521は、求めた径L91を有する血管91の横断面を表す血管モデル91sを生成し、デバイス位置画像CBに配置する。血管モデル91sには、高さ（換言すれば、Y軸方向の径）が最大となる位置に、基準面SCを表す線分SCsが描画されている。次に、デバイス位置画像生成部521は、デバイス位置情報検出部514により特定された位置関係に応じた位置に、先端チップ22を表す先端モデル22sを描画する。具体的には、デバイス位置画像生成部521は、第1デバイス磁界発生部241が基準面SC上に位置している場合、線分SCsに重ねて先端モデル22sを描画する。また、デバイス位置画像生成部521は、第1デバイス磁界発生部241が基準面SCの一方側D1に位置している場合、線分SCsの一方側D1に先端モデル22sを描画し、第1デバイス磁界発生部241が基準面SCの他方側D2に位置している場合、線分SCsの他方側D2に先端モデル22sを描画する。

[0045] 合成画像生成部52は、エコー画像生成部522により生成された超音波

エコー画像C Aと、デバイス位置画像生成部5 2 1により生成されたデバイス位置画像C Bとを、左右に配置することで合成した合成画像C Iを生成し、表示部6 0に表示させる。図6 (B)に示す合成画像C Iが表示されている場合、術者は、合成画像C Iを参照しつつ、カテーテル2 0をそのまま進行させる。なお、超音波エコー画像C Aとデバイス位置画像C Bとは、合成画像C Iの上下に配置されてもよく、合成画像C Iにおいて異なる大きさで配置されてもよい。例えば、合成画像C Iにおいて、一方(例えばデバイス位置画像C B)を主画像として相対的に大きな表示とし、他方(例えば超音波エコー画像C A)を副画像として相対的に小さな表示としてもよい。この場合、主画像と副画像とは、術者により切り替え可能であってもよい。

[0046] 図7は、合成画像C Iの第2の例について説明する図である。図7の構成は、図6と同様である。図7 (A)の例では、血管9 1内においてカテーテル2 0は、基準面S Cよりも他方側を進行しており、基準面S C上にはない。この場合、図7 (B)に示すように、合成画像C Iのうち、超音波エコー画像C Aには、血管9 1のみが含まれ、カテーテル2 0が含まれていない。これは、カテーテル2 0が基準面S C、すなわち、超音波センサ4 4の走査面S C 2上にはないからである。また、合成画像C Iのうち、デバイス位置画像C Bでは、血管モデル9 1 sの基準面S Cを表す線分S C sよりも他方側D 2に、先端モデル2 2 sが描画されている。図7 (B)に示す合成画像C Iが表示されている場合、術者は、図7 (A)に示す黒矢印の方向にカテーテル2 0を引き戻し、合成画像C Iを参照しつつ、カテーテル2 0を基準面S C上に位置するように操作する。

[0047] 図8は、合成画像C Iの第3の例について説明する図である。図8の構成は、図6と同様である。図8 (A)の例では、血管9 1内において、カテーテル2 0先端側の一部分(図示の例では、先端チップ2 2及び第1デバイス磁界発生部2 4 1の近傍の一部)は、基準面S Cよりも一方側を進行しており、基準面S C上にはない。一方、カテーテル2 0の基端側の部分(図示の例では、第2デバイス磁界発生部2 4 2より基端側の部分)は、基準面S C

上を進行している。この場合、図8(B)に示すように、合成画像C1のうち、超音波エコー画像CAには、血管91と、カテーテル20の基端側の部分とが含まれている。また、合成画像C1のうち、デバイス位置画像CBでは、血管モデル91sの基準面SCを表す線分SCsよりも一方側D1に、先端モデル22sが描画されている。これは、第1デバイス磁界発生部241が、基準面SCよりも一方側に位置しているためである。図8(B)に示す合成画像C1が表示されている場合、術者は、図8(A)に示す黒矢印の方向にカテーテル20を引き戻し、合成画像C1を参照しつつ、カテーテル20の先端部の湾曲を修正する。

[0048] 図9は、合成画像C1の変形について説明する図である。図9(A)は、合成画像C1の第1の変形である合成画像C11を示す。合成画像C11は、図6で説明した超音波エコー画像CAと、次に説明するデバイス位置画像CB1とを合成した画像である。デバイス位置画像CB1は、血管91の3次元画像91tsに、血管91を縦断する基準面SCを表す面SCtsと、カテーテル20の先端部の3次元画像20tsとを重畳した画像である。デバイス位置画像生成部521は、超音波エコー画像CAから得た血管91の径L91から、径L91を有する血管91の3次元画像91tsを生成し、デバイス位置画像CB1に配置する。血管91の3次元画像91tsには、高さが最大となる位置に、基準面SCを表す面SCtsが描画されている。次に、デバイス位置画像生成部521は、デバイス位置情報検出部514により特定された位置関係に応じた位置に、カテーテル20を描画する。具体的には、デバイス位置画像生成部521は、第1デバイス磁界発生部241と基準面SCとの位置関係に応じた位置に、先端モデル22tsと第1デバイス磁界発生部241のモデル241tsを描画する。また、デバイス位置画像生成部521は、第2デバイス磁界発生部242と基準面SCとの位置関係に応じた位置に、第2デバイス磁界発生部242のモデル242tsを描画する。

[0049] 図9(B)は、合成画像C1の第2の変形である合成画像C12を示す。

合成画像C12は、図6で説明した超音波エコー画像CAと、次に説明するデバイス位置画像CB2とを合成した画像である。デバイス位置画像CB2は、上下の2段構成となっており、上段は、図6と同様の画像である。デバイス位置画像CB2の下段は、血管91の横断面を表す画像91sに、血管91を縦断する基準面SCの位置を表す画像SCsと、カテーテル20の第2デバイス磁界発生部242の位置を表す画像242sとを重畳した画像である。合成画像生成部52及びデバイス位置画像生成部521は、図9(A)で説明した合成画像C11、または、図9(B)で説明した合成画像C12を生成して、表示部60に表示させてもよい。

[0050] 以上のように、第1実施形態の医療装置1は、超音波エコー画像CAと、デバイス磁界情報とから、血管91内におけるカテーテル20（医療デバイス）の位置を表すデバイス位置画像CBを生成するデバイス位置画像生成部521を備える。このため、医師当の術者は、デバイス位置画像CBによって、血管91内におけるカテーテル20の位置を確認することができるため、血管91内におけるカテーテル20を、意図する位置（すなわち、血管91の高さが最大となる位置）へと容易に移動させることができる。この結果、手技の手間と時間を削減することができると共に、手技の精度を向上できる。

[0051] また、第1実施形態の医療装置1は、プローブ磁界発生部43（磁界発生部）を有する超音波プローブ40と、超音波プローブ40から発生する磁界に関するプローブ磁界情報を取得するプローブ磁界情報取得部511とを備える。このため、医療装置1は、プローブ磁界情報を用いて、超音波センサ44の走査面SC2、すなわち、超音波エコー画像CAに表れる血管91の縦断面SC2（換言すれば、血管を縦断する基準面SC）と、デバイス磁界情報との位置合わせをした上（図5）で、デバイス磁界情報から血管91内におけるカテーテル20の位置を特定し、デバイス位置画像CBを生成できる。また、デバイス位置画像CBは、超音波エコー画像CAに表れる血管91の縦断面（血管91を縦断する基準面SC）に対して、カテーテル20が縦断面の一方側D1に位置しているか、他方側D2に位置しているかを表す画像で

ある。このため術者は、デバイス位置画像CBを確認することによって、カテーテル20を進めるべき方向を容易に把握できる。

[0052] さらに、図6～図8、及び図9(B)の例によれば、デバイス位置画像生成部521は、血管91の横断面を表す画像91sに、血管91の縦断面の位置を示す画像SCsと、カテーテル20(医療デバイス)の位置を示す画像22sとを重畳したデバイス位置画像CB、CB2を生成する。このため術者は、デバイス位置画像CBを確認することで、血管91内におけるカテーテル20の位置、及びカテーテル20を進めるべき方向を直感的に把握できる。

[0053] さらに、図9(A)の例によれば、デバイス位置画像生成部521は、血管91の3次元画像91tsに、血管91の縦断面を示す面SCtsと、カテーテル20(医療デバイス)の先端部の3次元画像22ts, 241ts, 242tsとを重畳したデバイス位置画像CB1を生成する。このため術者は、デバイス位置画像CB1を確認することで、血管91内におけるカテーテル20の位置、及びカテーテル20を進めるべき方向を、より一層直感的に把握できる。

[0054] さらに、第1実施形態の医療装置1は、超音波エコー画像CAと、デバイス位置画像CBとを合成した合成画像C1を生成する合成画像生成部52を備える。このため術者は、超音波エコー画像CAと、デバイス位置画像CBとを同時に確認しつつ、手技を行うことができるため、手技の手間と時間をより一層削減することができると共に、手技の精度をさらに向上できる。また、図7や図8で説明したように、超音波プローブ40と、カテーテル20(医療デバイス)との位置にずれが生じたために、超音波エコー画像CAでカテーテル20を確認できなくなった場合でも、術者は、デバイス位置画像CBを確認することによって、カテーテル20を進めるべき方向を容易に把握できるため、カテーテル20を意図する位置(例えば、超音波エコー画像CAに表れる血管91の縦断面上)へと、容易にリカバリできる。

[0055] <第2実施形態>

図10は、第2実施形態の医療装置1Aの構成を例示した説明図である。第2実施形態の医療装置1Aは、第1実施形態で説明した磁気センサアレイ10と超音波プローブ40とが一体とされた超音波プローブ40Aを用いて、第1実施形態と同様の合成画像C1を生成する。医療装置1Aは、第1実施形態の構成において、磁気センサアレイ10及び超音波プローブ40に代えて超音波プローブ40Aを備え、プローブ磁界情報取得部511を備えておらず、デバイス位置情報検出部514に代えてデバイス位置情報検出部514Aを備え、デバイス位置画像生成部521に代えてデバイス位置画像生成部521Aを備える。

[0056] 図11は、第2実施形態の超音波プローブ40Aの構成を例示した説明図である。図11には、図3と同様のXYZ軸を図示する。超音波プローブ40Aは、本体部41のうち、超音波センサ44が配置されている側の面とは反対側の面に、磁気センサアレイ10Aが固定されている。磁気センサアレイ10Aは、複数の磁気センサ11と、略矩形形状の本体部12Aとを有している。磁気センサ11は、第1実施形態と同様の構成を有しており、本体部12Aに対して、縦横に並べたマトリックス状に配置されている。このように、第2実施形態の超音波プローブ40Aでは、超音波センサ44と磁気センサ11との位置関係が固定されている一方で、第1実施形態で説明したプローブ磁界発生部43を有していない。超音波プローブ40Aは、第1実施形態と同様に、人体90の大腿部に対して、血管91の延伸方向と、超音波センサ44が配列されている方向とを一致させた状態で、押し当てられる。なお、本体部12Aは、例えば、ゴムや合成樹脂等により形成できる。

[0057] 図12は、第2実施形態の主制御部51と合成画像生成部52の機能ブロック図である。図13は、第2実施形態のデバイス位置情報検出部514Aの処理について説明する図である。図13のxyz軸は、図11のXYZ軸とは対応していない。第2実施形態のデバイス位置情報検出部514Aは、超音波プローブ40Aの磁気センサアレイ10Aから取得されたデバイス磁界情報のみを用いて（すなわち、第1実施形態で説明したプローブ磁界情報

を用いることなく)、血管91内におけるカテーテル20の位置を検出する。図11で説明した通り、本実施形態の超音波プローブ40Aでは、超音波センサ44と磁気センサ11との位置関係が固定されている。このため、デバイス位置情報検出部514Aは、超音波センサ44と磁気センサ11との既知の位置関係を予め記憶しておくことにより、デバイス磁界情報のみを用いて、超音波プローブ40Aの超音波センサ44の走査面(得られる超音波エコー画像の断面)SC2と、カテーテル20との位置関係を特定できる。具体的には、デバイス位置情報検出部514Aは、デバイス磁界情報を用いて、カテーテル20の第1デバイス磁界発生部241が、基準面SC2上に位置しているか、基準面SC2の一方側D1に位置しているか、基準面SC2の他方側D2に位置しているかを特定できる。カテーテル20の第2デバイス磁界発生部242についても同様である。

[0058] デバイス位置画像生成部521Aは、超音波エコー画像CAと、デバイス位置情報検出部514Aにより特定された位置関係(基準面SC2とカテーテル20との位置関係)とから、デバイス位置画像CBを生成する。第2実施形態のデバイス位置画像CBは、超音波センサ44と磁気センサ11との既知の位置関係を用いて生成されている点を除いて、図6~図9で説明した第1実施形態と同様である。

[0059] このように、医療装置1Aの構成は種々の変更が可能であり、磁気センサアレイ10と超音波プローブ40とが一体とされた超音波プローブ40Aを用いて、合成画像C1が生成されてもよい。また、図11で説明した超音波プローブ40Aの構成はあくまで一例であり、磁気センサ11は任意の態様で、超音波プローブ40Aに内蔵され得る。このようにしても、第1実施形態と同様の効果を奏することができる。

[0060] また、第2実施形態の医療装置1Aによれば、医療装置1Aは、超音波センサ44との位置関係が固定された磁気センサ11を有する超音波プローブ40Aを備える。すなわち、第2実施形態の構成によれば、超音波プローブ40Aにおける超音波センサ44と磁気センサ11との位置関係が既知であ

るため、医療装置 1 A は、超音波エコー画像 C A に表れる血管 9 1 の縦断面（血管 9 1 を縦断する基準面 S C）と、デバイス磁界情報との位置合わせをすることなく、デバイス磁界情報から血管 9 1 内のカテーテル 2 0（医療デバイス）の位置を特定し、デバイス位置画像 C B を生成できる。また、第 1 実施形態と比較して、磁気センサ 1 1 及び超音波センサ 4 4 と、カテーテル 2 0 が挿入された血管 9 1 との間の距離を短くできるため、磁気センサ 1 1 及び超音波センサ 4 4 での検出精度を向上でき、磁気センサ 1 1 により得られたカテーテル 2 0 の位置情報の信頼性を向上できる。さらに、デバイス位置画像 C B は、超音波エコー画像 C A に表れる血管 9 1 の縦断面に対して、カテーテル 2 0 が縦断面の一方側に位置しているか、他方側に位置しているかを表す画像である。このため術者は、デバイス位置画像 C B を確認することによって、カテーテル 2 0 を進めるべき方向を容易に把握できる。

[0061] <第 3 実施形態>

図 1 4 は、第 3 実施形態の医療装置 1 B の機能ブロック図である。第 3 実施形態の医療装置 1 B は、第 1 実施形態で説明した合成画像 C 1 を生成及び表示しない。医療装置 1 B は、第 1 実施形態で説明した構成において、合成画像生成部 5 2 を備えていないと共に、デバイス位置画像生成部 5 2 1 に代えてデバイス位置画像生成部 5 2 1 B を備えている。

[0062] 図 1 5 は、第 3 実施形態のデバイス位置画像 C B について説明する図である。図 1 5 の構成は、図 6 と同様である。図 1 5 (A) の例では、図 6 (A) と同様に、血管 9 1 の高さが最大となる位置に、超音波プローブ 4 0 の基準面 S C が設けられており、かつ、血管 9 1 内においてカテーテル 2 0 は、基準面 S C 上を進行している。この場合、図 1 5 (B) に示すように、デバイス位置画像生成部 5 2 1 B は、超音波エコー画像 C A と、デバイス位置情報検出部 5 1 4 により特定された位置関係（基準面 S C とカテーテル 2 0 との位置関係）とから、デバイス位置画像 C B を生成する。そして、デバイス位置画像生成部 5 2 1 B は、生成したデバイス位置画像 C B を、表示部 6 0 に表示させる。

[0063] このように、医療装置 1 B の構成は種々の変更が可能であり、表示部 6 0 には、超音波エコー画像 C A や合成画像 C I を表示させず、デバイス位置画像 C B のみを表示させてもよい。このようにしても、第 1 実施形態と同様の効果を奏することができる。

[0064] <本実施形態の変形例>

上記実施形態において、ハードウェアによって実現されとした構成の一部をソフトウェアに置き換えるようにしてもよく、逆に、ソフトウェアによって実現されとした構成の一部をハードウェアに置き換えるようにしてもよい。また、本発明は上記の実施形態に限られるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々の態様において実施することが可能であり、例えば次のような変形も可能である。

[0065] [変形例 1]

上記第 1 ～第 3 実施形態では、医療装置 1, 1 A, 1 B の構成を例示した。しかし、医療装置 1 の構成は種々の変更が可能である。例えば、医療装置 1 において、磁気センサアレイ 1 0 と、超音波プローブ 4 0 と、コンピュータ 5 0 と、表示部 6 0 と、操作部 7 0 との少なくとも一部は、一体的なデバイスとして構成されてもよい。例えば、医療装置 1 は、CT 装置、MRI 装置、心電計、X 線撮像装置等の他の装置を備えていてもよい。

[0066] [変形例 2]

上記第 1 ～第 3 実施形態では、デバイス位置画像生成部 5 2 1, 5 2 1 A, 5 2 1 B により生成されるデバイス位置画像 C B の一例、及び、合成画像生成部 5 2 により生成される合成画像 C I の一例を示した。しかし、これらの画像は、種々の変更が可能である。例えば、デバイス位置画像 C B は、血管 9 1 内におけるカテーテル 2 0 (医療デバイス) の位置を表すものとして、血管モデル 9 1 s と、基準面 S C の位置を表す線分 S C s と、先端モデル 2 2 s を含むとしたが、これらの少なくとも一部は省略、または変更可能である。例えば、デバイス位置画像 C B は、血管モデル 9 1 s と、先端モデル 2 2 s とにより構成され、線分 S C s が含まれていなくてもよい。例えば、

デバイス位置画像C Bは、線分S C sと、先端モデル2 2 sとにより構成され、血管モデル9 1 sが含まれていなくてもよい。例えば、先端モデル2 2 sに代えて、第1デバイス磁界発生部2 4 1を表す画像が用いられてもよく、本体部2 1を表す画像が用いられてもよい。例えば、先端モデル2 2 sに代えて、任意の文字、記号、図形等が用いられてもよい。

[0067] 例えば、合成画像C Iには、医療装置1が備える他の装置（C T装置、M R I装置、心電計、X線撮像装置等）により得られた画像や、他の装置により得られた情報に基づいて生成された画像（例えば、臓器の三次元モデル等）や、外部の記憶媒体から取得した画像や、ネットワークから取得した画像等、任意の画像が含まれていてもよい。例えば、合成画像C Iに含まれる画像（超音波エコー画像C A、デバイス位置画像C B、及び、上述した他の画像）は、利用者による表示／非表示の選択が可能であってもよい。この場合、合成画像C Iには、表示すべき画像を選択するためのウィンドウが含まれていてもよい。

[0068] [変形例3]

上記第1～第3実施形態の医療装置1，1 A，1 Bの構成、及び上記変形例1，2の各構成は、適宜組み合わせてもよい。例えば、第2実施形態で説明した超音波プローブ4 0 A用いる構成において、第3実施形態で説明したデバイス位置画像C Bを表示させてもよい。

[0069] 以上、実施形態、変形例に基づき本態様について説明してきたが、上記した態様の実施の形態は、本態様の理解を容易にするためのものであり、本態様を限定するものではない。本態様は、その趣旨並びに特許請求の範囲を逸脱することなく、変更、改良され得ると共に、本態様にはその等価物が含まれる。また、その技術的特徴が本明細書中に必須なものとして説明されていなければ、適宜、削除することができる。

符号の説明

[0070] 1，1 A，1 B…医療装置
1 0，1 0 A…磁気センサアレイ

1 1 …磁気センサ
1 2, 1 2 A …本体部
2 0 …カテーテル
2 1 …本体部
2 2 …先端チップ
2 3 …コネクタ
2 4 …デバイス磁界発生部
4 0, 4 0 A …超音波プローブ
4 1 …本体部
4 2 …ハンドル部
4 3 …プローブ磁界発生部
4 4 …超音波センサ
5 0 …コンピュータ
5 1 …主制御部
5 2 …合成画像生成部
6 0 …表示部
6 1 …表示画面
7 0 …操作部
9 0 …人体
9 1 …血管
2 4 1 …第1 デバイス磁界発生部
2 4 2 …第2 デバイス磁界発生部
4 3 1 …第1 プローブ磁界発生部
4 3 2 …第2 プローブ磁界発生部
4 3 3 …第3 プローブ磁界発生部
5 1 1 …プローブ磁界情報取得部
5 1 2 …デバイス磁界情報取得部
5 1 3 …超音波情報取得部

5 1 4, 5 1 4 A …デバイス位置情報検出部

5 1 5 …操作情報取得部

5 1 6 …位置推定部

5 2 1, 5 2 1 A, 5 2 1 B …デバイス位置画像生成部

5 2 2 …エコー画像生成部

請求の範囲

[請求項1]

医療装置であって、

超音波センサを有し生体内に超音波を照射する超音波プローブから得られる、前記生体内の超音波情報を取得する超音波情報取得部と、

前記生体内に存在する血管内に挿入された医療デバイスから発生する磁界に関するデバイス磁界情報を取得するデバイス磁界情報取得部と、

前記超音波情報から前記血管の超音波エコー画像を生成するエコー画像生成部と、

前記超音波エコー画像と、前記デバイス磁界情報とから、前記血管内における前記医療デバイスの位置を表すデバイス位置画像を生成するデバイス位置画像生成部と、

を備える、医療装置。

[請求項2]

請求項1に記載の医療装置であって、さらに、

磁界発生部を有する前記超音波プローブと、

前記超音波プローブから発生する磁界に関するプローブ磁界情報を取得するプローブ磁界情報取得部と、を備え、

前記デバイス位置画像生成部は、前記プローブ磁界情報により画定された前記血管を縦断する基準面に対して、前記医療デバイスが前記基準面の一方側に位置しているか、他方側に位置しているかを表す前記デバイス位置画像を生成する、医療装置。

[請求項3]

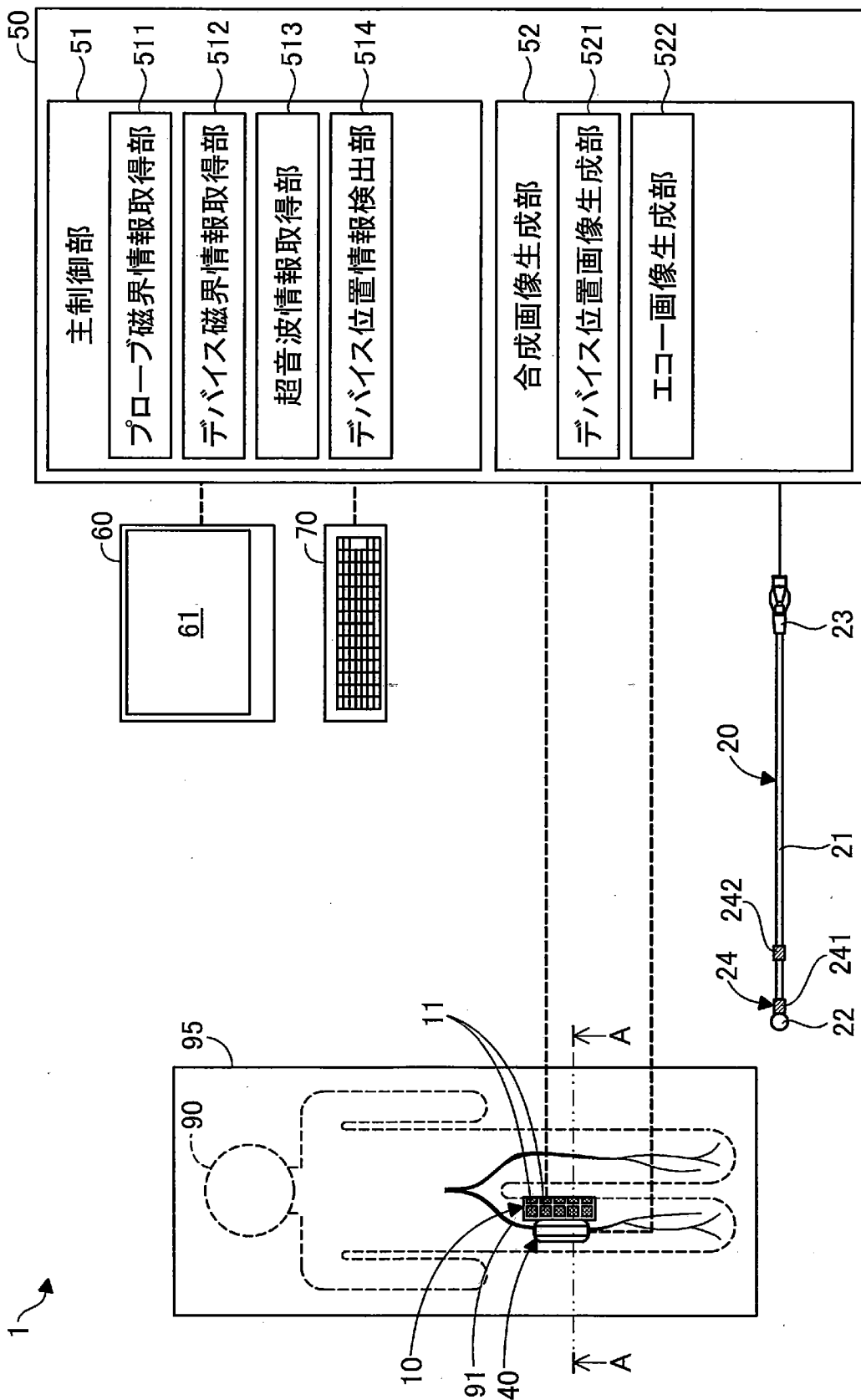
請求項1に記載の医療装置であって、さらに、

前記超音波センサとの位置関係が固定された磁気センサを有する前記超音波プローブを備え、

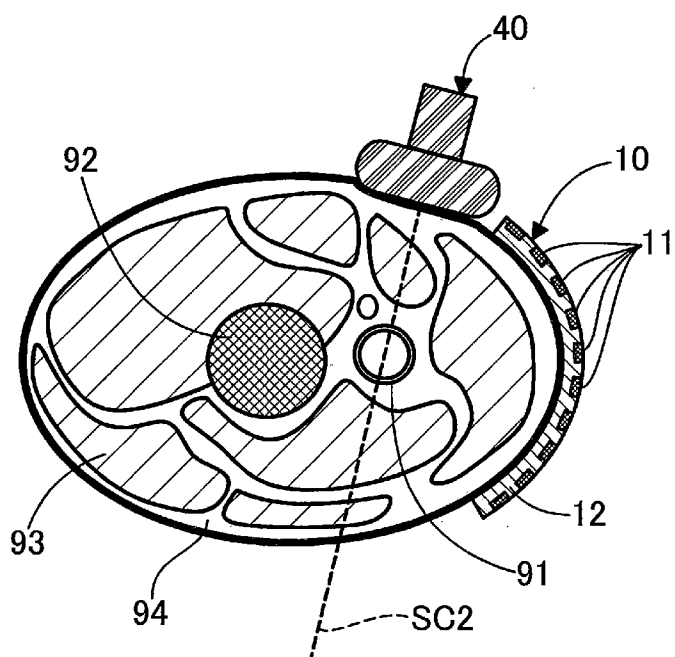
前記デバイス位置画像生成部は、前記超音波センサと前記磁気センサとの前記位置関係を用いて、前記血管を縦断する基準面に対して、前記医療デバイスが前記基準面の一方側に位置しているか、他方側に位置しているかを表す前記デバイス位置画像を生成する、医療装置。

- [請求項4] 請求項2または請求項3に記載の医療装置であって、
前記デバイス位置画像生成部は、前記血管の横断面を表す画像に、
前記血管を縦断する前記基準面の位置を示す画像と、前記医療デバイ
スの位置を示す画像とを重畳した前記デバイス位置画像を生成する、
医療装置。
- [請求項5] 請求項2または請求項3に記載の医療装置であって、
前記デバイス位置画像生成部は、前記血管の3次元画像に、前記血
管を縦断する前記基準面を示す面と、前記医療デバイスの先端部の3
次元画像とを重畳した前記デバイス位置画像を生成する、医療装置。
- [請求項6] 請求項1から請求項5のいずれか一項に記載の医療装置であって、
さらに、
前記超音波エコー画像と、前記デバイス位置画像とを合成した合成
画像を生成する合成画像生成部を備える、医療装置。
- [請求項7] 画像生成方法であって、
超音波センサを有し生体内に超音波を照射する超音波プローブから
得られる、前記生体内の超音波情報を取得する工程と、
前記生体内に存在する血管内に挿入された医療デバイスから発生す
る磁界に関するデバイス磁界情報を取得する工程と、
前記超音波情報から前記血管の超音波エコー画像を生成する工程と
、
前記超音波エコー画像と、前記デバイス磁界情報とから、前記血管
内における前記医療デバイスの位置を表すデバイス位置画像を生成す
る工程と、
を備える、画像生成方法。

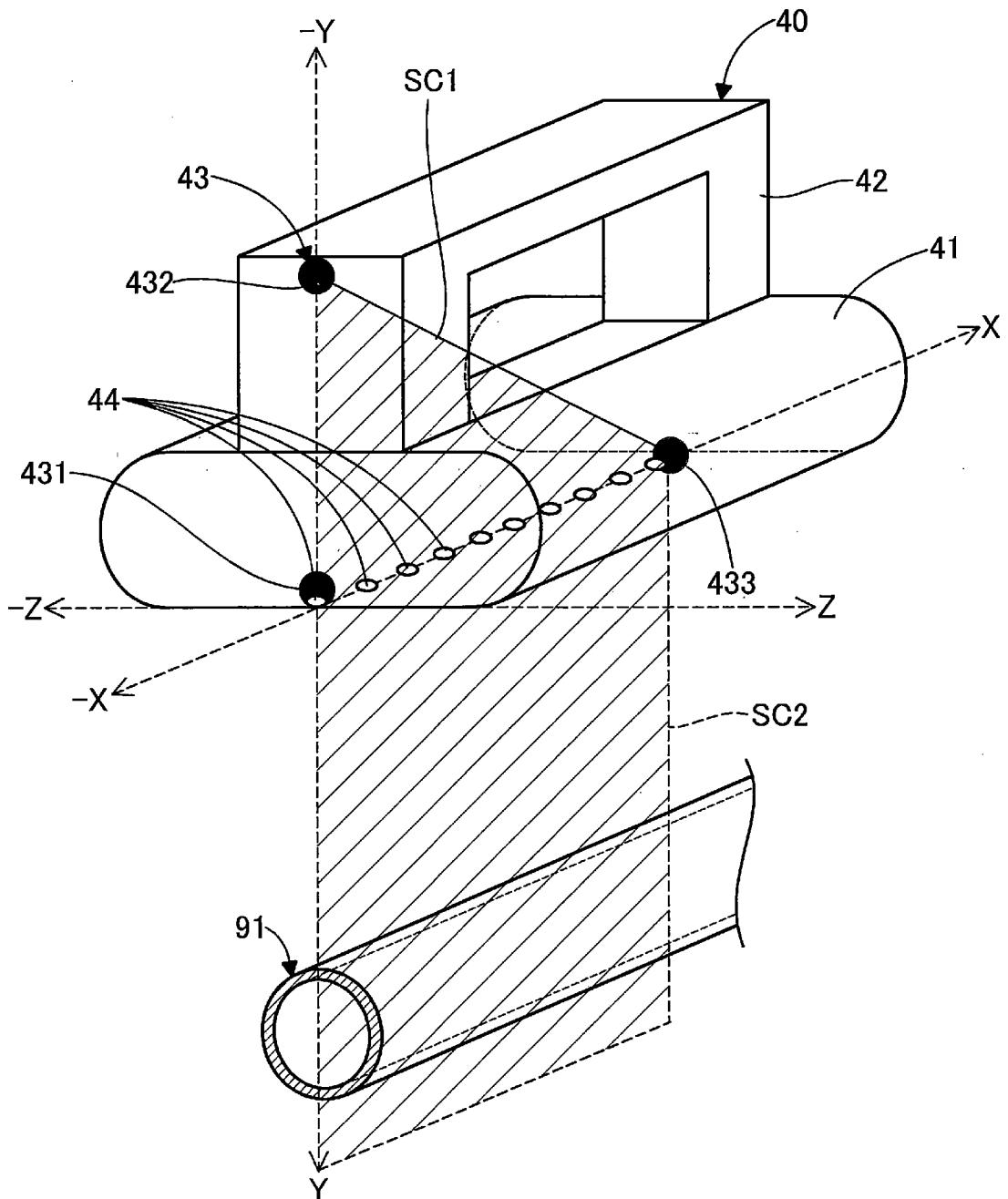
[図1]



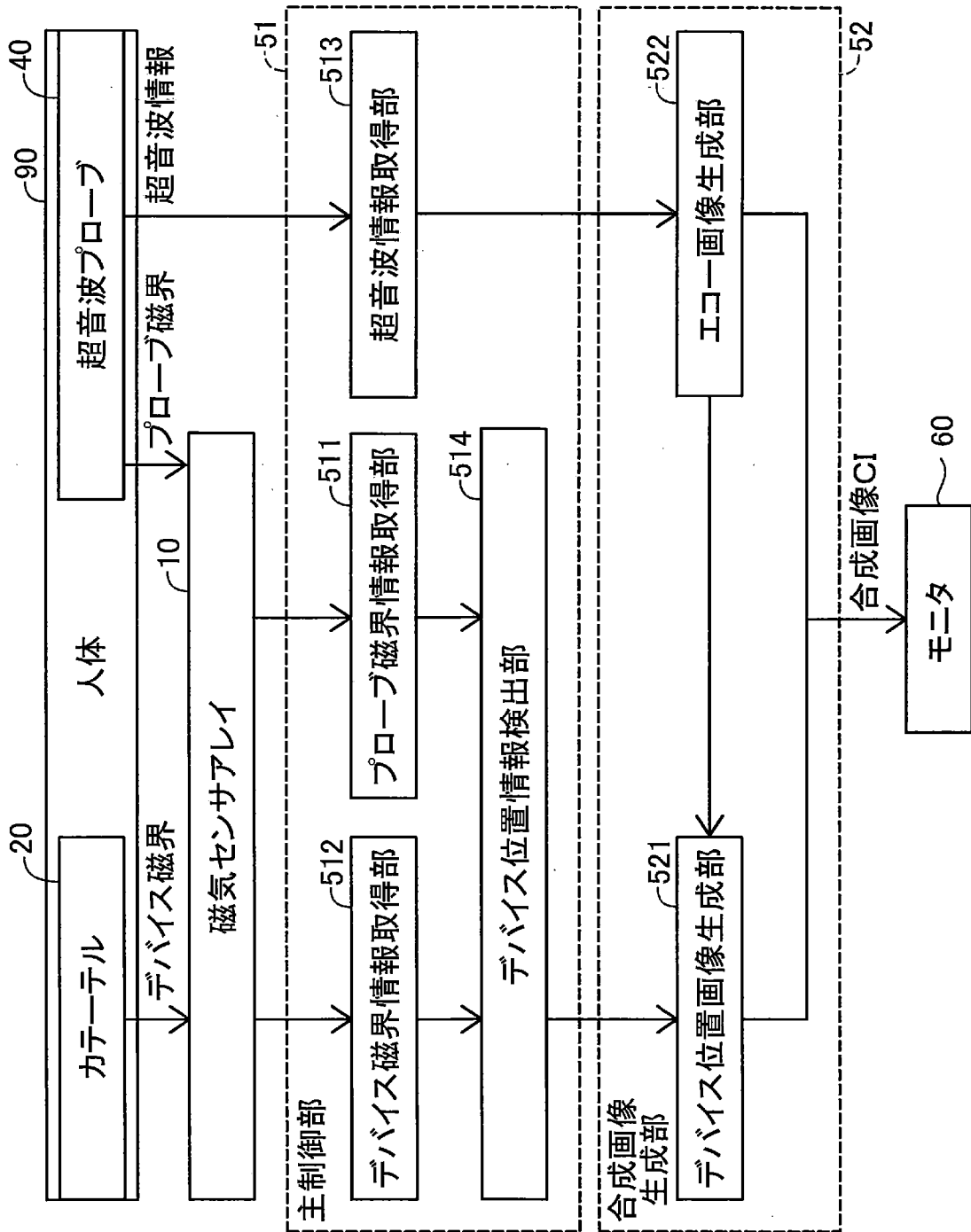
[図2]



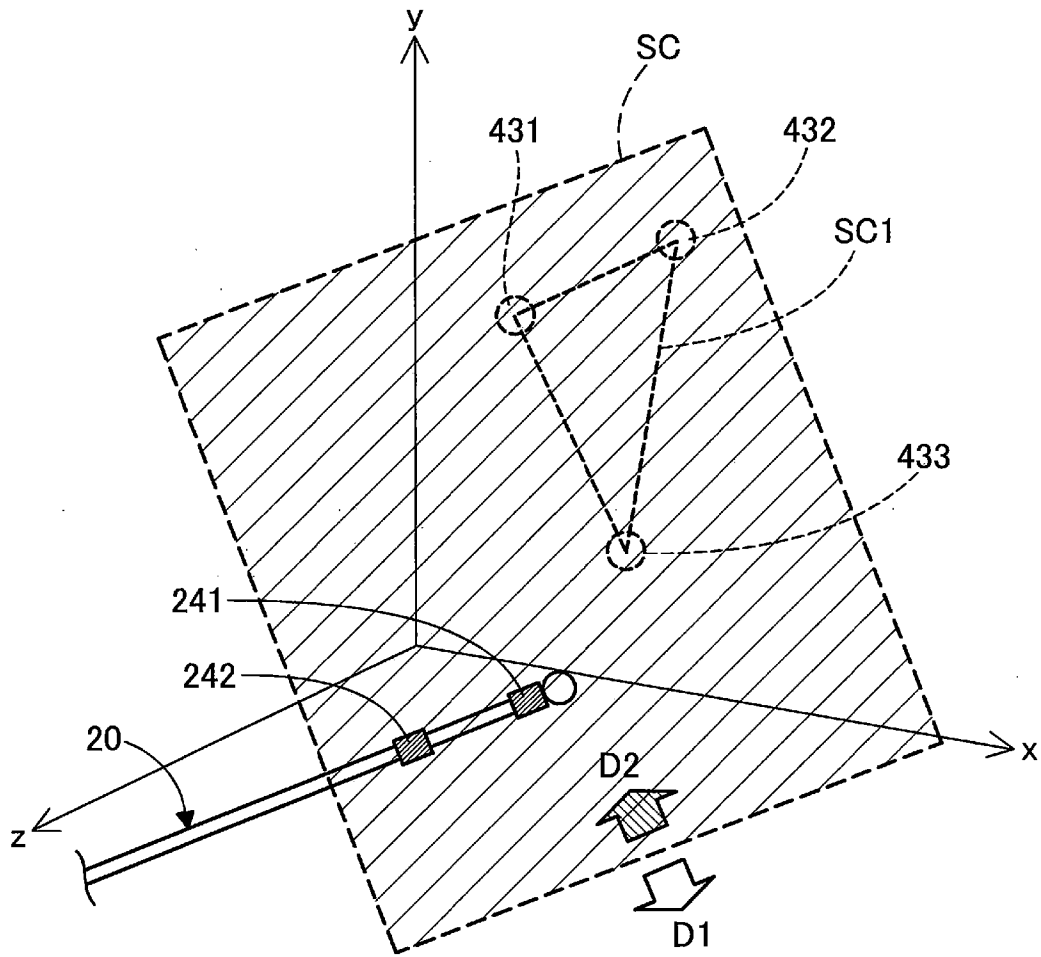
[図3]



[図4]

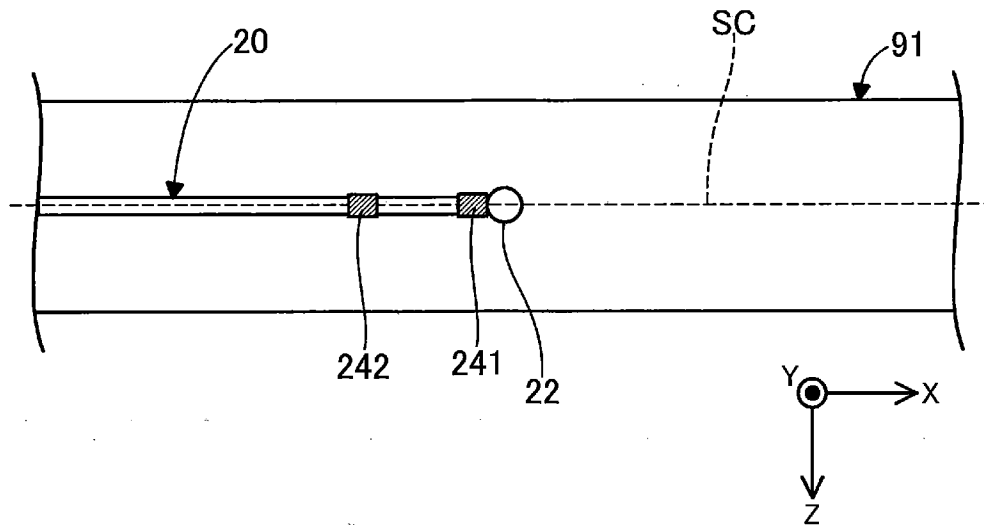


[図5]

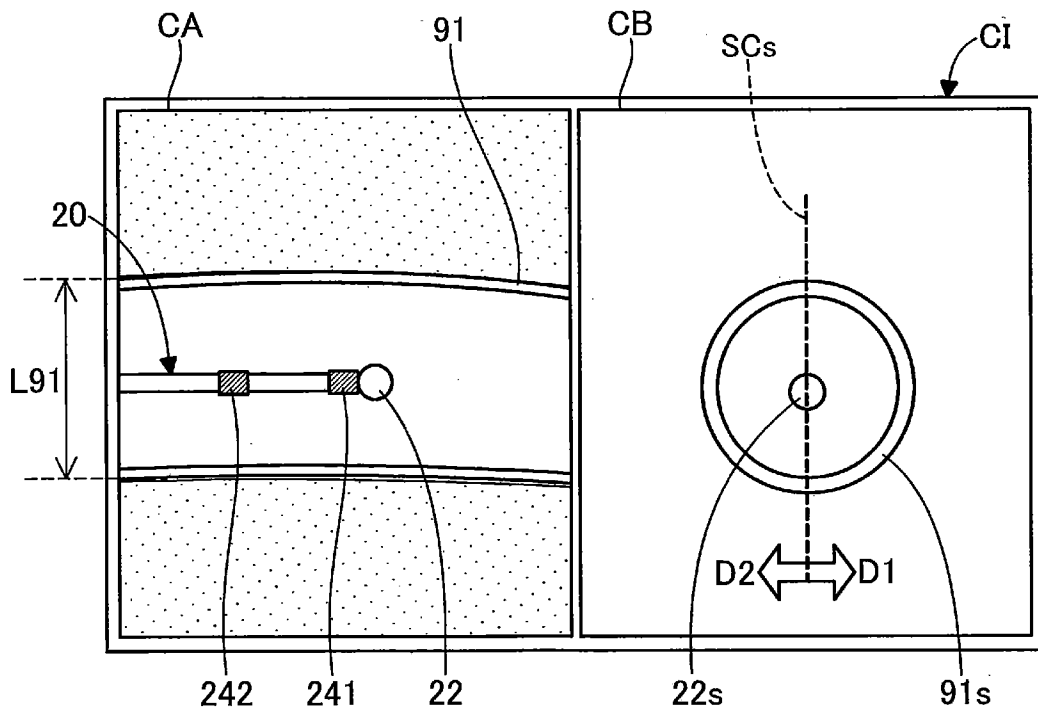


[図6]

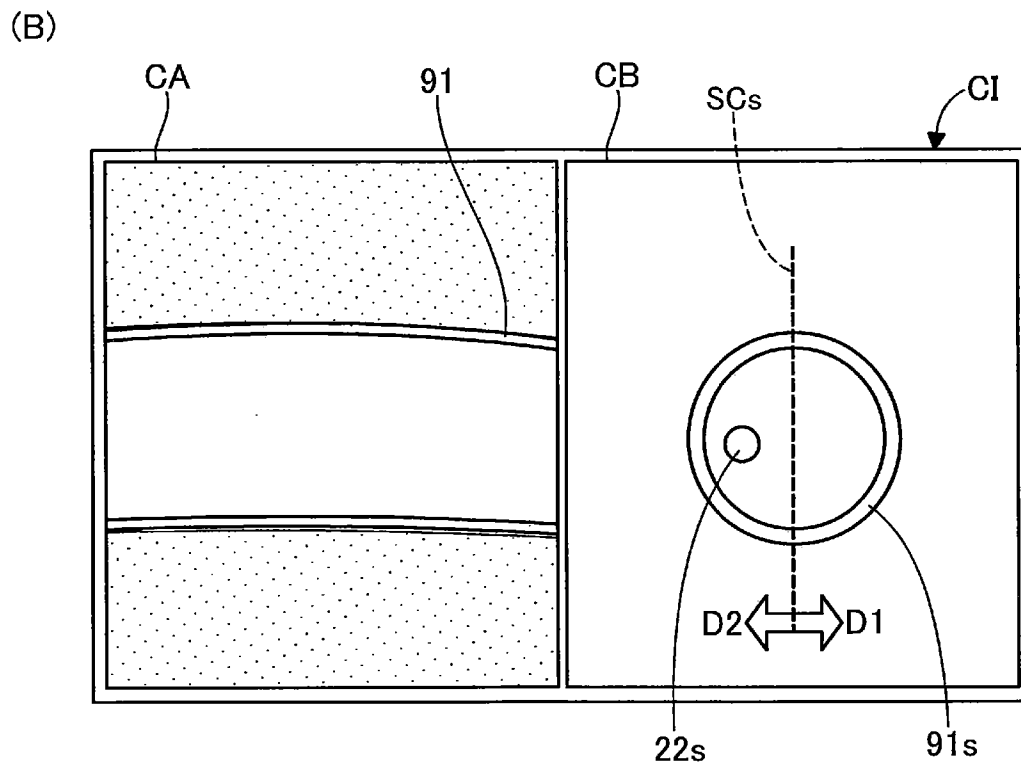
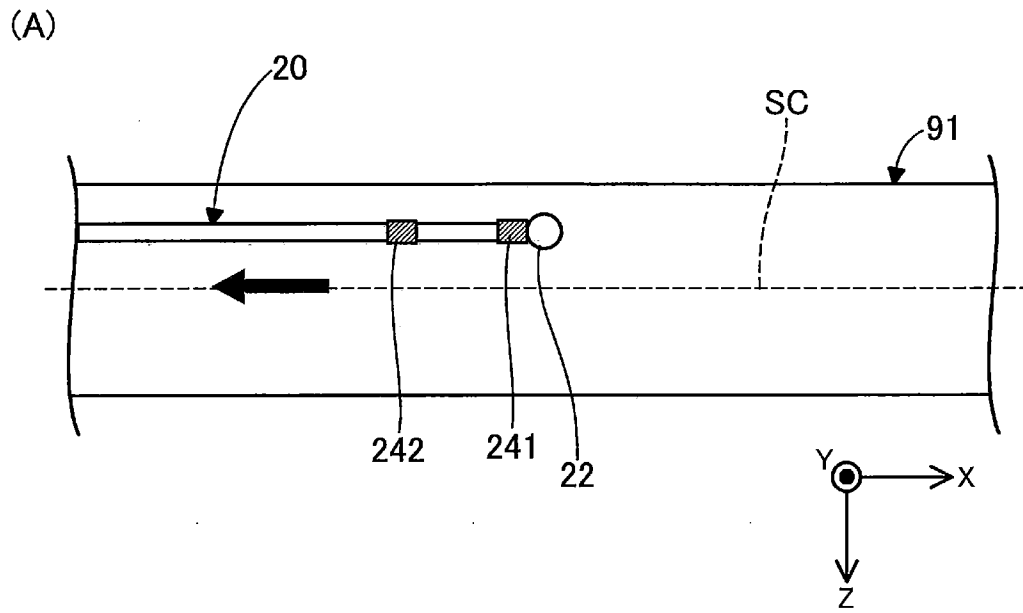
(A)



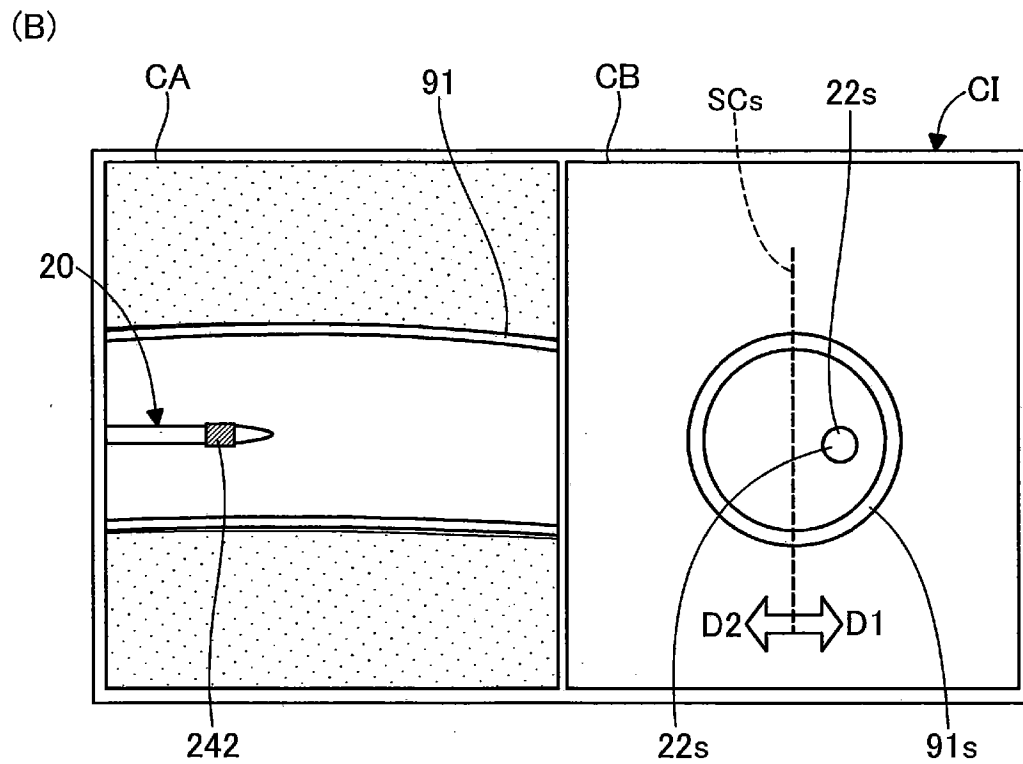
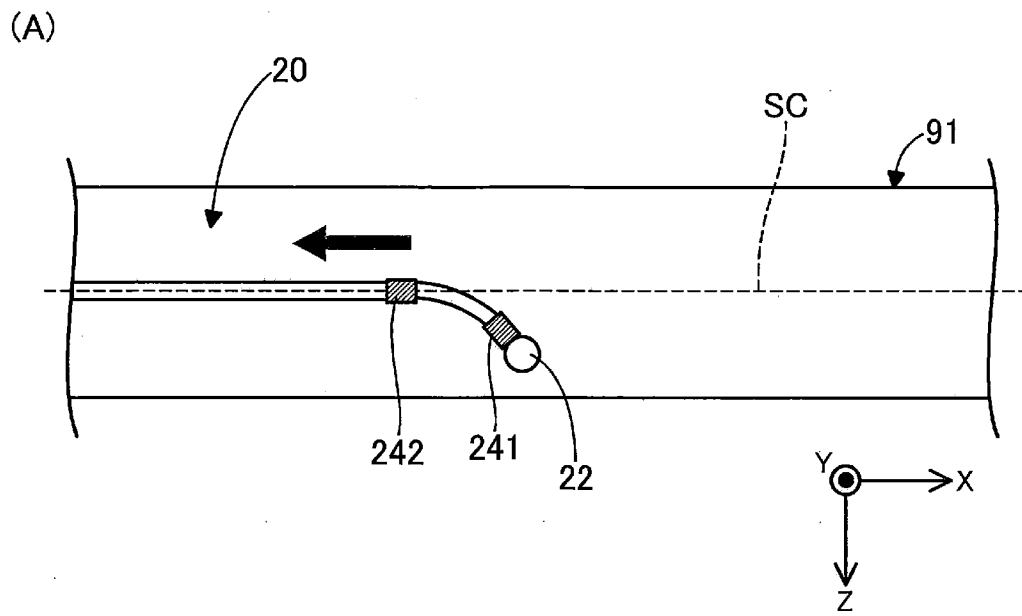
(B)



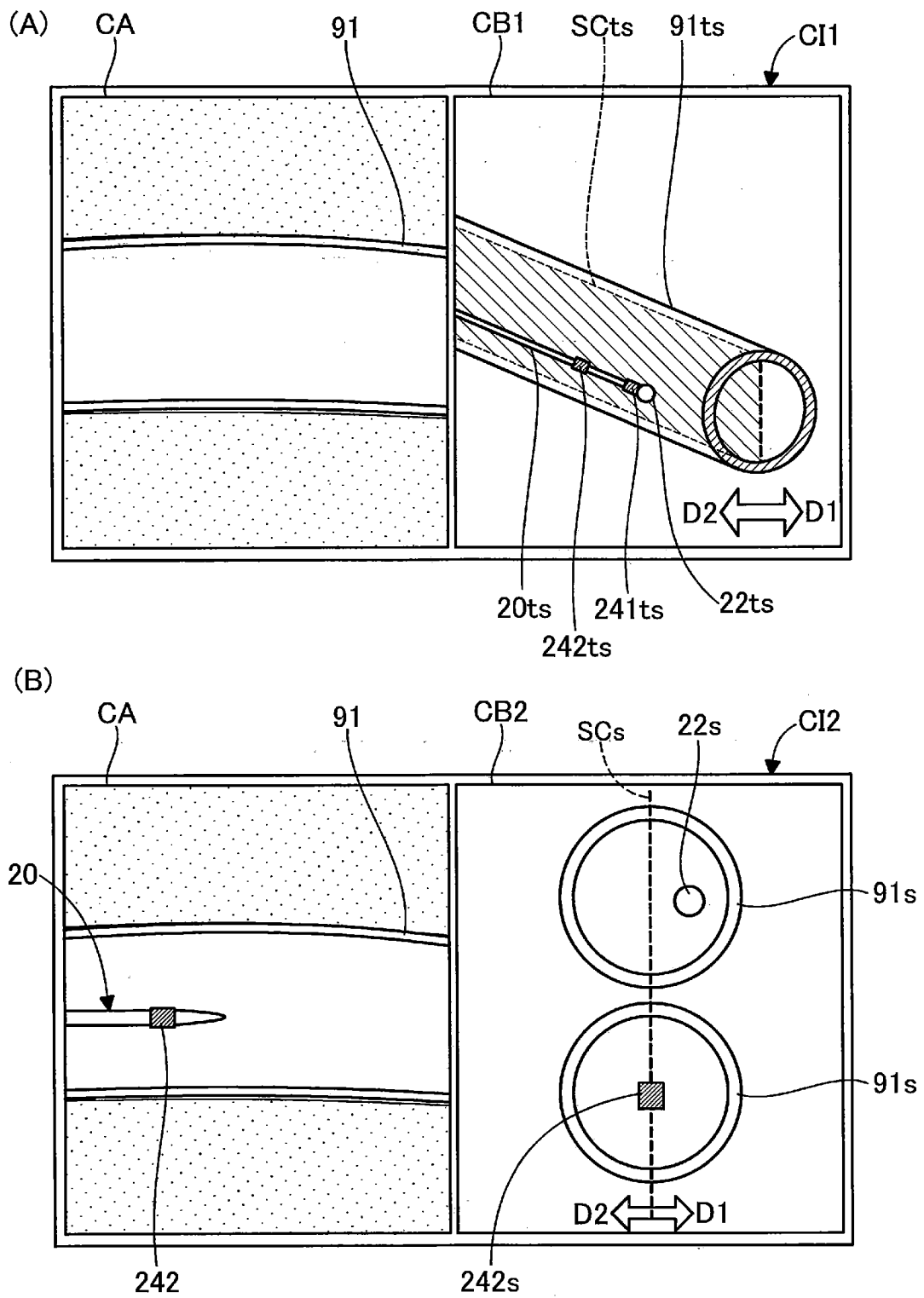
[図7]



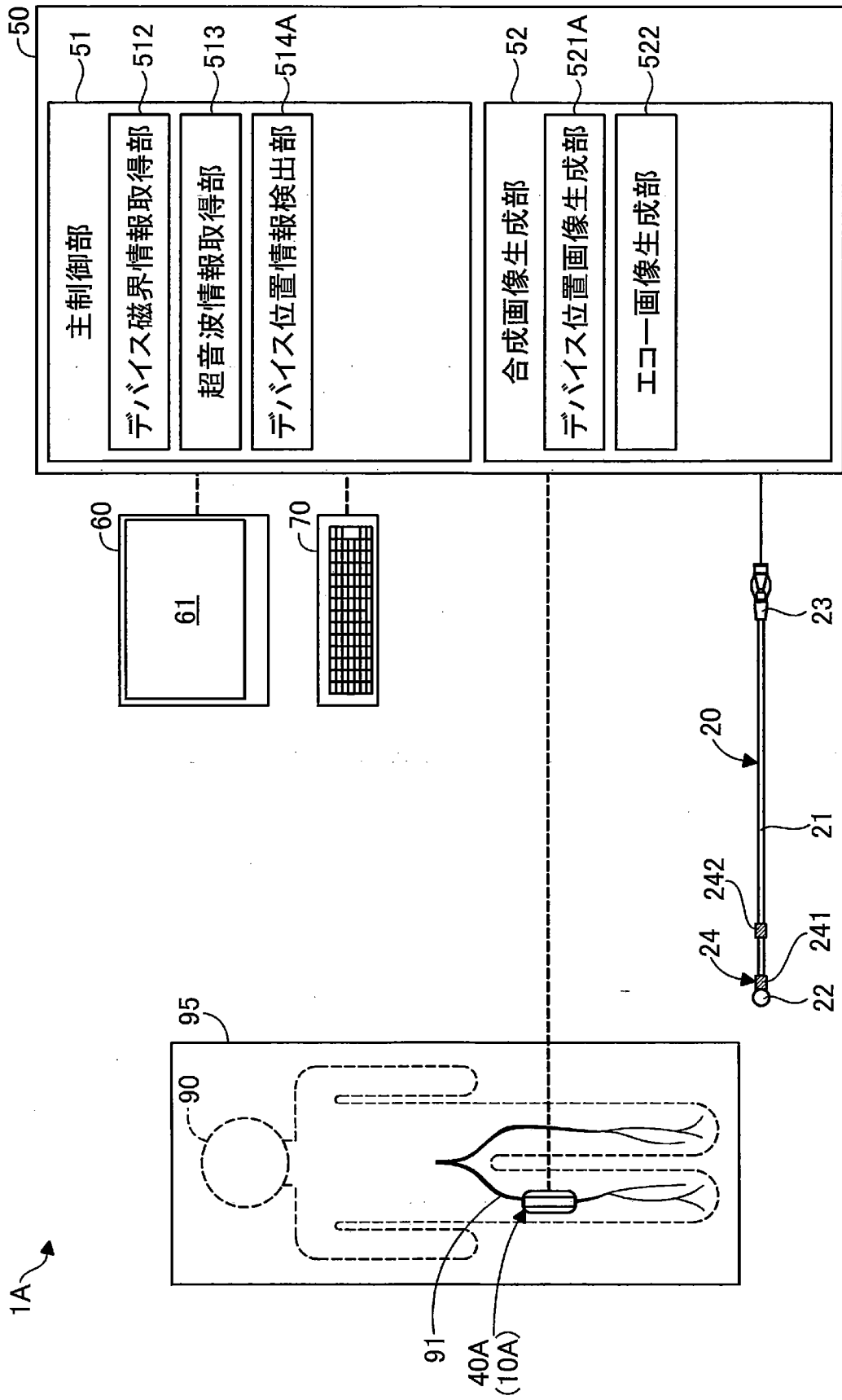
[図8]



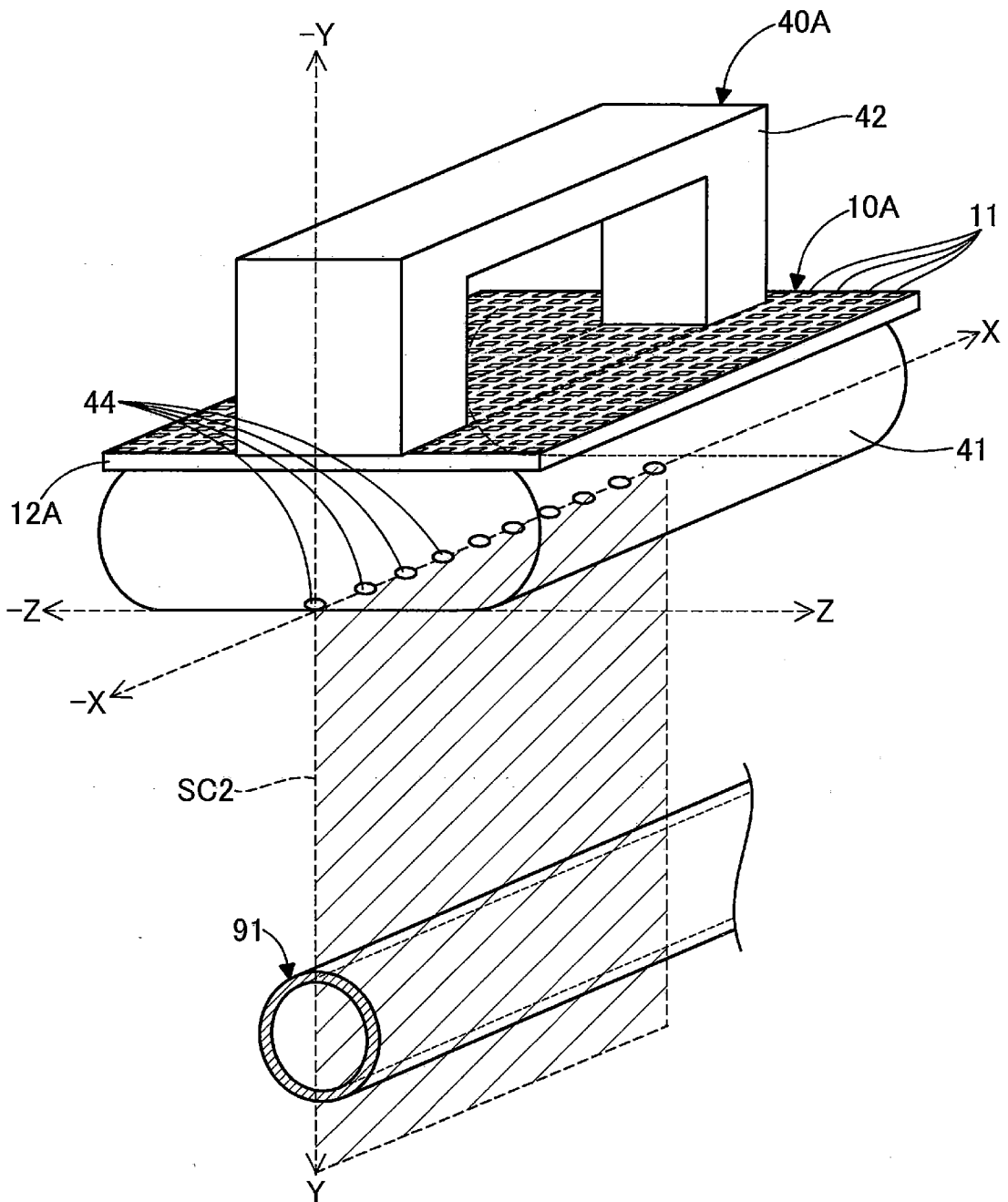
[図9]



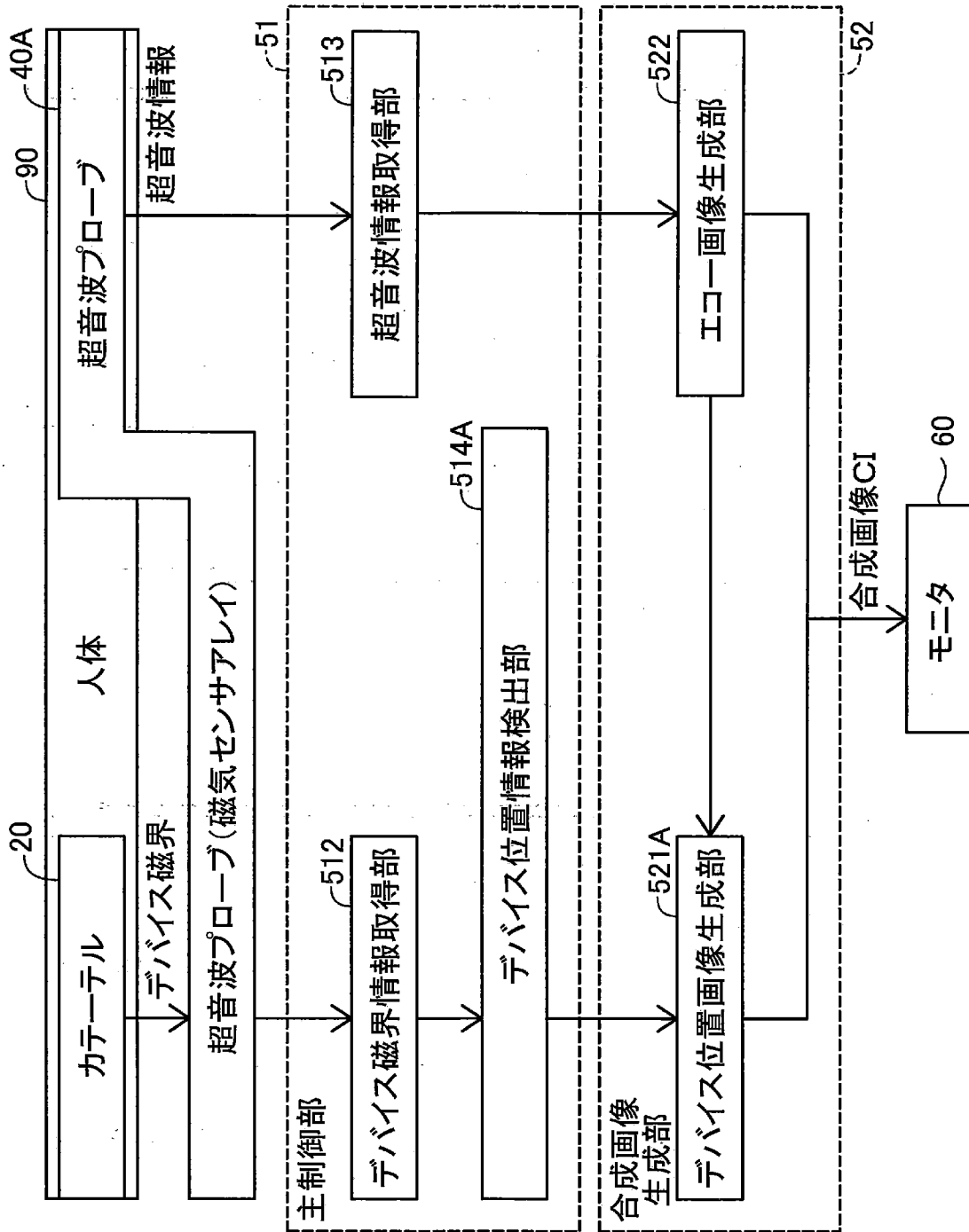
[図10]



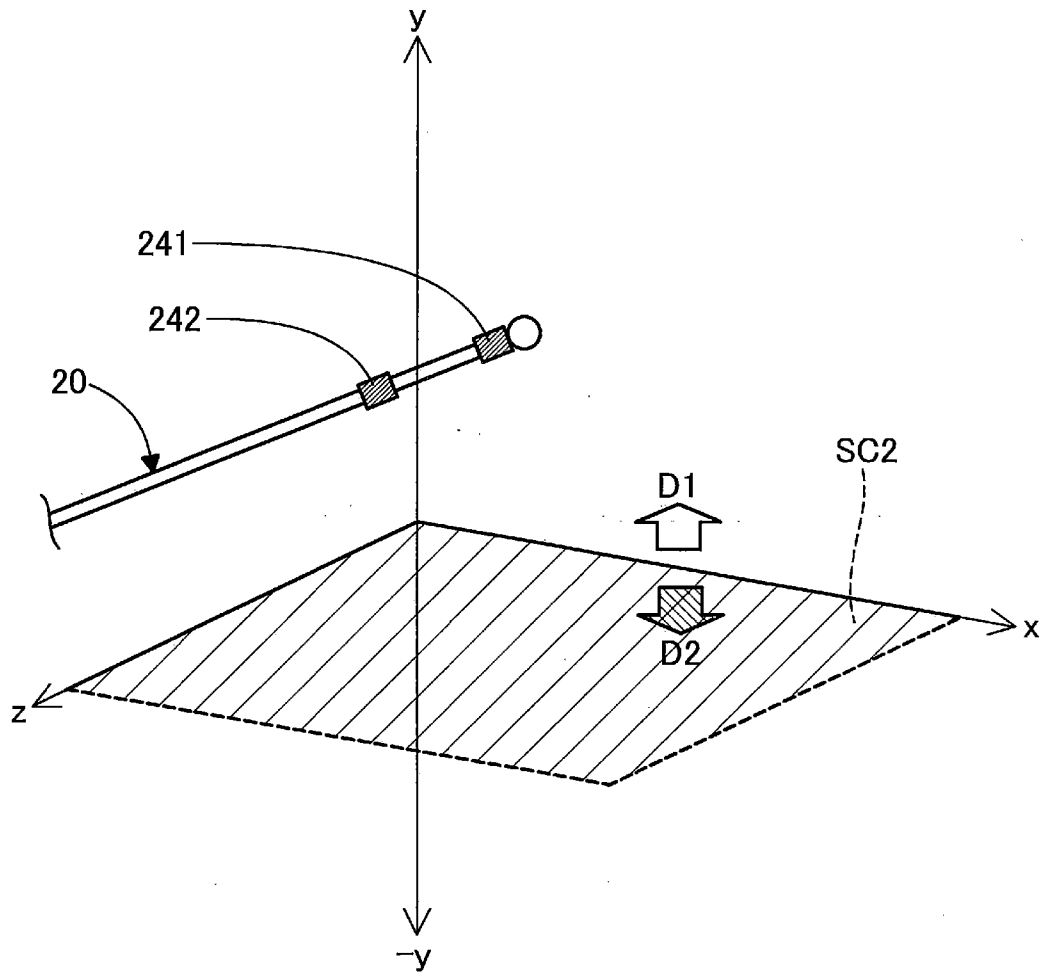
[図11]



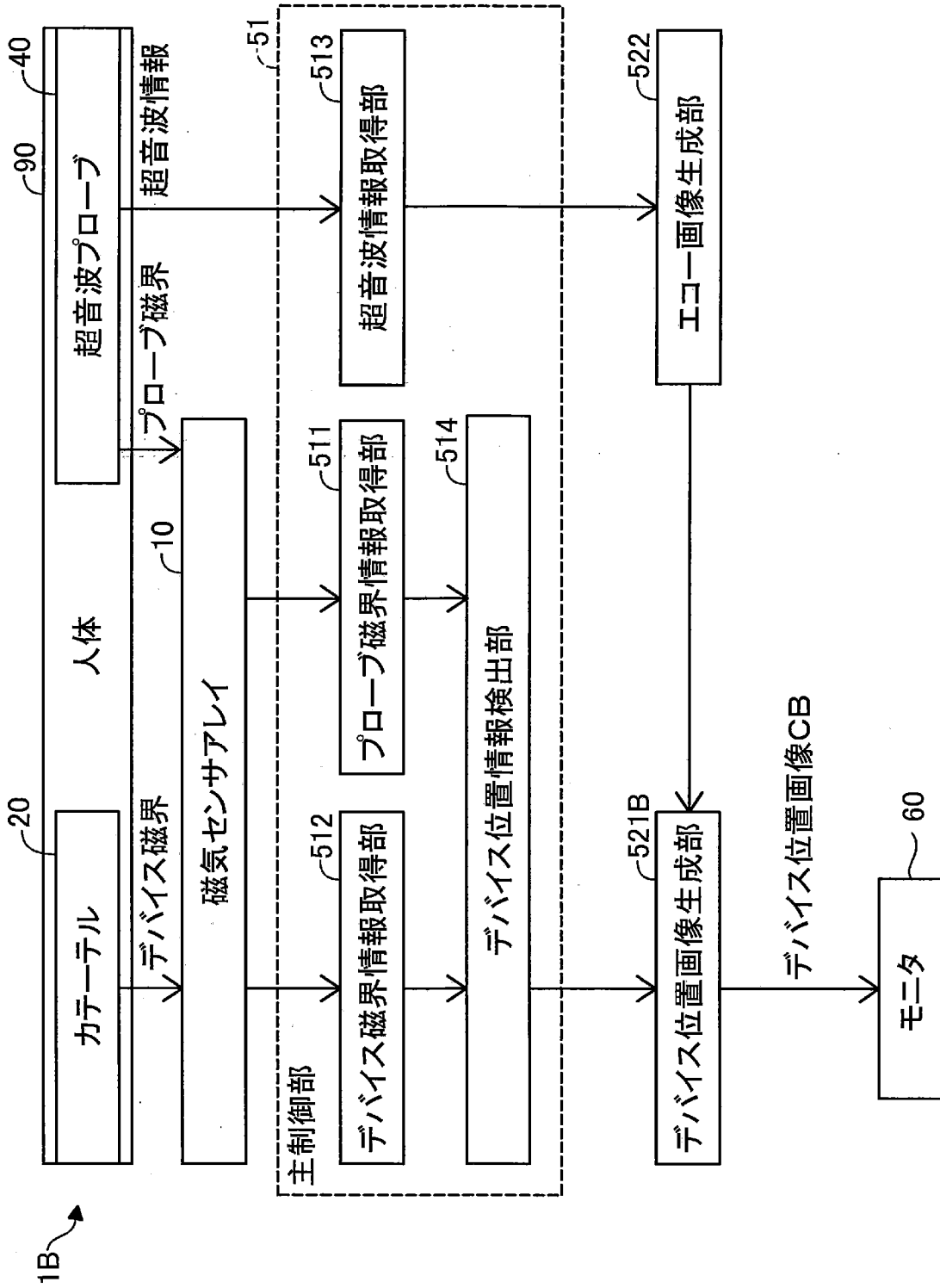
[図12]



[図13]

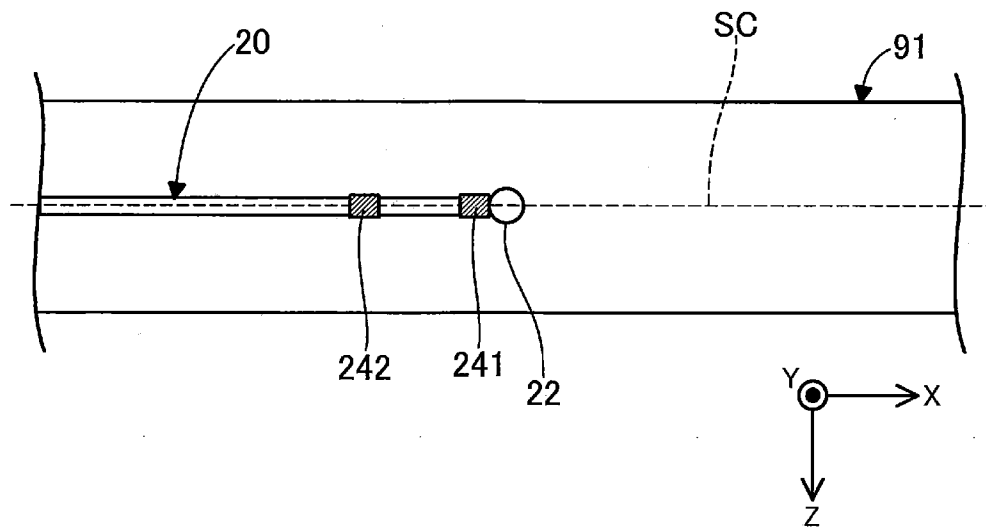


[図14]

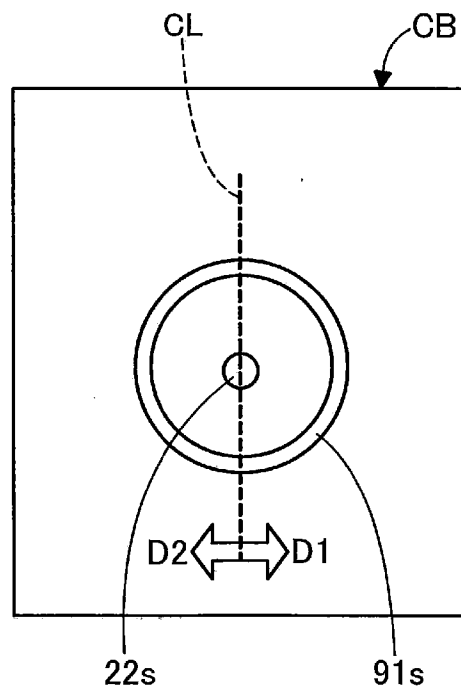


[図15]

(A)



(B)



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2020/026954

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int. Cl. A61B8/12 (2006.01) i
FI: A61B8/12

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. A61B8/00-8/15

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.
X A	JP 2015-536785 A (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.) 24 December 2015, in particular, paragraphs [0038]- [0042], fig. 2, entire text, all drawings	1, 6-7 2-5
A	JP 2016-531713 A (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.) 13 October 2016, entire text, all drawings	1-7
A	JP 2018-192246 A (CANON MEDICAL SYSTEMS CORP.) 06 December 2018, entire text, all drawings	1-7

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
11.08.2020

Date of mailing of the international search report
18.08.2020

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
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2020/026954

Patent Documents referred to in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
JP 2015-536785 A	24.12.2015	WO 2014/097014 A1 in particular, pp. 5-7, fig. 2	
JP 2016-531713 A	13.10.2016	US 2016/0183911 A1 CN 104869899 A WO 2015/044901 A1 entire text, all drawings	
JP 2018-192246 A	06.12.2018	CN 105592816 A US 2018/0333138 A1 entire text, all drawings	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 8/12(2006.01)i FI: A61B8/12		
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）） A61B8/00-8/15 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
X	JP 2015-536785 A（コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ）24.12.2015 （2015-12-24） 特に、第38-42段落、図2	1, 6-7
A	全文、全図	2-5
A	JP 2016-531713 A（コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ）13.10.2016 （2016-10-13） 全文、全図	1-7
A	JP 2018-192246 A（キャノンメディカルシステムズ株式会社）06.12.2018（2018-12-06） 全文、全図	1-7
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input checked="" 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 “A” 特に関連のある文献ではなく、一般的な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 11.08.2020	国際調査報告の発送日 18.08.2020	
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） 後藤 順也 2U 3101 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/JP2020/026954

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 2015-536785 A	24.12.2015	WO 2014/097014 A1 特に、第5-7頁、図2	
		US 2016/0183911 A1	
		CN 104869899 A	
JP 2016-531713 A	13.10.2016	WO 2015/044901 A1 全文、全図	
		CN 105592816 A	
JP 2018-192246 A	06.12.2018	US 2018/0333138 A1 全文、全図	