

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2014年4月10日(10.04.2014)



(10) 国際公開番号

WO 2014/054805 A1

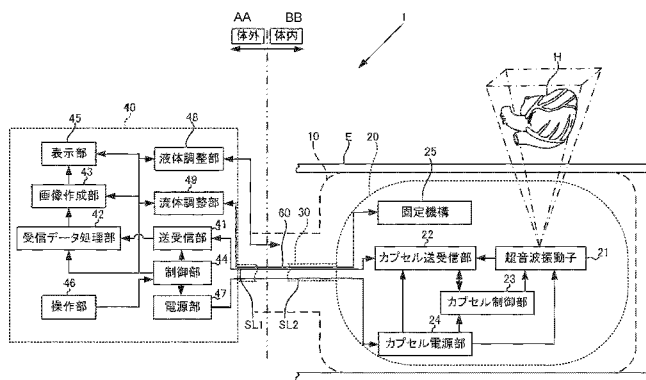
- (51) 国際特許分類:
A61B 8/12 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/077174
- (22) 国際出願日: 2013年10月4日(04.10.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2012-222587 2012年10月4日(04.10.2012) JP
- (71) 出願人: 株式会社 東芝(KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) [JP/JP]; 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目1番1号 Tokyo (JP). 東芝メディカルシステムズ株式会社(TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION) [JP/JP]; 〒3248550 栃木県大田原市下石上1385番地 Tochigi (JP).
- (72) 発明者: 朝比奈 宏(ASAHINA, Hiroshi); 〒3248550 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社知的財産部 Tochigi (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人三澤特許事務所(MISAWA PATENT OFFICE, P.C.); 〒1600023 東京都新宿区西新宿7丁目15番8号 日販ビル Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: ULTRASONIC MEDICAL DEVICE AND ULTRASONIC DIAGNOSTIC DEVICE

(54) 発明の名称: 超音波医療装置、超音波診断装置



- 21 Ultrasonic vibrator
22 Capsule transceiving unit
23 Capsule control unit
24 Capsule power source unit
25 Securing mechanism
41 Transceiving unit
42 Received data processing unit
43 Image formation unit
44 Control unit
45 Display unit
46 Operation unit
47 Power source unit
48 Liquid regulation unit
49 Fluid regulation unit
AA Body exterior
BB Body interior

(57) Abstract: Provided is an ultrasonic medical device and an ultrasonic diagnostic device capable of being held in place in relation to an observation object in a desired position of the lumen of a subject. The ultrasonic medical device of the present invention has a sheath, a capsule-type main body, and a securing mechanism. The sheath is inserted into the lumen of the subject in a state in which the interior has been filled a liquid. The capsule-type main body part is inserted into the sheath, and houses an ultrasonic vibrator for transceiving ultrasonic waves to a subject. The securing mechanism is provided to the capsule-type main body unit and/or the sheath, and the capsule-type main body unit is secured and disposed in a desired position in the sheath.

(57) 要約: 被検体の内腔の所望の位置で観察対象に対して留置することが可能な超音波医療装置及び超音波診断装置を提供する。実施形態に係る超音波医療装置は、シースと、カプセル型本体部と、固定機構とを有する。シースは、被検体の内腔に挿入され、内部に液体が充填された状態で外周面が前記被検体の内腔の内壁面と接する。カプセル型本体部は、シース内に挿入され、被検体に対して超音波を送受信する超音波振動子を格納する。固定機構は、カプセル型本体部またはシースの少なくとも一方に設けられ、シース内における所望の位置にカプセル型本体部を固定配置する。

WO 2014/054805 A1

明 細 書

発明の名称：超音波医療装置、超音波診断装置

技術分野

[0001] 本発明の実施形態は、超音波医療装置及び超音波診断装置に関する。

背景技術

[0002] 超音波診断装置は、超音波プローブを用いて被検体内を超音波で走査し、その反射波から生成したエコー信号を基に被検体内部を画像化する。

[0003] 超音波診断装置に用いられる超音波プローブの一例として、経食道心エコー用 (Transesophageal Echocardiography: TEE) プローブがある。TEEプローブは、たとえば、経口的に食道、胃等の上部消化管に挿入され、食道壁や胃壁を通して心臓等を撮影するために用いられる。TEEプローブは、上部消化管に挿入される挿入部、食道に挿入するための導中管、導中管と挿入部とを接続し、その屈曲角度が操作可能な屈曲部、屈曲部の屈曲角度を操作する操作部、および超音波診断装置本体に接続するためのコネクタ部から構成される。TEEプローブの挿入部には、その先端に配設された超音波振動子を有する。TEEプローブを用いて被検体の内腔から心臓等を撮影することにより、骨や皮下脂肪の影響を受けずに心臓等の画像を取得することができる。

先行技術文献

非特許文献

[0004] 非特許文献1: Hilberath et. al. 「Safety of Transesophageal Echocardiography」、Journal of American Society of Echocardiography、1157-1127ページ、November 2010。

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかしながら、ＴＥＥプローブは操作が複雑である。従って、術者が目的とする部位を観察するためには熟練を要する。たとえば、心臓等を観察する場合には、心臓等の観察したい断面に超音波が当たるようＴＥＥプローブの導入管の挿入度合いを調整し、屈曲部の屈曲角度を操作して挿入部の位置決めを行うことが必要となる。導入管の挿入や屈曲部の屈曲角度の操作を誤ると食道壁や胃壁に出血や裂傷を生じることがある。更には、心臓手術等において、心臓等を経過観察する場合、一定期間、ＴＥＥプローブの挿入部を所望の位置で留置する場合もある。この場合、従来は、術者がＴＥＥプローブを手で保持して挿入部の位置が変わらないようにするしかない。更には、被検体の咽喉には導入管が挿入されたまま保持されるため、大きな負担となる。つまり、従来のＴＥＥプローブは観察対象（心臓等）に対して留置することが困難であり、且つ長時間の留置に適した構成となっていない。

[0006] 実施形態は、前述の問題点を解決するためになされたものであり、被検体の内腔の所望の位置で観察対象に対して留置することが可能な超音波医療装置及び超音波診断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

[0007] この実施形態に係る超音波医療装置は、シースと、カプセル型本体部と、固定機構とを有する。シースは、被検体の内腔に挿入され、内部に液体が充填された状態で外周面が前記被検体の内腔の内壁面と接する。カプセル型本体部は、シース内に挿入され、被検体に対して超音波を送受信する超音波振動子を格納する。固定機構は、カプセル型本体部またはシースの少なくとも一方に設けられ、シース内における所望の位置にカプセル型本体部を固定配置する。

図面の簡単な説明

[0008] [図１]第１実施形態に係る超音波診断装置を示す全体図である。

[図２Ａ]第１実施形態に係るシースを示す図である。

[図２Ｂ]第１実施形態に係るシースを示す図である。

[図２Ｃ]第１実施形態に係るシースを示す図である。

[図3A]第1実施形態に係るカプセル型本体部を示す図である。

[図3B]第1実施形態に係るカプセル型本体部を示す図である。

[図3C]第1実施形態に係るカプセル型本体部を示す図である。

[図4]第1実施形態に係る超音波診断装置の概略を示すブロック図である。

[図5A]第1実施形態に係る固定機構の一例を示す図である。

[図5B]第1実施形態に係る固定機構の一例を示す図である。

[図5C]第1実施形態に係る固定機構の一例を示す図である。

[図5D]第1実施形態に係る固定機構の一例を示す図である。

[図6A]第1実施形態に係る固定機構の別例を示す図である。

[図6B]第1実施形態に係る固定機構の別例を示す図である。

[図6C]第1実施形態に係る固定機構の別例を示す図である。

[図6D]第1実施形態に係る固定機構の別例を示す図である。

[図7]第1実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

[図8A]第2実施形態に係る固定機構の一例を示す図である。

[図8B]第2実施形態に係る固定機構の一例を示す図である。

[図8C]第2実施形態に係る固定機構の一例を示す図である。

[図8D]第2実施形態に係る固定機構の一例を示す図である。

[図9A]第2実施形態に係る固定機構の別例を示す図である。

[図9B]第2実施形態に係る固定機構の別例を示す図である。

[図9C]第2実施形態に係る固定機構の別例を示す図である。

[図9D]第2実施形態に係る固定機構の別例を示す図である。

[図10]第2実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

[図11]第3実施形態に係る超音波診断装置の概略を示すブロック図である。

[図12A]第3実施形態に係る固定機構の一例を示す図である。

[図12B]第3実施形態に係る固定機構の一例を示す図である。

[図12C]第3実施形態に係る固定機構の一例を示す図である。

[図12D]第3実施形態に係る固定機構の一例を示す図である。

[図13]第3実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

[図14A]変形例1に係るシースを示す図である。

[図14B]変形例1に係るシースを示す図である。

[図14C]変形例1に係るシースを示す図である。

[図14D]変形例1に係るシースを示す図である。

[図15]変形例2に係る超音波診断装置の概略を示すブロック図である。

[図16]変形例2に係る超音波診断装置の別例を示すブロック図である。

[図17]変形例3に係るカプセル型本体部の概略を示すブロック図である。

[図18]変形例3に係るカプセル型本体部の別例を示すブロック図である。

[図19]変形例4に係る超音波診断装置の概略を示すブロック図である。

[図20]変形例5に係るカプセル型本体部の概略を示すブロック図である。

[図21A]変形例5に係るカプセル型本体部の別例を示すブロック図である。

[図21B]図21Aに対応する移動機構を示す図である。

[図22A]変形例5に係るカプセル型本体部の別例を示すブロック図である。

[図22B]図22Aに対応する移動機構を示す図である。

[図23]変形例6に係る超音波診断装置の概略を示すブロック図である。

[図24]変形例6に係る超音波診断装置の別例を示すブロック図である。

[図25]変形例7に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0009] (第1実施形態)

図1から図7を参照して、第1実施形態に係る超音波診断装置1の構成について説明する。なお、図1等を示す心臓Hは、観察対象が心臓Hであることを理解し易くするために模式的に示したものである。

[0010] 図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1を使用して、被検体Pにおける所望の臓器（心臓H）の観察を行う一例を示している。被検体Pの内腔に対して、シース10が挿入される。図1におけるシース10は、咽喉Tを通

過し、食道Eの終端（胃の噴門付近）まで挿入されている例を示す。カプセル型本体部20はシース10内における所望の位置（ここでは、食道E）に固定配置された状態で心臓Hに対して超音波を送信し、心臓Hからの反射波をエコー信号として受信する。以下、超音波の送信及び反射波の受信を併せて「超音波の送受信」という場合がある。カプセル型本体部20は、ケーブル部30を介してエコー信号を外部装置40に送信する。外部装置40は、カプセル型本体部20から受信したエコー信号を処理し、超音波画像を作成・表示させる。以下、各構成に関して詳細な説明を行う。

[0011] <シース10>

シース10は、所定の長さを有し、一端に開口部が形成された中空の部材である。シース10は、超音波を透過できる材料（超音波を反射・減衰しない材料）で構成されている。シース10は、術者等により経口的に被検体Pの内腔に挿入される。開口部は、被検体P外にあり、開口部を介して、シース10の内部に液体が注入される（詳細は後述）。

[0012] 所定の長さは、観察対象により決定される。たとえば、心臓Hを観察する場合には、食道Eにカプセル型本体部20を配置する必要がある。よって、シース10は、少なくとも被検体Pの口腔から食道Eの終端（胃の噴門）付近まで到達する必要があるため、シース10の長さは、被検体Pの体型や年齢等から推定して予め決定されることが望ましい。

[0013] 本実施形態におけるシース10は、内部に液体が充填されていない場合には収縮した状態（たとえば、丸みを帯びた扁平形状。後述）となっている。シース10を収縮させることにより、被検体Pの内腔への挿入が容易となる。

[0014] 図2A～図2Cは被検体Pの内腔（食道E）に挿入されたシース10を模式的に示した斜視図である。図2B及び図2Cの矢印は、シース10内に液体が注入されていることを示すものである。

[0015] 本実施形態におけるシース10は、細径部10aと、細径部10aよりも径が太い太径部10bとを含んで構成されている。少なくとも太径部10b

の外周面は被検体Pの内腔（食道E）の内壁面と接する必要がある。従って、太径部10bの径は、被検体Pの体型や年齢等から推定して予め決定されることが望ましい。なお、シース10は、全体の径が同一に構成されていてもよい。この場合、シース10は、少なくともカプセル型本体部20が位置する個所のみ拡張するように形成しておくことでよい。

[0016] シース10は、内部に液体が充填されていない状態では、中空部分が潰れた丸みを帯びた扁平形状となっている（図2A参照）。また、本実施形態のシース10は、細径部10a及び太径部10bに折り目を設け、容易に丸みを帯びた扁平形状となるよう構成されている。

[0017] シース10が食道Eに挿入された状態で、外部装置40（液体調整部48。後述）から超音波を伝達可能な液体（たとえば、水）を注入すると、シース10は徐々に拡張する（図2B参照）。そして、内部に液体が充填された状態では、シース10の太径部10bの外周面が被検体Pの内腔（食道E）の内壁面と接する（図2C参照）。この状態でシース10の太径部10b内にカプセル型本体部20を固定配置することで、超音波による観察を行うことが可能となる。

[0018] なお、食道Eの蠕動等により、挿入されたシース10が移動する可能性もある。よって、たとえば、被検体Pの口腔内に配置されるマウスピースM等にシース10の一端（開口部側）を固定することにより、シース10の移動を防ぐことが可能である（図1参照）。また、注入された液体がシース10の外部に流出しないよう、シース10の一部に逆止弁等を設けることが望ましい。

[0019] また、シース10が収縮した形状は、丸みを帯びた扁平形状に限らず、被検体Pの内腔に挿入が容易となっていればよい。たとえば、扁平形状は、必ずしも丸みを帯びている必要はない。或いは、シース10は、その長軸方向に伸縮可能な蛇腹構造に形成されていてもよい。

[0020] ＜カプセル型本体部20＞

図3A～図6Dを参照して、本実施形態に係るカプセル型本体部20につ

いて述べる。

[0021] まず、図3A～図3Cを参照して、カプセル型本体部20の外観等について説明する。図3A及び図3Bはカプセル型本体部20を示す模式図である。図3Cは、シース10内に挿入されたカプセル型本体部20を示す模式図である。なお、図3A～図3Cではケーブル部30の一部のみを示している。

[0022] カプセル型本体部20は、被検体Pの咽喉を通過し易いカプセル形状をなしている。カプセル型本体部20の外周部は、超音波を透過できる材料（超音波を反射・減衰しない材料）で構成されている。カプセル型本体部20の内部には、超音波の送受信等を行うための構成（後述）が格納されている。

[0023] 本実施形態において、カプセル型本体部20の後端には、ケーブル部30の一端が連結されている。ケーブル部30の他端は、外部装置40と連結されている。ケーブル部30の内部には、カプセル型本体部20と外部装置40との間で信号を送受信するための信号線等が配置されている。

[0024] また、ケーブル部30は可撓性を有している（所謂、紐状。図3A参照）。そのため、被検体Pの内腔（食道E）に挿入されたシース10にカプセル型本体部20が留置された状態において、ケーブル部30は、シース10内の形状に沿って配置される（図1参照）。

[0025] 一方、本実施形態のケーブル部30は、捻じりを加えると可撓性が低下する構成となっている。具体例としては、図3Aに示すように、ケーブル部30の外周面に溝30aを設ける。ケーブル部30に捻じりを加えた場合、ケーブル部30は、溝30aに沿って縊られることにより可撓性が低下する（ケーブル部30は、所謂、紙縊り状になる。図3B参照）。このように、紙縊り状になったケーブル部30をシース10内に押し込むことで、液体で充填されたシース10内にカプセル型本体部20を挿入することができる（図3C参照。矢印はカプセル型本体部20の挿入方向を示す）。なお、ケーブル部30を引くことで、カプセル型本体部20を挿入方向と逆方向に移動させることができる。逆方向への移動は、ケーブル部30に対して縊る方向と

は逆方向に捻じりを加え、ケーブル部３０に可撓性を持たせた状態で行ってもよい。

[0026] また、ケーブル部３０は可撓性を持たせたまま、ケーブル部３０とは別にカプセル型本体部２０を移動させる紐を設けることもできる。紐の一端は、カプセル型本体部２０の後端に連結されている。紐は、捻じりを加えると可撓性が低下する構成となっている。具体例としては、紐に溝を設ける。紐に捻じりを加えた場合、紐は、溝に沿って縊られることにより可撓性が低下する。このように、紙縊り状になった紐をシース１０内に押し込むことで、液体で充填されたシース１０内にカプセル型本体部２０を挿入することができる。なお、紐を引くことで、カプセル型本体部２０を挿入方向と逆方向に移動させることができる。逆方向への移動は、紐に対して縊る方向とは逆方向に捻じりを加え、紐に可撓性を持たせた状態で行ってもよい。

[0027] このように、術者がケーブル部３０（またはケーブル部とは別に設けられた紐）を押し引きすることにより、シース１０内でカプセル型本体部２０を移動させることができる。被検体Ｐの内腔におけるカプセル型本体部２０の移動は、シース１０を介して行われるため、カプセル型本体部２０が被検体Ｐの内腔の内壁面に当接しない。よって、カプセル型本体部２０の移動により内壁面を損傷することを防ぐことが可能となる。

[0028] なお、カプセル型本体部２０をシース１０内に挿入する方法及びシース１０内で移動させる方法は上記例に限られない。

[0029] たとえば、シース１０の一端（開口部）に予めカプセル型本体部２０を配置しておく。その状態で外部装置４０からシース１０内に液体を注入した場合、液体の注入により生じる圧力により、シース１０の太径部１０ｂまでカプセル型本体部２０を押し込むことが可能となる。その後、ケーブル部３０を押し引きすることでカプセル型本体部２０の位置を調整することができる。

[0030] 或いは、カプセル型本体部２０に自走機構（たとえば、カプセル型本体部２０の後端に設けたスクリューを回転させることにより、シース１０内に充

填された液体中を推進・後退する機構）を設けることも可能である。自走機構を設けることで、術者がケーブル部３０を押し引きする必要がある。よって、シース１０内に対するカプセル型本体部２０の挿入・移動等がより簡便となる。

[0031] また、観察が終了した場合に、ケーブル部３０を引くことでシース１０内からカプセル型本体部２０を抜去することができる。或いは、外部装置４０（液体調整部４８。後述）は、カプセル型本体部２０が配置された状態でシース１０内の液体を吸引することができる。よって、観察が終了した場合、外部装置４０によりシース１０内の液体を吸引してシース１０を収縮させた状態とする。そして、術者が収縮したシース１０の開口部側（被検体Ｐ外にある部分）を被検体Ｐから抜去することで、その内部にあるカプセル型本体部２０も併せて抜去することができる。この場合には、直接、ケーブル部３０を操作する必要があるため、ケーブル部３０の内部に配置される信号線等の断線を防止することができる。

[0032] また、ケーブル部３０には、マーカｍ（或いは目盛）が設けられていてもよい（図１参照）。マーカｍにより、術者はケーブル部３０（カプセル型本体部２０）が被検体Ｐの内腔に対してどのくらい挿入されているか（被検体Ｐの内腔におけるカプセル型本体部２０の位置）を視覚的に把握することができる。たとえば、食道Ｅにカプセル型本体部２０を留置して心臓Ｈを観察したい場合、口腔から食道Ｅまでの一般的な長さに基づいて、ケーブル部３０にマーカｍを設ける。すなわち、マーカｍとカプセル型本体部２０との間のケーブル部３０の長さが、口腔から食道Ｅまでの一般的な長さとはほぼ等しくなるようマーカｍを設ける。術者は、ケーブル部３０を押し込んでカプセル型本体部２０をシース１０内に挿入しつつ、マーカｍの位置を確認する。マーカｍが口腔近傍に到達した場合、術者はカプセル型本体部２０が食道Ｅ内に位置したことを把握することができる。

[0033] 次に、図４～図６Ｄを参照して、カプセル型本体部２０の内部構成について説明を行う。

[0034] 図4は、カプセル型本体部20及び外部装置40の構成を示すブロック図である。カプセル型本体部20は、超音波振動子21と、カプセル送受信部22と、カプセル制御部23と、カプセル電源部24と、固定機構25を含んで構成される。

[0035] 超音波振動子21は、カプセル型本体部20に格納されている。超音波振動子21は、カプセル制御部23からの駆動信号に基づいて、放射面から超音波を送信する。また、超音波振動子21は、被検体Pから反射波を受信し、反射波に基づくエコー信号をカプセル送受信部22に送る。

[0036] 超音波振動子21を構成する振動素子としては、圧電体やMUT (Micromachining Ultrasound Transducer) 素子を用いることができる。MUT素子には、cMUT (Capacitive Micromachining Ultrasound Transducer: 静電容量型トランスデューサ) や、pMUT (Piezoelectric Micromachining Ultrasound Transducer: 圧電型トランスデューサ) が含まれる。

[0037] 本実施形態では、超音波振動子21として、2次元のアレイ状に並んだ複数の振動素子を電子的にスキャンして超音波の送受信を行う2Dアレイを用いる例を示している。2Dアレイにより、四角錐状の3次元領域で超音波の送受信が可能となる(図4参照)。

[0038] カプセル送受信部22は、外部装置40(制御部44。後述)からの制御信号をカプセル制御部23に送信する。カプセル制御部23は、当該制御信号に基づいて、超音波振動子21に駆動信号を送信する。そして、カプセル送受信部22は、超音波振動子21が受信した反射波に基づくエコー信号を受ける。カプセル送受信部22は、エコー信号を外部装置40(送受信部41。後述)に出力する。本実施形態において、カプセル型本体部20と外部装置40との間の制御信号等の送受信は、ケーブル部30内に配置された信号線SL1を介して行われる。

[0039] 具体例として、カプセル制御部23は、超音波振動子21に駆動信号を供

給して２次元的にスキャンを行い、心臓Ｈに対して超音波を送信させる。カプセル制御部２３は、たとえば図示しないクロック発生器と、送信遅延回路と、パルサ回路とを有する。クロック発生器は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する。送信遅延回路は、超音波を観察対象に集束させるための集束用遅延時間と、超音波を観察対象に送信するための偏向用遅延時間とに従って、超音波の送信時に遅延をかけて送信フォーカスを実施する。パルサ回路は、振動素子に対応する個別チャンネルの数分のパルサを有する。パルサ回路は、遅延がかけられた送信タイミングで駆動パルス（駆動信号）を生成し、超音波振動子２１を構成する振動素子に駆動パルス（駆動信号）を供給する。

[0040] また、カプセル送受信部２２は、受信したエコー信号に対して遅延処理を行うことにより、アナログのエコー信号を整相加算されたデジタルのデータ（受信データ）に変換する。カプセル送受信部２２は、たとえば図示しないゲイン回路と、Ａ／Ｄ変換器と、受信遅延回路と、加算器を有する。ゲイン回路は、超音波振動子２１の振動素子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する（ゲインをかける）。Ａ／Ｄ変換器は、増幅されたエコー信号をデジタル信号に変換する。受信遅延回路は、デジタル信号に変換されたエコー信号に、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。具体的には、受信遅延回路は、観察対象からの超音波を集束させるための集束用遅延時間と、観察対象に対して受信指向性を設定するための偏向用遅延時間とを、デジタルのエコー信号に与える。加算器は、遅延時間が与えられたエコー信号を加算する。その加算によって、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。すなわち、受信遅延回路と加算器とによって、観察対象から得られたエコー信号は整相加算される。カプセル送受信部２２は、遅延処理が施されたエコー信号（受信データ）を外部装置４０に出力する。

[0041] カプセル電源部２４は、外部装置４０（電源部４７。後述）から電力供給を受ける。カプセル電源部２４は、供給された電力を超音波振動子２１、カ

プセル送受信部 22 及びカプセル制御部 23 に分配する。本実施形態において、外部装置 40 からの電力供給は、ケーブル部 30 内に配置された信号線 SL2 を介して行われる。

[0042] 固定機構 25 は、カプセル型本体部 20 に設けられ、シース 10 の太径部 10b 内における所望の位置にカプセル型本体部 20 を固定配置する。所望の位置にカプセル型本体部 20 を固定配置することで、カプセル型本体部 20 を被検体 P の内腔（食道 E）に留置することができる。

[0043] 所望の位置とは、観察対象に対し、カプセル型本体部 20 による超音波の送受信が可能となる位置である。カプセル型本体部 20 が所望の位置にあるかどうかは、たとえば、超音波を送受信して得られる超音波画像を術者が観察することにより判断する。

[0044] ここで、図 5A～図 5D を参照して、本実施形態に係る固定機構 25 の詳細な構成について説明を行う。図 5A 及び図 5C は、シース 10 の太径部 10b 内に挿入されたカプセル型本体部 20 の側面図である。図 5B は、図 5A におけるカプセル型本体部 20 を I 方向からみた正面図である。図 5D は、図 5C におけるカプセル型本体部 20 を II 方向からみた正面図である。なお、図 5A～図 5D においては、固定機構 25 以外のカプセル型本体部 20 内に格納された各構成、及びケーブル部 30 の記載を省略している。

[0045] 図 5A～図 5D に示すカプセル型本体部 20 は、本体部 20a と、半球部 20b と、軸部 20c を含んで構成されている。本体部 20a は、超音波振動子 21 等、カプセル型本体部 20 に格納される各構成（固定機構 25 以外）が配置される。半球部 20b は、中空の部材であって、本体部 20a と着脱可能に配置されている。半球部 20b の内部には固定機構 25 が配置されている。軸部 20c は、本体部 20a から半球部 20b 内に突出する部材であって、本体部 20a と固定機構 25 とを連結する部材である。

[0046] 本実施形態における固定機構 25 は、膨張部 25a を含んで構成されている。

[0047] 膨張部 25a は、カプセル型本体部 20 に設けられ、外部から流体が供給

されることにより膨張する。膨張部 25 a は、樹脂材料等、伸縮性のある部材で構成される。

[0048] 膨張部 25 a に注入される流体は、たとえば、水等の液体や空気等の気体、いずれも可能である。但し、気体は超音波を減衰する。よって、流体として気体を使用する場合、固定機構 25（膨張部 25 a）は、カプセル型本体部 20 を固定配置した状態（膨張した状態）において、超音波振動子 21 による超音波の送受信方向の外側に位置するように設けられていることが望ましい。この場合、固定機構 25 により超音波振動子 21 による超音波の送受信が妨げられることはない。

[0049] 本実施形態における膨張部 25 a は、カプセル型本体部 20 の先端及び後端に複数配置されている。たとえば、図 5 A 及び図 5 B に示すように、本実施形態における膨張部 25 a は、カプセル型本体部 20 の先端に 4 つ、後端に 4 つ設けられている。また、それぞれの膨張部 25 a は、半球部 20 b 内に屈曲した状態で配置されている。膨張部 25 a と本体部 20 a とは軸部 20 c により連結されている。

[0050] また、複数の膨張部 25 a は、それぞれが流体通路 60 と連通している。流体通路 60 は、ケーブル部 30 内に設けられ、外部装置 40（流体調整部 49。後述）と連通している流路である。本実施形態において、流体通路 60 は本体部 20 a を貫通し、カプセル型本体部 20 の先端に配置された膨張部 25 a それぞれと連通している。半球部 20 b 内において、流体通路 60 は軸部 20 c 内に挿通されている。

[0051] 外部装置 40 から流体通路 60 を介してそれぞれの膨張部 25 a に流体が供給されると、膨張部 25 a は膨張する。膨張部 25 a の膨張に伴い、半球部 20 b が外れ、膨張部 25 a がカプセル型本体部 20 の外部に突出する。突出した膨張部 25 a それぞれの先端部は、シース 10 の太径部 10 b の内壁と当接する（図 5 C 及び図 5 D 参照）。本実施形態では、4 つの膨張部 25 a が膨張することで十字状に広がり、それぞれの先端部がシース 10 の太径部 10 b の内壁と当接する（図 5 D 参照）。

[0052] このように、膨張部 25 a が膨張し、シース 10 の太径部 10 b の内壁と当接することで、シース 10 の太径部 10 b 内における所望の位置にカプセル型本体部 20（本体部 20 a）を固定配置することができる。なお、図 5 C 及び図 5 D では、外れた半球部 20 b の記載を省略している。また、膨張部 25 a が膨張した場合にカプセル型本体部 20 の外部に突出できる孔部を半球部 20 b に設けることも可能である。この場合、半球部 20 b が外れる構成が不要となる。

[0053] 一般に、食道 E は伸縮性があり、且つ蠕動があるため、医療装置等を留置することが困難である。しかし、シース 10 の太径部 10 b に対してカプセル型本体部 20 を固定配置することで、カプセル型本体部 20 を被検体 P 内で留置することが可能となる。そして、留置されたカプセル型本体部 20 により、心臓 H 等の観察対象に対して超音波による観察を行うことが可能となる。観察が終了した場合、外部装置 40（流体調整部 49。後述）により膨張部 25 a 内の流体を吸引することで、膨張部 25 a は元の状態（図 5 A 及び図 5 B の状態）に収縮する。

[0054] なお、本実施形態における固定機構 25 は、膨張部 25 a が直接、シース 10 の太径部 10 b の内壁に当接することでカプセル型本体部 20 を固定配置できる構成であれば、これに限られない。

[0055] 図 6 A～図 6 D を参照して、本実施形態に係る固定機構 25 の別例の説明を行う。図 6 A 及び図 6 C は、シース 10 の太径部 10 b 内に挿入されたカプセル型本体部 20 の側面図である。図 6 B は、図 6 A における I-I 方向の断面図である。図 6 D は、図 6 C における V-V 方向の断面図である。なお、図 6 A～図 6 D においては、固定機構 25 以外のカプセル型本体部 20 内に格納された各構成、及びケーブル部 30 の記載を省略している。

[0056] この例では、カプセル型本体部 20 の外周面にバルーン部材 25 b が設けられている。バルーン部材 25 b は、カプセル型本体部 20 の径方向において対向する位置に 4 つ設けられている（図 6 B 及び図 6 D 参照。図 6 A 及び

図6Cでは、4つのバルーン部材25bのうち、2つの記載を省略している)。バルーン部材25bは、樹脂材料等、伸縮性のある部材で構成される。

[0057] 外部装置40から流体通路60を介してそれぞれのバルーン部材25bに流体が供給されると、バルーン部材25bは膨張する。膨張したバルーン部材25bは、シース10の太径部10bの内壁と当接する(図6C及び図6D参照)。よって、バルーン部材25bは、シース10の太径部10b内における所望の位置にカプセル型本体部20を固定配置することができる。本実施形態におけるバルーン部材25bは、「膨張部」の一例である。

[0058] なお、膨張部は、シース10の太径部10b内における所望の位置にカプセル型本体部20を固定配置できればよい。すなわち、膨張部の数、形状、位置等は上記例に限られない。

[0059] 本実施形態に係るシース10、カプセル型本体部20及び固定機構25は、「超音波医療装置」の一例である。

[0060] <外部装置40>

次に、図4を参照して、本実施形態に係る外部装置40の構成について述べる。

[0061] 外部装置40は、送受信部41と、受信データ処理部42と、画像作成部43と、制御部44と、表示部45と、操作部46と、電源部47と、液体調整部48と、流体調整部49とを含んで構成されている。

[0062] 送受信部41は、カプセル送受信部22からのエコー信号を受信し、受信データ処理部42に出力する。また、送受信部41は、制御部44からの制御信号をカプセル送受信部22に送信する。

[0063] 受信データ処理部42は、送受信部41から出力されたエコー信号に対して各種の信号処理を行う。たとえば、受信データ処理部42はBモード処理部を有する。Bモード処理部はエコー信号を送受信部41から受けて、エコー信号の振幅情報の映像化を行う。また、受信データ処理部42はCFM (Color Flow Mapping) 処理部を有していてもよい。CFM処理部は血流情報の映像化を行う。また、受信データ処理部42はドプラ

処理部を有していてもよい。ドプラ処理部はエコー信号を位相検波することによりドプラ偏移周波数成分を取り出し、FFT処理を施すことにより血流速度を表すドプラ周波数分布を生成する。受信データ処理部42は、信号処理が施されたエコー信号を画像作成部43に出力する。

[0064] 画像作成部43は、受信データ処理部42から出力された信号処理後のエコー信号を処理し、画像データ（超音波画像データ）を作成する。

[0065] 制御部44は、超音波診断装置1が有する各構成の動作を制御する。たとえば、制御部44は、送受信部41を介してカプセル送受信部22に対し超音波振動子21を駆動させる駆動信号を送信し、超音波の送受信を制御する。或いは、制御部44は、画像作成部43で作成された画像データ（超音波画像データ）に基づく画像（超音波画像）を表示部45に表示させる。

[0066] 表示部45は、CRTや液晶ディスプレイなどのモニタで構成されている。操作部46は、キーボードやマウスなどの入力装置で構成されている。術者は操作部46を介してカプセル型本体部20による超音波の送受信等を行う。

[0067] 液体調整部48は、液体をシース10内に注入したり、シース10内に充填された液体を吸引するための装置である。液体は、液体調整部48自体に蓄えられていてもよいし、外部（たとえば、水道）から供給されることでもよい。

[0068] 流体調整部49は、固定機構25（膨張部25a等）を機能させるために、流体を供給したり、供給した流体を吸引するための装置である。流体は、流体調整部49自体に蓄えられていてもよいし、外部（たとえば、水道）から供給されることでもよい。

[0069] 液体調整部48及び流体調整部49の動作は、制御部44の制御による自動制御、或いは術者による手動のいずれも可能である。

[0070] なお、外部装置40の各構成は、図1で示したような一の装置に全て搭載されている必要はない。たとえば、外部装置40では、画像作成部43による画像データの作成まで行う。制御部44は、作成された画像データを通信

回線により、遠隔地（たとえば、専門医が居る大病院）にある表示装置に送信する。そして、表示装置に表示された当該画像データに基づく画像を専門医が観察することで、離れた場所に居る術者に対し、被検体に対する適切な処置を指示することが可能となる。また、この場合、外部装置４０に表示部４５を設ける必要がないため、超音波診断装置１自体の大きさを小型化することができる。或いは、液体調整部４８及び流体調整部４９として専用のタンクを設けることも可能である。

[0071] 本実施形態に係るシース１０、カプセル型本体部２０、固定機構２５、画像作成部４３及び制御部４４は、「超音波診断装置」の一例である。

[0072] <動作>

図７を参照して、本実施形態に係る超音波診断装置１の動作について説明する。ここでは、食道Ｅにカプセル型本体部２０を留置し、心臓Ｈを観察する例について述べる。

[0073] まず、術者は、被検体Ｐの内腔にシース１０を挿入する（Ｓ１０）。挿入されたシース１０は、食道Ｅの蠕動等による移動を防ぐため、マウスピースＭに固定する。

[0074] 制御部４４は、液体調整部４８を動作させ、シース１０内に液体を注入する（Ｓ１１）。液体が注入されたシース１０は膨張し、太径部１０ｂの外周面は食道Ｅの内壁面と接する。

[0075] 術者は、カプセル型本体部２０をシース１０内に差し込み、ケーブル部３０を押してカプセル型本体部２０を所望の位置まで挿入する（Ｓ１２）。

[0076] 制御部４４は、流体調整部４９を動作させ、膨張部２５ａに流体を注入する（Ｓ１３）。

[0077] 流体が注入された膨張部２５ａは、膨張してシース１０の太径部１０ｂの内壁と当接することで、シース１０の太径部１０ｂ内における所望の位置にカプセル型本体部２０を固定配置する（Ｓ１４）。

[0078] その後、カプセル型本体部２０により超音波による観察が実行される（Ｓ１５）。

[0079] 観察が終了した後、術者は、シース１０及びカプセル型本体部２０を被検体Ｐから抜去する（Ｓ１６）。具体的には、まず、制御部４４は、流体調整部４９を動作させ、膨張部２５ａ内の流体を吸引する。流体が吸引されることにより、膨張部２５ａは収縮する。すなわち、カプセル型本体部２０の固定配置が解除される。よって、シース１０内でカプセル型本体部２０を移動させることが可能となる。次に、制御部４４は、液体調整部４８を動作させ、シース１０内の液体を吸引する。液体が吸引されることにより、シース１０は収縮する。すなわち、シース１０の太径部１０ｂの外周面と食道Ｅの内壁面とが接した状態が解消する。よって、被検体Ｐの内腔でシース１０を移動させることが可能となる。シース１０内にカプセル型本体部２０が配置された状態でシース１０の開口部側とケーブル部３０とを併せて引くことにより、シース１０及びカプセル型本体部２０を被検体Ｐから同時に抜去することができる。なお、カプセル型本体部２０のみを抜去したい場合には、ケーブル部３０のみを引くことでよい。

[0080] なお、本実施形態では、観察対象として心臓Ｈを例に説明を行ったが、観察対象はこれに限られない。本実施形態の構成は、超音波による観察が可能な部位であればいずれにも応用可能である。

[0081] ＜作用・効果＞

本実施形態の作用及び効果について説明する。

[0082] 本実施形態に係る超音波医療装置は、シース１０と、カプセル型本体部２０と、固定機構２５とを有する。シース１０は、被検体Ｐの内腔に挿入され、内部に液体が充填された状態で外周面（太径部１０ｂの外周面）が被検体Ｐの内腔の内壁面と接する。カプセル型本体部２０は、シース１０内（太径部１０ｂ内）に挿入され、被検体Ｐ（被検体Ｐ内の観察対象）に対して超音波を送受信する超音波振動子２１を格納する。固定機構２５は、カプセル型本体部２０に設けられ、シース１０内（太径部１０ｂ内）における所望の位置にカプセル型本体部２０を固定配置する。

[0083] このように、カプセル型本体部２０をシース１０内における所望の位置に

固定配置する固定機構 25 を設ける。よって、本実施形態に係る超音波医療装置によれば、超音波を送受信可能なカプセル型本体部 20 を被検体 P 内の観察対象に対して留置することが可能となる。被検体 P の内腔にカプセル型本体部 20 を留置することにより、観察対象（たとえば、心臓 H）に対して、超音波を用いた継続的な観察が可能となる。また、シース 10 を介することで、被検体 P の内腔に対してカプセル型本体部 20 を容易に挿入することが可能となる。

[0084] また、固定機構 25 は、超音波振動子 21 による超音波の送受信方向の外側の位置に設けられている。

[0085] このように、固定機構 25 を超音波の送受信方向の外側に配置することで、固定機構 25 によって超音波の送受信が妨げられることがない。よって、超音波医療装置は、固定機構 25 で固定した状態で超音波による観察が可能となる。

[0086] また、本実施形態における固定機構 25 は、膨張部 25 a を有する。膨張部 25 a は、カプセル型本体部 20 に設けられ、外部から流体が供給されることにより膨張する。そして、膨張した膨張部 25 a がシース 10（太径部 10 b）の内壁と当接することで、シース 10 内（太径部 10 b 内）における所望の位置にカプセル型本体部 20 を固定配置することができる。

[0087] 具体的には、膨張部 25 a は、カプセル型本体部 20 の先端及び後端に複数配置され、複数の膨張部 25 a それぞれの先端部がシース 10 の内壁に当接する。

[0088] このように、固定機構 25 として、膨張部 25 a を設けることで、カプセル型本体部 20 を固定配置するときのみ固定機構 25 の機能を発揮させることができる。また、複数の膨張部を設けることで、シース 10 内における所望の位置にカプセル型本体部 20 をより確実に固定配置できる。

[0089] また、超音波医療装置は、ケーブル部 30 を有する。ケーブル部 30 は、一端がカプセル型本体部 20 に連結され、可撓性を有する。ケーブル部 30 内には、カプセル型本体部 20 と外部装置 40 との間で信号を送受信するた

めの信号線（信号線 S L 1 及び信号線 S L 2）及び外部装置 4 0 から膨張部 2 5 a に流体を供給するための流体通路 6 0 が配置されている。

[0090] このように、ケーブル部 3 0 を設けることで、カプセル型本体部 2 0 と外部装置 4 0 との間の信号の送受信を容易に行うことができる。また、流体通路 6 0 と信号線とを一のケーブル部 3 0 内に設けることで、カプセル型本体部 2 0 と外部装置 4 0 との間の配線を一体化できるため、取り扱いが容易になる。

[0091] また、ケーブル部 3 0 の少なくとも一部は、捻じりが加えられることにより可撓性が低下する構造を有する。

[0092] このような構造を有するケーブル部 3 0 を捻じること、ケーブル部 3 0 を紙縫り状にできる。よって、術者がケーブル部 3 0 を押し引きすることで、シース 1 0 内においてカプセル型本体部 2 0 を容易に移動させることが可能となる。

[0093] また、シース 1 0 は、内部に液体が充填されていない状態において扁平形状（たとえば、丸みを帯びた扁平形状）である。

[0094] このように、シース 1 0 を扁平形状とすることで被検体 P の内腔に対してシース 1 0 を挿入し易くなる。

[0095] また、本実施形態の超音波医療装置を含む超音波診断装置 1 を構成することも可能である。超音波診断装置 1 は、シース 1 0 と、カプセル型本体部 2 0 と、固定機構 2 5 と、画像作成部 4 3 と、制御部 4 4 とを有する。シース 1 0 は、被検体 P の内腔に挿入され、内部に液体が充填された状態で外周面（太径部 1 0 b の外周面）が被検体 P の内腔の内壁面と接する。カプセル型本体部 2 0 は、シース 1 0 内（太径部 1 0 b 内）に挿入され、被検体 P（被検体 P 内の観察対象）に対して超音波を送受信する超音波振動子 2 1 を格納する。固定機構 2 5 は、カプセル型本体部 2 0 に設けられ、シース 1 0 内（太径部 1 0 b 内）における所望の位置にカプセル型本体部 2 0 を固定配置する。画像作成部 4 3 は、超音波振動子 2 1 により受信された反射波に基づく信号を処理し、画像データを作成する。制御部 4 4 は、画像作成部 4 3 によ

り作成された画像データに基づく画像を表示部 45 に表示させる。

[0096] このように、カプセル型本体部 20 をシース 10 内（太径部 10b 内）における所望の位置に固定配置する固定機構 25 を設ける。よって、本実施形態に係る超音波診断装置 1 によれば、超音波を送受信可能なカプセル型本体部 20 を被検体 P の内腔の観察対象に対して留置することが可能となる。そして、超音波診断装置 1 は、カプセル型本体部 20 により得られたエコー信号に基づいて超音波画像を作成・表示させることができる。よって、術者等が被検体 P における観察対象を観察して、被検体 P の状態を確認・診断することが可能となる。

[0097] 本実施形態に係る超音波診断装置（超音波医療装置）は次のような場面での使用が想定される。

[0098] たとえば、超音波診断装置は、救急医療部門に収容されている被検体 P の心臓 H の状態を継続的にモニタリングする場合に使用することができる。なお、急性の心臓病を発症して救急医療部門に収容されている被検体 P は、意識の無い者や治療後まで食事をとることができない者も多い。従って、食道 E 内にカプセル型本体部 20 を留置したとしても被検体 P に不快感を与える等の影響は少ない。

[0099] 或いは、専門医がいない状況、たとえば、病院外の救急の現場等においても超音波診断装置を使用することができる。超音波診断装置で得られた画像データを専門医が居る大病院に送ることで、遠隔地においても適切な処置の指示を仰ぐことができる。また、救急の現場から搬送先の病院に予め画像データを送信することで、病院到着後の迅速な処置に繋げることが可能となる。更には、このような超音波診断装置は、小型化が可能なため、専用の大型装置を搬入することが困難な地域（僻地等）においても、簡易に心臓等の超音波診断が可能となる。

[0100] （第 2 実施形態）

次に、図 8A ～図 10 を参照して、第 2 実施形態に係る超音波診断装置 1 について説明する。本実施形態においては、係止部 25c 及び膨張部 25d

によりシース 10 内における所望の位置にカプセル型本体部 20 を固定配置する例について述べる。第 1 実施形態と同様の構成については詳細な説明を省略する場合がある。

[0101] 図 8 A～図 8 D を参照して、本実施形態に係る固定機構 25 の詳細な構成について説明を行う。図 8 A 及び図 8 C は、シース 10 の太径部 10 b 内に挿入されたカプセル型本体部 20 の側面図である。図 8 B は、図 8 A における V-V 断面である。図 8 D は、図 8 C における V I-V I 断面である。なお、図 8 A～図 8 D においては、固定機構 25 以外のカプセル型本体部 20 内に格納された各構成、及びケーブル部 30 の記載を省略している。

[0102] 本実施形態における固定機構 25 は、係止部 25 c 及び膨張部 25 d を含んで構成されている。

[0103] 係止部 25 c は、カプセル型本体部 20 の外周に配置され、カプセル型本体部 20 の径方向に移動可能となっている。本実施形態では、図 8 A 等のように、2 つの係止部 25 c がカプセル型本体部 20 の外周に沿って設けられている例を示す。係止部 25 c は、軸部 25 e (図 8 B 等参照。図 8 A 及び図 8 C では記載を省略している) を中心としてカプセル型本体部 20 の径方向に移動可能となっている。なお、径方向への移動とは、移動のベクトルが径方向の成分を持っていることをいう。

[0104] 係止部 25 c は、樹脂材料等の弾性のある部材、或いは金属材料等の弾性が低い部材で構成される。なお、係止部 25 c を金属材料等の超音波を反射・減衰する部材で構成する場合、係止部 25 c は、超音波の送受信方向の外側の位置に設けられていることが望ましい。

[0105] 膨張部 25 d は、係止部 25 c とカプセル型本体部 20 との間に配置され、外部から流体が供給されることにより膨張する。本実施形態では、図 8 D に示すように、膨張部 25 d がカプセル型本体部 20 の外周面と係止部 25 c との間に配置されている。なお、図 8 B に示す状態では、膨張部 25 d は収縮しているため、その記載を省略している。

[0106] 膨張部 25 d は、流体通路 60 と連通している。外部装置 40 から流体通

路 6 0 を介して膨張部 2 5 d に流体が供給されると、膨張部 2 5 d は膨張する。膨張部 2 5 d が膨張することにより、係止部 2 5 c は径方向へ移動する。移動した係止部 2 5 c はシース 1 0 の太径部 1 0 b の内壁と当接する（図 8 C 及び図 8 D 参照）。

[0107] このように、流体の供給により、膨張部 2 5 d を膨張させ、係止部 2 5 c をシース 1 0 の太径部 1 0 b の内壁に当接させることで、シース 1 0 の太径部 1 0 b 内における所望の位置にカプセル型本体部 2 0 を固定配置することができる。

[0108] なお、本実施形態における固定機構 2 5 は、膨張部が膨張することにより、係止部を介してシース 1 0 の太径部 1 0 b の内壁にカプセル型本体部 2 0 を固定配置できる構成であれば、これに限られない。

[0109] 図 9 A ～図 9 D を参照して、本実施形態に係る固定機構 2 5 の別例の説明を行う。図 9 A 及び図 9 C は、シース 1 0 の太径部 1 0 b 内に挿入されたカプセル型本体部 2 0 の側面図である。図 9 B は、図 9 A における V I I - V I I 方向の断面図である。図 9 D は、図 9 C における V I I I - V I I I 方向の断面図である。なお、図 9 A ～図 9 D においては、固定機構 2 5 以外のカプセル型本体部 2 0 内に格納された各構成、及びケーブル部 3 0 の記載を省略している。

[0110] 図 9 A ～図 9 D に示すカプセル型本体部 2 0 は、本体部 2 0 a と、外殻部 2 0 d とを含んで構成されている。本体部 2 0 a は、超音波振動子 2 1 等、カプセル型本体部 2 0 に格納される各構成（固定機構 2 5 以外）が配置される。外殻部 2 0 d は、本体部 2 0 a を覆う半球状の部材であって、本体部 2 0 a の径方向に移動可能に配置されている。この例では、本体部 2 0 a を覆うように、2 つの外殻部 2 0 d が設けられている（図 9 A 等参照）。

[0111] 本体部 2 0 a と外殻部 2 0 d との間には、膨張部 2 5 f が配置されている。膨張部 2 5 f は、流体通路 6 0 から流体が供給されることにより膨張する。図 9 D に示すように、膨張部 2 5 f は、カプセル型本体部 2 0 の外周面と外殻部 2 0 d との間に配置されている。なお、図 9 A 及び図 9 B に示す状態

では、膨張部 25 f が収縮しているため、その記載を省略している。

[0112] 膨張部 25 f が膨張することにより、外殻部 20 d は径方向へ移動する。移動した外殻部 20 d はシース 10 の太径部 10 b の内壁と当接する（図 9 C 及び図 9 D 参照）。よって、外殻部 20 d は、シース 10 の太径部 10 b 内における所望の位置に本体部 20 a（カプセル型本体部 20）を固定配置することができる。本実施形態における外殻部 20 d は、「係止部」の一例である。また、外殻部 20 d 及び膨張部 25 f は、固定機構 25 を構成する。このように、カプセル型本体部 20 自体の一部を係止部として用いることにより、カプセル型本体部 20 の小型化が可能となる。

[0113] なお、係止部及び膨張部は、シース 10 の太径部 10 b 内における所望の位置にカプセル型本体部 20 を固定配置できればよい。すなわち、係止部及び膨張部の数、形状、位置等は上記例に限られない。たとえば、図 8 A～図 8 D のような係止部 25 c を有する構成において、膨張部 25 d が収縮した状態において係止部 25 c が嵌る溝部を、カプセル型本体部 20 の外周面に設けることも可能である。このような構成により、固定機構 25 を含むカプセル型本体部 20 の外径を小さくすることが可能である。すなわち、カプセル型本体部 20 の小型化が可能となる。

[0114] <動作>

図 10 を参照して、本実施形態に係る超音波診断装置 1 の動作について説明する。ここでは、食道 E にカプセル型本体部 20 を留置し、心臓 H を観察する例について述べる。

[0115] 第 1 実施形態と同様、術者は、被検体 P の内腔にシース 10 を挿入する（S 20）。制御部 44 は、液体調整部 48 を動作させ、シース 10 内に液体を注入する（S 21）。液体が注入されたシース 10 は膨張し、太径部 10 b の外周面は食道 E の内壁面と接する。術者は、カプセル型本体部 20 をシース 10 内に差し込み、ケーブル部 30 を押してカプセル型本体部 20 を所望の位置まで挿入する（S 22）。制御部 44 は、流体調整部 49 を動作させ、膨張部 25 f に流体を注入する（S 23）。

[0116] 流体が注入された膨張部 25 d は膨張し、係止部 25 c をカプセル型本体部 20 の径方向へ移動させる (S 24)。

[0117] 係止部 25 c がシース 10 の太径部 10 b の内壁と当接することで、シース 10 の太径部 10 b 内における所望の位置にカプセル型本体部 20 を固定配置する (S 25)。

[0118] その後、カプセル型本体部 20 により超音波による観察が実行される (S 26)。

[0119] 観察が終了した後、術者は、シース 10 及びカプセル型本体部 20 を被検体 P から抜去する (S 27)。具体的には、まず、制御部 44 は、流体調整部 49 を動作させ、膨張部 25 d 内の流体を吸引する。流体が吸引されることにより、膨張部 25 d は収縮する。膨張部 25 d の収縮に伴い、係止部 25 c は、シース 10 の太径部 10 b の内壁から離間する。すなわち、カプセル型本体部 20 の固定配置が解除される。次に、制御部 44 は、液体調整部 48 を動作させ、シース 10 内の液体を吸引する。液体が吸引されることにより、シース 10 は収縮する。すなわち、シース 10 の太径部 10 b の外周面と食道 E の内壁面とが接した状態が解消する。よって、被検体 P の内腔でシース 10 を移動させることが可能となる。シース 10 内にカプセル型本体部 20 が配置された状態でシース 10 の開口部側とケーブル部 30 とを併せて引くことにより、シース 10 及びカプセル型本体部 20 を被検体 P から同時に抜去することができる。

[0120] <作用・効果>

本実施形態の作用及び効果について説明する。

[0121] 本実施形態に係る固定機構 25 は、係止部 25 c と、膨張部 25 d とを有する。係止部 25 c は、カプセル型本体部 20 の外周に配置され、カプセル型本体部 20 の径方向に移動可能となっている。膨張部 25 d は、係止部 25 c とカプセル型本体部 20 との間に配置され、外部から流体が供給されることにより膨張する。そして、膨張した膨張部 25 d が係止部 25 c を移動させ、係止部 25 c がシース 10 の太径部 10 b の内壁と当接することで、

シース 10 の太径部 10b 内における所望の位置にカプセル型本体部 20 を固定配置することができる。

[0122] このように、固定機構 25 として、係止部 25c 及び膨張部 25d を設けることでも、第 1 実施形態と同様、超音波を送受信可能なカプセル型本体部 20 を被検体 P 内の観察対象に対して留置することが可能となる。

[0123] (第 3 実施形態)

次に、図 11～図 13 を参照して、第 3 実施形態に係る超音波診断装置 1 について説明する。本実施形態においては、固定機構 25 がシース 10 に設けられる例について述べる。第 1 実施形態及び第 2 実施形態と同様の構成については詳細な説明を省略する場合がある。

[0124] 図 11 は、本実施形態に係るカプセル型本体部 20 及び外部装置 40 の構成を示すブロック図である。本実施形態において、固定機構 25 は、シース 10 側に配置されている。また、外部装置 40 における液体調整部 48 は、シース 10 内（第 1 シース部 11 内。後述）に液体を注入・吸引する機能、及び固定機構 25 に液体を注入・吸引する機能を有している。

[0125] 図 12A～図 12D を参照して、本実施形態に係る固定機構 25 の詳細な説明を行う。図 12A 及び図 12C は、シース 10 の太径部 10b 内に挿入されたカプセル型本体部 20 の側面図である。図 12B は、図 12A における I-X-I 方向の断面図である。図 12D は、図 12C における X-X 方向の断面図である。なお、図 12A～図 12D においては、カプセル型本体部 20 内に格納された各構成の記載を省略している。

[0126] 図 12A 等に応示するように、本実施形態におけるシース 10（少なくとも太径部 10b）は、第 1 シース部 11 及び第 2 シース部 12 を含んで構成されている。

[0127] 第 1 シース部 11 及び第 2 シース部 12 は、所定の長さを有し、一端に開口部が形成された中空の部材である。第 1 シース部 11 及び第 2 シース部 12 は、いずれも超音波を透過できる材料で構成されている。

[0128] また、第 2 シース部 12 は、第 1 シース部 11 を覆うように設けられてい

る。すなわち、本実施形態におけるシース１０は、二重構造になっている。よって、第１シース部１１と第２シース部１２との間（第１シース部１１の外周面と第２シース部１２の内周面との隙間）には、液体を注入することができる。第１シース部１１内に液体が充填された場合、第１シース部１１及び第２シース部１２は拡張し、第２シース部１２の外周面が被検体Ｐ（食道Ｅ）の内壁の内壁面と接する（図１２Ａ及び図１２Ｂ参照）。カプセル型本体部２０は、第１シース部１１の内部に挿入される。

[0129] ここで、カプセル型本体部２０をシース１０の太径部１０ｂ内（第１シース部１１内）における所望の位置に固定配置する場合、液体調整部４８は、第１シース部１１と第２シース部１２との間に液体を注入する。このとき、第２シース部１２は食道Ｅの内壁面と接しているため、第１シース部１１は、内側に膨張する。膨張した第１シース部１１の内壁は、第１シース部１１内に挿入されたカプセル型本体部２０の外壁と当接する（図１２Ｃ及び図１２Ｄ参照）。よって、カプセル型本体部２０は、第１シース部１１内（シース１０の太径部１０ｂ内）における所望の位置に固定配置される。

[0130] 第１シース部１１は、「膨張部」の一例である。また、第１シース部１１及び第２シース部１２は、固定機構２５を構成する。なお、第１シース部１１は、第２シース部１２よりも伸縮性のある材料で形成されていることが望ましい。このように構成することで、第１シース部１１と第２シース部１２との間に液体を注入した場合に第１シース部１１がより内側に膨張し易くなる。

[0131] なお、第１シース部１１は、第１シース部１１内における所望の位置にカプセル型本体部２０を固定配置できればよい。すなわち、第１シース部１１の形状等は上記例に限られない。たとえば、第１シース部１１の内周面の少なくとも一部を凹凸形状とすることが可能である。この場合、カプセル型本体部２０が凹凸により確実に固定されるため、第１シース部１１内においてカプセル型本体部２０をより確実に固定配置することができる。

[0132] <動作>

図 1 3 を参照して、本実施形態に係る超音波診断装置 1 の動作について説明する。ここでは、食道 E にカプセル型本体部 2 0 を留置し、心臓 H を観察する例について述べる。

[0133] 術者は、被検体 P の内腔に第 1 シース部 1 1 及び第 2 シース部 1 2 を有するシース 1 0 を挿入する (S 3 0)。

[0134] 制御部 4 4 は、液体調整部 4 8 を動作させ、第 1 シース部 1 1 内に液体を注入する (S 3 1)。液体が注入された第 1 シース部 1 1 の拡張に伴い、その外周に設けられた第 2 シース部 1 2 も拡張する。その結果、第 2 シース部 1 2 の外周面 (第 2 シース部 1 2 の太径部 1 0 b における外周面) は、食道 E の内壁面と接する。

[0135] 術者は、カプセル型本体部 2 0 を第 1 シース部 1 1 内に差し込み、ケーブル部 3 0 を押してカプセル型本体部 2 0 を所望の位置まで挿入する (S 3 2)。

[0136] 制御部 4 4 は、液体調整部 4 8 を動作させ、第 1 シース部 1 1 と第 2 シース部 1 2 との間に液体を注入する (S 3 3)。

[0137] 液体の注入により第 1 シース部 1 1 は内側に膨張する。第 1 シース部 1 1 の内壁 (第 1 シース部 1 1 の太径部 1 0 b) がカプセル型本体部 2 0 の外壁と当接することで、カプセル型本体部 2 0 は、シース 1 0 の太径部 1 0 b 内における所望の位置に固定配置される (S 3 4)。

[0138] その後、カプセル型本体部 2 0 により超音波による観察が実行される (S 3 5)。

[0139] 観察が終了した後、術者は、シース 1 0 及びカプセル型本体部 2 0 を被検体 P から抜去する (S 3 6)。具体的には、まず、制御部 4 4 は、液体調整部 4 8 を動作させ、第 1 シース部 1 1 と第 2 シース部 1 2 との間の液体を吸引する。液体が吸引されることにより、第 1 シース部 1 1 は収縮する。すなわち、カプセル型本体部 2 0 の固定配置が解除される。次に、制御部 4 4 は、液体調整部 4 8 を動作させ、第 1 シース部 1 1 内の液体を吸引する。液体が吸引されることにより、シース 1 0 全体が収縮する。すなわち、第 2 シー

ス部 12 の太径部 10b の外周面と食道 E の内壁面とが接した状態が解消する。よって、被検体 P の内腔でシース 10 を移動させることが可能となる。シース 10 内にカプセル型本体部 20 が配置された状態でシース 10 の開口部側とケーブル部 30 とを併せて引くことにより、シース 10 及びカプセル型本体部 20 を被検体 P から同時に抜去することができる。

[0140] なお、第 1 実施形態及び第 2 実施形態と第 3 実施形態の構成とを組み合わせることも可能である。すなわち、固定機構 25 はシース 10 とカプセル型本体部 20 双方に設けられていてもよい。この場合、シース 10 内における所望の位置でのカプセル型本体部 20 の固定配置を、より確実に行うことが可能となる。

[0141] <作用・効果>

本実施形態の作用及び効果について説明する。

[0142] 本実施形態に係る固定機構 25 は、膨張部（第 1 シース部 11）を有する。第 1 シース部 11 は、シース 10 に設けられ、外部から液体が供給されることにより膨張する。そして、第 1 シース部 11 が膨張し、その内壁とカプセル型本体部 20 の外壁が当接することで、シース 10 の太径部 10b 内における所望の位置にカプセル型本体部 20 を固定配置することができる。

[0143] このように、シース 10 側に固定機構 25 を設けることでも、第 1 実施形態及び第 2 実施形態と同様、超音波を送受信可能なカプセル型本体部 20 を被検体 P 内の観察対象に対して留置することが可能となる。また、カプセル型本体部 20 に固定機構 25 を設ける必要がないため、カプセル型本体部 20 の小型化、簡素化を図ることが可能となる。

[0144] （変形例 1）

たとえば、実際の食道 E の内壁面には凹凸がある。従って、シース 10 内に液体を注入して膨張させた場合であっても、シース 10 の外周面と食道 E の内壁面とが十分に接することができない可能性もある。よって、シース 10 は、その外周面と被検体 P の内壁面との密着性を高める構成を有することが望ましい。

[0145] 図14A～図14Dを参照して、本変形例に係るシース10の構成について説明する。図14A及び図14Cは、本変形例に係るシース10を模式的に示した斜視図である。図14B及び図14Dは、シース10の外周面の一部を拡大した模式図である。

[0146] シース10は、微細孔10cと、吸収部材10dとを有する。

[0147] 微細孔10cは、シース10の外周面の少なくとも一部に形成されている（図14B等参照）。シース10内に液体が注入され、シース10の内圧が高くなると、微細孔10cから液体が滲み出る。なお、図14B等においては、複数の微細孔10cを設けた構成を示しているが、微細孔10cは少なくとも一つあればよい。

[0148] 吸収部材10dは、微細孔10cを覆う位置に設けられる部材である。吸収部材10dは、通常は薄型のシート状であり、液体を吸収することにより膨張し、且つ超音波を透過できる材料（超音波を反射減衰しない材料）で形成されている。

[0149] 微細孔10cを覆う吸収部材10dは、微細孔10cから滲み出た液体を吸収することで膨張し、食道Eの内壁面の形状に沿って当接する（図14C及び図14D参照）。吸収部材10dは、液体を吸収することによりシース10よりも弾性が高くなるため、食道Eの内壁面との密着性が向上する。

[0150] このように、シース10に微細孔10c及び吸収部材10dを設けることにより、被検体Pの内腔の内壁面に凹凸があるような場合であっても、シース10の外周面（吸収部材10d）と被検体Pの内腔の内壁面とを確実に当接することができる。

[0151] （変形例2）

超音波診断装置1による観察においては、大量のエコー信号が取得される。つまり、外部装置40に送信される受信データも大量になる。本変形例では、カプセル型本体部20で取得されたエコー信号に基づく大量の受信データを、効率よく外部装置40に伝送する構成について説明する。

[0152] たとえば、図15に示すように、カプセル型本体部20内に送信部26を

設ける。また、外部装置４０内に受信部５０を設ける。

[0153] 送信部２６は、超音波振動子２１で受信されたエコー信号に対して圧縮処理を行うことで、データ量を圧縮する。また、送信部２６は、専用の信号線ＳＬ３を通じて外部装置４０に設けられた受信部５０に対し、圧縮された受信データを送信する。受信部５０は、圧縮された受信データを解凍し、受信データ処理部４２へ出力する。

[0154] データ圧縮及び解凍は公知の手法を用いることが可能である。また、本変形例では、制御部４４からの制御信号等は、信号線ＳＬ１を介してカプセル制御部２３に直接送信される。

[0155] このように、送信部２６は、エコー信号を圧縮処理し、専用の信号線ＳＬ３を介して外部装置４０に受信データとして送信する。すなわち、本変形例の超音波診断装置によれば、カプセル型本体部２０から外部装置４０に送信されるデータ量が低減されるため、高速なデータ伝送が可能となる。

[0156] 或いは、カプセル型本体部２０から外部装置４０にデータの伝送を行う場合、受信データそのものを送信するよりも、画像データに変換して送信するほうがより高速に送信することができる。そこで、受信データを効率よく伝送するための構成としては、図１６に示す構成を採用することも可能である。

[0157] 図１６に示す構成は、上記実施形態の外部装置４０内に設けた受信データ処理部４２及び画像作成部４３をカプセル型本体部２０内に設ける構成となっている。なお、図１６では、カプセル型本体部２０内の各構成に対するカプセル制御部２３及びカプセル電源部２４からの信号線を省略している。

[0158] 本変形例における受信データ処理部４２は、超音波振動子２１で受信した反射波に基づくエコー信号に対して直接、信号処理を施す。画像作成部４３は、信号処理されたエコー信号に基づく画像データを作成し、送信部２６に送る。送信部２６は、専用の信号線ＳＬ３を通じて外部装置４０の受信部５０に画像データを送信する。制御部４４は、受信部５０で受信した画像データに基づく画像を表示部４５に表示させる。なお、送信部２６は、画像デー

タに対して圧縮処理を行ってもよい。この場合、受信部50は、圧縮された画像データを解凍する。

[0159] このように、カプセル型本体部20は、その内部で画像データを作成し、専用の信号線SL3を介して外部装置40に画像データを送信する。すなわち、本変形例の超音波診断装置1によれば、高速なデータ伝送が可能となる。また、受信データ処理部42、画像作成部43及び送信部26を一つの半導体チップで形成することにより、リアルタイムの画像データ送信が可能となる。

[0160] (変形例3)

たとえば、心臓Hを観察する際、食道Eが最大径となる位置にカプセル型本体部20を配置する場合がある。一般に、食道Eが最大径となる位置に対し、心臓Hは斜め方向に位置する。つまり、食道Eが最大径となる位置にカプセル型本体部20を配置した場合、カプセル型本体部20は心臓Hに対して斜め方向に位置する。従って、カプセル型本体部20は、斜め方向に超音波を送受信できる構成が必要となる。

[0161] たとえば、図17に示すように、カプセル型本体部20内に角度変更機構27を設ける。角度変更機構27は、超音波振動子21の背面に配置され、超音波振動子21を所定の角度で傾斜させた状態で保持する。所定の角度は、カプセル型本体部20を留置する予定位置（たとえば、食道Eが最大径となる位置）と観察対象（たとえば、心臓H）との空間位置を推定することで予め決定することができる。角度変更機構27に保持された状態で、超音波振動子21は、斜め方向に超音波を送受信することが可能となる。

[0162] なお、被検体Pの体型や年齢により、食道Eが最大径となる位置と心臓Hとの空間位置は異なる可能性がある。また、食道Eが最大径となる位置以外で心臓Hを観察したい場合もある。更には、固定機構25によりカプセル型本体部20をシース10内に固定配置した状態で、超音波の送受信方向を微調整したい場合もありうる。

[0163] この場合、図18に示すように、角度変更機構27を可動できるよう構成

することも可能である。図 18 に示す角度変更機構 27 は、対向板 27 a 及び調整機構 27 b を含んで構成される。対向板 27 a は、超音波振動子 21 の背面に設けられる板状の部材である。調整機構 27 b は、対向板 27 a の背面に設けられ、対向板 27 a を介して超音波振動子 21 の傾きを変更させる機構である。調整機構 27 b は、伸縮可能な形状（たとえば、蛇腹状）に形成されている。本変形例において、外部装置 40 内の流体調整部 49 は、固定機構 25 及び調整機構 27 b に対して流体を注入・吸引するよう構成されている。なお、図 18 においては、カプセル型本体部 20 内の各構成に対するカプセル電源部 24 からの信号線を省略している。

[0164] 流体調整部 49 が調整機構 27 b に対して流体を注入・吸引することにより、調整機構 27 b が伸縮する。調整機構 27 b の伸縮に伴い、対向板 27 a を介して超音波振動子 21 の傾きが変更される。すなわち、調整機構 27 b が伸縮することにより、超音波の送受信方向を変更することができる。

[0165] なお、図 18 に示した調整機構 27 b は、一軸方向（図 18 の破線矢印方向）のみの傾斜を変更する構成であるが、複数軸方向に傾斜を変更できるように構成してもよい。また、調整機構 27 b として、モータを用いることも可能である。カプセル制御部 23 は、モータを制御することで対向板 27 a を駆動させる。調整機構 27 b としてモータを用いる場合には、流体調整部 49 から流体を注入・吸引するための専用通路が不要となる。

[0166] （変形例 4）

たとえば、シース 10 の太径部 10 b 内における所望の位置でカプセル型本体部 20 を固定配置した場合であっても、食道 E の蠕動や呼吸等の影響により、カプセル型本体部 20 が移動する可能性がある。この場合、心臓 H に対する超音波の送受信方向にずれが生じる。よって、受信した反射波に基づくエコー信号により作成される超音波画像データにもずれが生じる。このように超音波の送受信方向にずれが生じると、心臓 H を経過観察したい場合等に不都合が生じる可能性がある。

[0167] そこで、本変形例では、図 19 に示すように、外部装置 40 内にずれ量算

出部 5 1 を設け、且つカプセル型本体部 2 0 内に補正機構 2 8 を設ける。

[0168] ずれ量算出部 5 1 は、あるタイミングで得られた画像データと、別のタイミングで得られた画像データとを比較し、画像間のずれの有無を判断する。たとえば、2 D アレイを用いて 3 次元の画像データを取得した場合、ずれ量算出部 5 1 は、3 次元方向（X Y Z 方向）におけるずれをそれぞれ算出する。画像間にずれがあると判断した場合、ずれ量算出部 5 1 は、送受信部 4 1 を介してカプセル制御部 2 3 にずれ量の情報を送信する。

[0169] 補正機構 2 8 は、超音波振動子 2 1 を所定方向（たとえば、3 次元方向）に移動させるための機構である。ずれ量算出部 5 1 からずれ量の情報が送信された場合、カプセル制御部 2 3 は、その情報に基づいて補正機構 2 8 を駆動し、ずれが解消する方向に超音波振動子 2 1 を移動させる。

[0170] なお、ずれの補正は上記手法に限らず公知の手法を用いることが可能である。たとえば、ずれ量算出部 5 1 は、予め取得された基準画像データと、基準画像データとは異なるタイミングで取得された画像データとを比較し、3 次元方向におけるずれ量を算出する。ずれ量算出部 5 1 は、算出したずれ量を画像作成部 4 3 へ送信する。画像作成部 4 3 は、送信されたずれ量に基づいて、異なるタイミングで取得された画像データのずれを画像処理により補正する。制御部 4 4 は、補正された画像データに基づく画像を表示部 4 5 に表示させる。この場合、補正機構 2 8 が不要となる。

[0171] （変形例 5）

上記実施形態では超音波振動子 2 1 として一つの 2 D アレイを用いて超音波を送受信する構成について述べたが、カプセル型本体部 2 0 において超音波を送受信する構成はこれに限られない。

[0172] たとえば、図 2 0 に示すように、カプセル型本体部 2 0 内に 2 つの超音波振動子 2 1 を配置する構成が可能である。超音波の送信方向と受信方向に対して垂直方向では、画像の分解能が異なることが多い。更には、観察対象（心臓 H の弁等）の構造により、超音波の反射波には角度依存性がある。観察対象に超音波が垂直に当たれば反射波は強く、斜めに当たると反射波は弱く

なる。このため、2つの超音波振動子21を配置する構成として、同一の観察対象に対する2つの方向の画像データを作成すること、或いは、これらのエコー信号を合成することにより、より精度の高い画像データを作成する可能性がある。

[0173] 超音波振動子21それぞれは、角度変更機構27により、観察対象（心臓H）に対して超音波の送信方向が重なるよう傾けられている。すなわち、それぞれの超音波振動子21は、同一の観察対象について異なる方向からの反射波を受信することができる。それぞれの超音波振動子21は、それぞれの超音波の送受信が重ならないように制御する。更には、一方の超音波振動子21が送信した超音波の反射波を2つの超音波振動子21で受信することも可能である。これらの反射波に基づくエコー信号により、画像作成部43は、同一の観察対象に対する異なる方向の画像データを作成することができる。或いは、画像作成部43は、これらのエコー信号を合成することにより、より精度の高い画像データを作成することができる。なお、図20では、カプセル型本体部20と外部装置40との配線（信号線及び流体通路60）、及びカプセル型本体部20内の各構成に対するカプセル電源部24からの信号線を省略している。

[0174] また、超音波振動子21として、振動素子が一行に配列された1Dアレイを用いることも可能である。この場合、カプセル型本体部20内に移動機構を設ける（移動機構29a。図21A参照。移動機構29b。図22A参照）。移動機構は、1Dアレイを任意の方向に移動させる機構である。移動機構により、1Dアレイの超音波振動子21であっても、観察対象に対して2次元、或いは3次元に超音波を送受信することができる。なお、図21A及び図22Aでは、カプセル型本体部20と外部装置40との配線（信号線及び流体通路60）、及びカプセル型本体部20内の各構成に対するカプセル電源部24からの信号線を省略している。

[0175] 図21Bは、移動機構29aの具体的な構成の一例を示す。移動機構29aは、回転部290と固定部291とを有する。回転部290の上面には、

１Ｄアレイ（超音波振動子２１）が配置される。固定部２９１はカプセル型本体部２０内に固定され、回転部２９０を回転可能に保持している（図２１Ｂにおける矢印は、回転部２９０の回転方向を示す）。

[0176] カプセル制御部２３は、回転部２９０を所定の移動角度だけ回転して停止させ、超音波振動子２１に対して超音波の送受信を行うよう制御する。カプセル制御部２３は、この制御を連続して所定の回転範囲まで繰り返す。この場合、超音波振動子２１は、三角錐状の３次元領域で超音波の送受信を行うことができる（図２１Ａ参照）。なお、移動角度を小さくすると三角錐状の３次元領域に対し、高精細に超音波の送受信を行うことができる。超音波振動子２１により受信された反射波に基づくエコー信号は、スリッピング（図示なし）等により、固定部２９１を介してカプセル送受信部２２に送信される。

[0177] カプセル制御部２３は、回転部２９０の回転方向を任意に制御することが可能である。たとえば、カプセル制御部２３は、超音波振動子２１に対し、ある方向に１８０度回転した後、逆方向に１８０度回転する往復回転をさせることも可能である。この場合、回転部２９０で得られた反射波に基づくエコー信号は、信号線を用いて固定部２９１に伝送することが可能となる。

[0178] 図２２Ｂは、移動機構２９ｂの具体的な構成の一例を示す。移動機構２９ｂは、固定部２９１、スライド部２９２及びスライド部２９３を有する。

[0179] スライド部２９２は、一对の部材からなり、超音波振動子２１が配置される。スライド部２９２は、超音波振動子２１を所定方向（図２２Ｂの矢印Ａ方向）に移動させる機構である。スライド部２９３は、一对の部材からなり、スライド部２９２が配置される。スライド部２９３は、スライド部２９２を介して超音波振動子２１を所定方向（Ａ方向）に直交する方向（図２２Ｂの矢印Ｂ方向）に移動させる機構である。スライド部２９３は、固定部２９１上に固定される。スライド部２９２及びスライド部２９３としては、ステッピングモータを用いることができる。

[0180] カプセル制御部２３は、スライド部２９２及びスライド部２９３をそれぞれ

れ所定の移動量だけ駆動して停止させ、超音波振動子 2 1 に対して超音波の送受信を行うよう制御する。カプセル制御部 2 3 は、この制御を連続して所定の移動範囲まで繰り返す。この場合、超音波振動子 2 1 は、複数の 2 次元領域により構成される四角錐状の 3 次元領域で超音波の送受信を行うことができる（図 2 2 A 参照）。なお、それぞれの移動量を小さくすると四角錐状の 3 次元領域に対し、高精細に超音波の送受信を行うことができる。図 2 2 A において、超音波振動子 2 1 から延出した実線で示す領域は、超音波振動子 2 1 がある位置に配置された状態で超音波の送受信を行う 2 次元領域（一の 2 次元領域）を示している。カプセル制御部 2 3 がスライド部 2 9 2 及びスライド部 2 9 3 を駆動させることにより、超音波振動子 2 1 は、図 2 2 A における一点鎖線で示す領域全体に対して超音波を送受信することができる。

[0181] なお、超音波振動子 2 1 を一方向のみに移動させる場合には、スライド部 2 9 2 及びスライド部 2 9 3 のいずれか一つが設けられていればよい。また、スライド部 2 9 2 及びスライド部 2 9 3 を円弧状に形成することにより、超音波振動子 2 1 の移動範囲を広くすることができる。超音波振動子 2 1 が広い範囲で移動することにより、超音波の送受信範囲を広範囲とすることができる。また、スライド部 2 9 2 及びスライド部 2 9 3 は、ステッピングモータに限られない。たとえば、スライド部 2 9 2 及びスライド部 2 9 3 を、流体調整部 4 9 からの流体の注入・吸引により超音波振動子 2 1 を移動させる機構として構成することも可能である。

[0182] （変形例 6）

超音波診断装置 1（超音波医療装置）の全体構成は、上記例に限られない。

[0183] たとえば、図 2 3 に示すように、カプセル型本体部 2 0 内に、超音波振動子 2 1、カプセル送受信部 2 2、固定機構 2 5 のみ配置する構成も可能である。この場合、外部装置 4 0 の制御部 4 4 は、送受信部 4 1 を介し、超音波振動子 2 1 の駆動等、カプセル型本体部 2 0 内の各構成に対する制御を行う

。また、電源部４７は、信号線ＳＬ２を介し、カプセル型本体部２０内の各構成を駆動する電力を伝送する。このような構成を採用することにより、カプセル制御部２３、カプセル電源部２４の構成が不要となる。従って、カプセル型本体部２０の小型化を図ることが可能となる。

[0184] なお、カプセル型本体部２０の電力源として、カプセル型本体部２０内に電池等を設けることも可能である。この場合、外部装置４０からカプセル型本体部２０に対して電力を供給する必要がないため、信号線ＳＬ２が不要となる。よって、ケーブル部３０を細径化することが可能となる。

[0185] 或いは、図２４に示すように、外部装置４０とカプセル型本体部２０との間の信号の送受信や電力供給を無線化することも可能である。各種信号の送受信は、公知の無線通信・無線給電の手法を用いることが可能である。この場合、信号線ＳＬ１、信号線ＳＬ２が不要となる。更に、図２４に示す超音波診断装置１は、カプセル型本体部２０内にカプセル流体調整部２９を設ける。カプセル流体調整部２９は、カプセル制御部２３の制御に基づいて固定機構２５に対して流体の注入・吸引を行う。流体は、たとえば、カプセル型本体部２０の周囲から供給される。更には、固定機構２５から吸引した流体は、カプセル型本体部２０の周囲へ放出することができる。この場合、流体通路６０も不要となるため、ケーブル部３０自体が不要となる。従って、たとえば、意識のある被検体Ｐに対してカプセル型本体部２０を留置する場合であっても、口腔からケーブル部３０が延出することがない。よって、超音波診断装置１を使用する際に被検体Ｐが感じる不快感を低減することが可能となる。

[0186] （変形例７）

カプセル型本体部２０及びシース１０の被検体Ｐの内腔への挿入方法としては、以下の例もある。図２５は本変形例に係る超音波診断装置１の動作を示すフローチャートである。なお、図２５では、第１実施形態の構成を元に説明を行う。

[0187] まず、扁平形状に折りたたまれたシース１０内（太径部１０ｂ内）に予め

カプセル型本体部 20 を格納する (S 40)。

[0188] 次に、術者は、カプセル型本体部 20 が格納されたシース 10 を被検体 P の内腔に挿入する (S 41)。

[0189] 制御部 44 は、液体調整部 48 を動作させ、シース 10 内に液体を注入する (S 42)。

[0190] 術者は、ケーブル部 30 を押してカプセル型本体部 20 を所望の位置まで移動させる (S 43)。

[0191] 制御部 44 は、流体調整部 49 を動作させ、膨張部 25 a に流体を注入する (S 44)。

[0192] 流体が注入された膨張部 25 a は、膨張してシース 10 の太径部 10 b の内壁と当接することで、シース 10 の太径部 10 b 内における所望の位置にカプセル型本体部 20 を固定配置する (S 45)。

[0193] その後、カプセル型本体部 20 により超音波による観察が実行される (S 46)。

[0194] 観察が終了した後、術者は、シース 10 及びカプセル型本体部 20 を被検体 P から抜去する (S 47)。

[0195] このように、予めシース 10 内にカプセル型本体部 20 を格納しておくことで、手技に慣れていない術者であっても簡易に手技を行うことができる。

[0196] <実施形態に共通の効果>

以上述べた少なくともひとつの実施形態の超音波医療装置によれば、カプセル型本体部またはシースの少なくとも一方に設けられた固定機構により、シース内における所望の位置にカプセル型本体部を固定配置することができる。従って、カプセル型本体部を被検体内の所望の位置で観察対象に対して留置することが可能となる。

[0197] 本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる

。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

符号の説明

- [0198] 1 超音波診断装置
- 1 0 シース
- 2 0 カプセル型本体部
- 2 1 超音波振動子
- 2 2 カプセル送受信部
- 2 3 カプセル制御部
- 2 4 カプセル電源部
- 2 5 固定機構
- 2 5 a 膨張部
- 3 0 ケーブル部
- 4 0 外部装置
- 4 1 送受信部
- 4 2 受信データ処理部
- 4 3 画像作成部
- 4 4 制御部
- 4 5 表示部
- 4 6 操作部
- 4 7 電源部
- 4 8 液体調整部
- 4 9 流体調整部
- 6 0 流体通路
- E 食道
- H 心臓
- M マウスピース
- m マーカ

P 被検体

S L 1、S L 2 信号線

請求の範囲

- [請求項1] 被検体の内腔に挿入され、内部に液体が充填された状態で外周面が前記被検体の内腔の内壁面と接するシースと、
前記シース内に挿入され、前記被検体に対して超音波を送受信する超音波振動子を格納するカプセル型本体部と、
前記カプセル型本体部または前記シースの少なくとも一方に設けられ、前記シース内における所望の位置に前記カプセル型本体部を固定配置する固定機構と、
を有することを特徴とする超音波医療装置。
- [請求項2] 前記固定機構は、前記超音波振動子による超音波の送受信方向の外側の位置に設けられていることを特徴とする請求項1記載の超音波医療装置。
- [請求項3] 前記固定機構は、
前記カプセル型本体部に設けられ、外部から流体が供給されることにより膨張する膨張部を有し、
膨張した前記膨張部が前記シースの内壁と当接することで、前記シース内における所望の位置に前記カプセル型本体部を固定配置する機構であることを特徴とする請求項1または2記載の超音波医療装置。
- [請求項4] 前記膨張部は、前記カプセル型本体部の先端及び／又は後端に複数配置され、複数の膨張部それぞれの先端部が前記シースの内壁に当接することを特徴とする請求項3記載の超音波医療装置。
- [請求項5] 前記固定機構は、
前記カプセル型本体部の外周に配置され、前記カプセル型本体部の径方向に移動可能な係止部と、
前記係止部と前記カプセル型本体部との間に配置され、外部から流体が供給されることにより膨張する膨張部と、
を有し、
膨張した前記膨張部が前記係止部を移動させ、前記係止部が前記シ

ースの内壁と当接することで、前記シース内における所望の位置に前記カプセル型本体部を固定配置する機構であることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波医療装置。

[請求項6]

前記固定機構は、

前記シースに設けられ、外部から液体が供給されることにより膨張する膨張部を有し、

前記膨張部が膨張し、前記膨張部の内壁と前記カプセル型本体部の外壁が当接することで、前記シース内における所望の位置に前記カプセル型本体部を固定配置する機構であることを特徴とする請求項 1 記載の超音波医療装置。

[請求項7]

一端が前記カプセル型本体部に連結され、可撓性を有するケーブル部を有し、

前記ケーブル部内に、前記カプセル型本体部と外部装置との間で信号を送受信するための信号線及び外部装置から前記膨張部に流体を供給するための流体通路を配置することを特徴とする請求項 3～6 のいずれか一つに記載の超音波医療装置。

[請求項8]

前記ケーブル部の少なくとも一部は、捻じりが加えられることにより可撓性が低下する構造を有することを特徴とする請求項 7 記載の超音波医療装置。

[請求項9]

前記シースは、内部に液体が充填されていない状態において扁平形状であることを特徴とする請求項 1～8 のいずれか一つに記載の超音波医療装置。

[請求項10]

前記シースは、

外周面の少なくとも一部に形成された微細孔と、

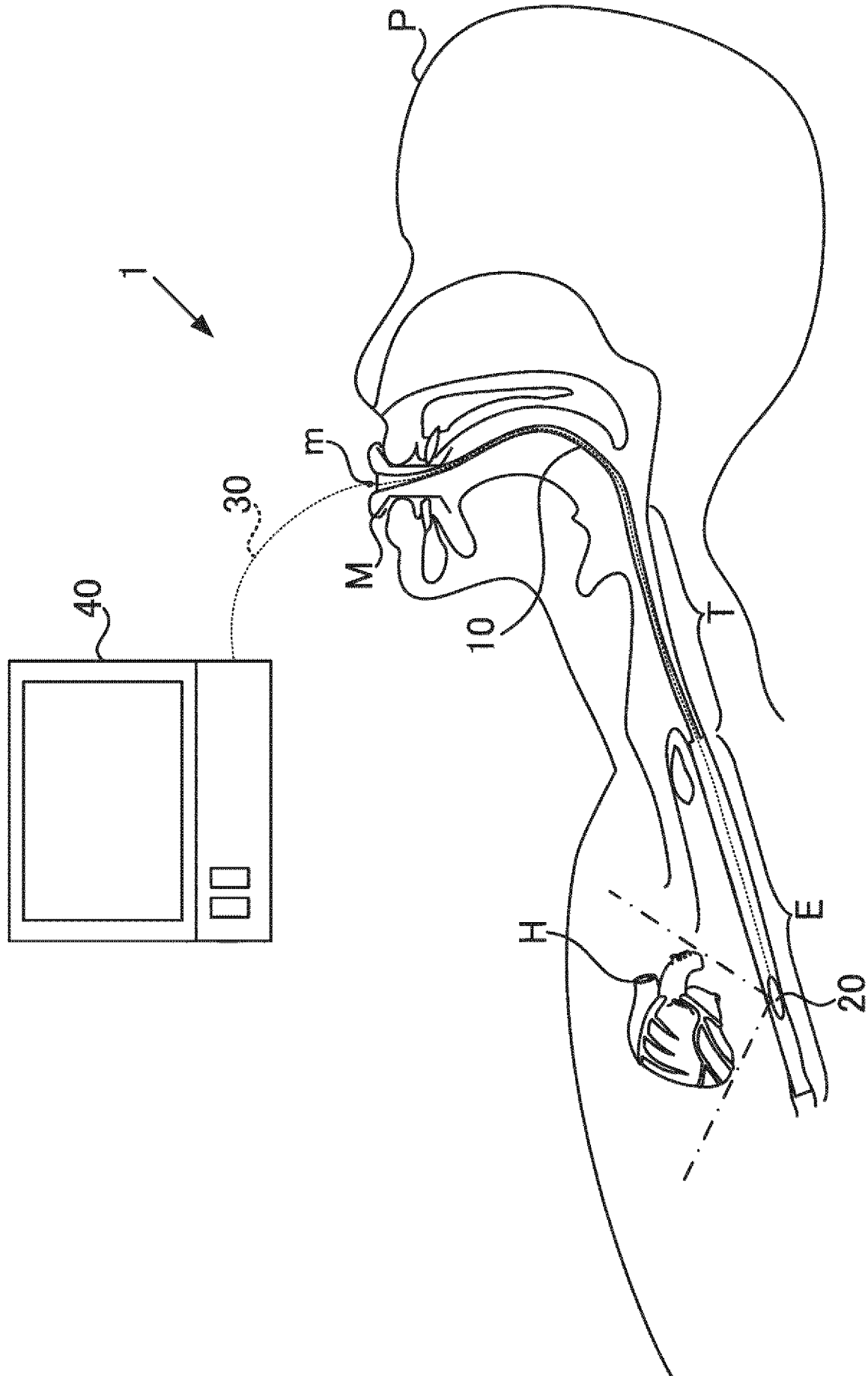
前記微細孔を覆う位置に設けられ、前記微細孔から流出する前記液体を吸収することで膨張し、前記被検体の内壁面と当接する吸収部材と、

を有することを特徴とする請求項 1～9 のいずれか一つに記載の超

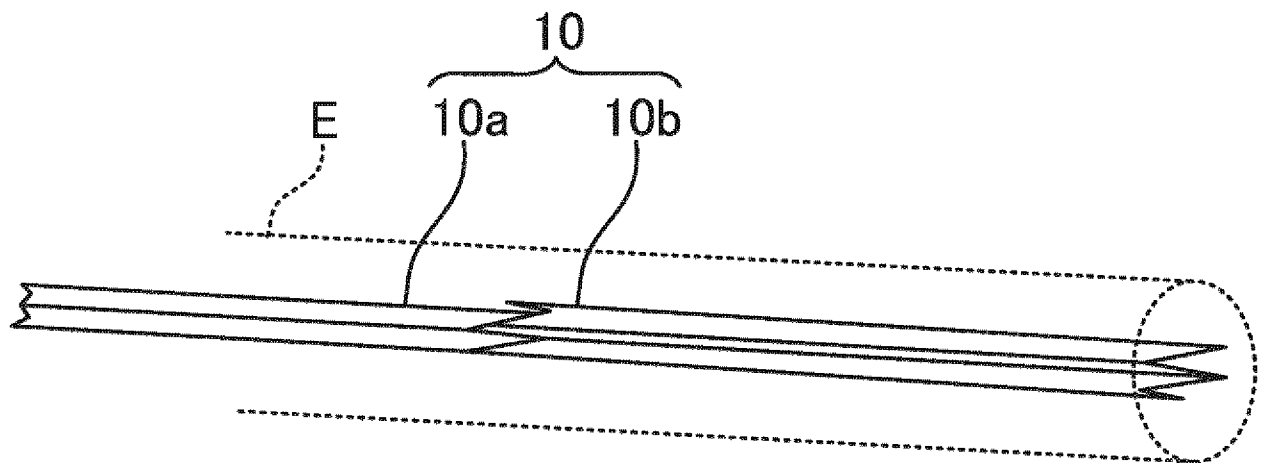
音波医療装置。

- [請求項11] 被検体の内腔に挿入され、内部に液体が充填された状態で外周面が前記被検体の内腔の内壁面と接するシースと、
- 前記シース内に挿入され、前記被検体に対して超音波を送受信する超音波振動子を格納するカプセル型本体部と、
- 前記カプセル型本体部または前記シースの少なくとも一方に設けられ、前記シース内における所望の位置に前記カプセル型本体部を固定配置する固定機構と、
- 前記超音波振動子により受信された反射波に基づく信号を処理し、画像データを作成する画像作成部と、
- 前記画像作成部により作成された画像データに基づく画像を表示部に表示させる制御部と、
- を有することを特徴とする超音波診断装置。

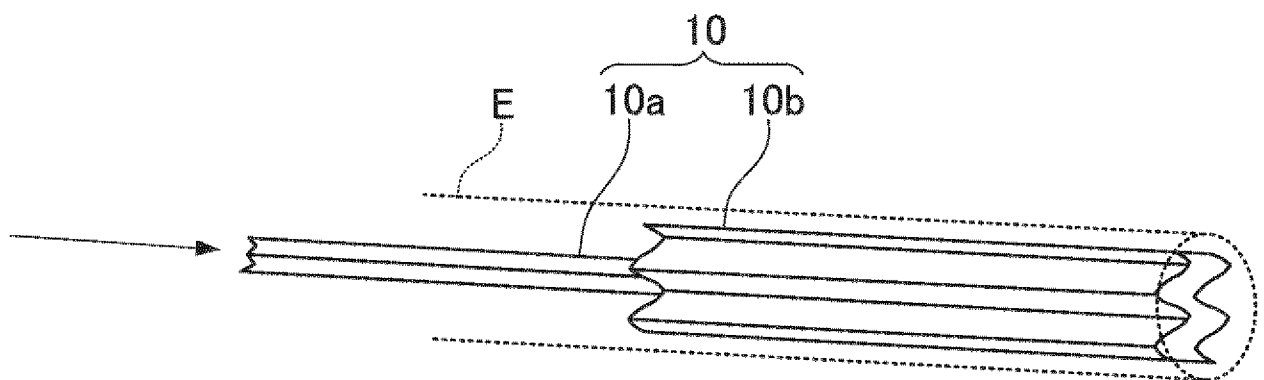
[図1]



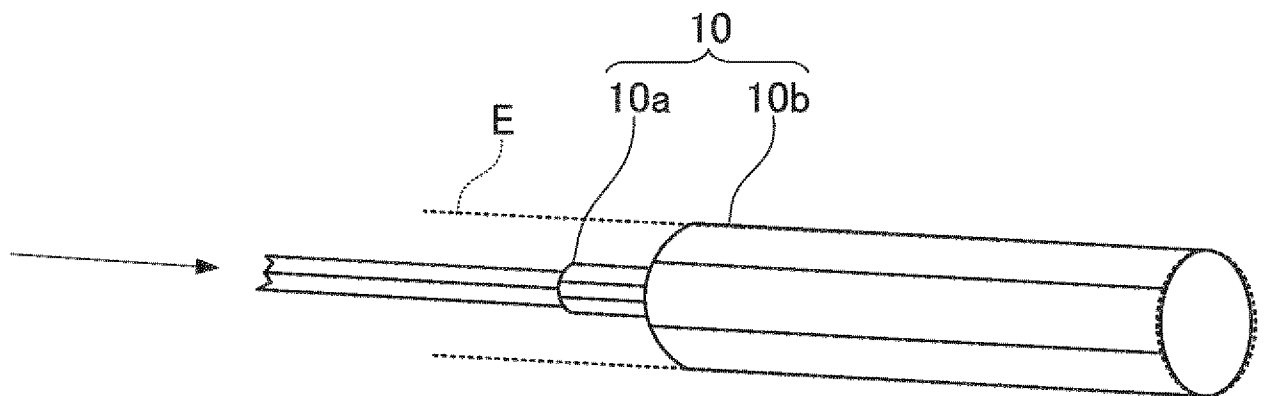
[図2A]



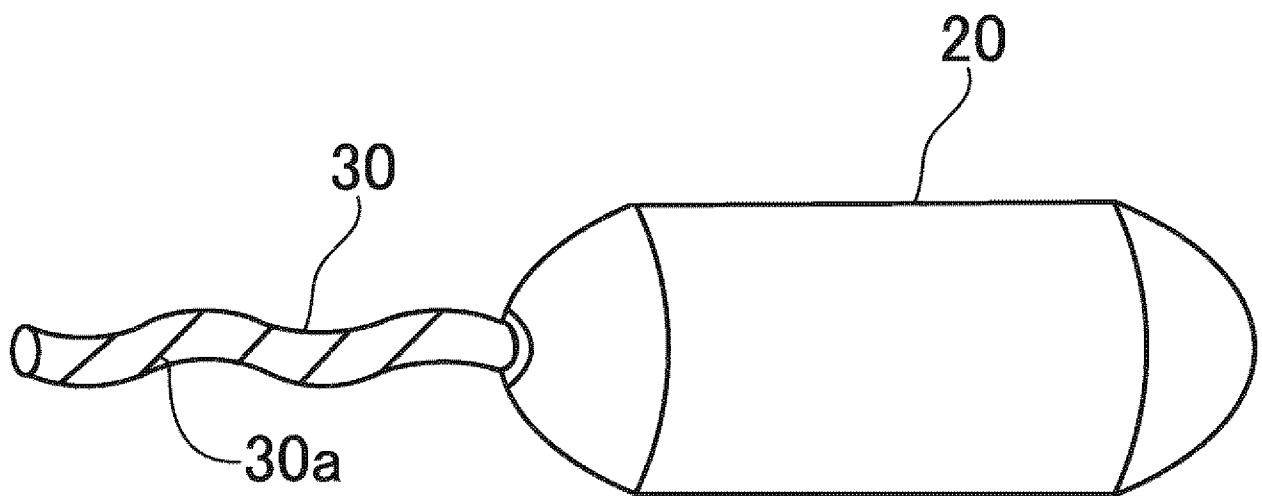
[図2B]



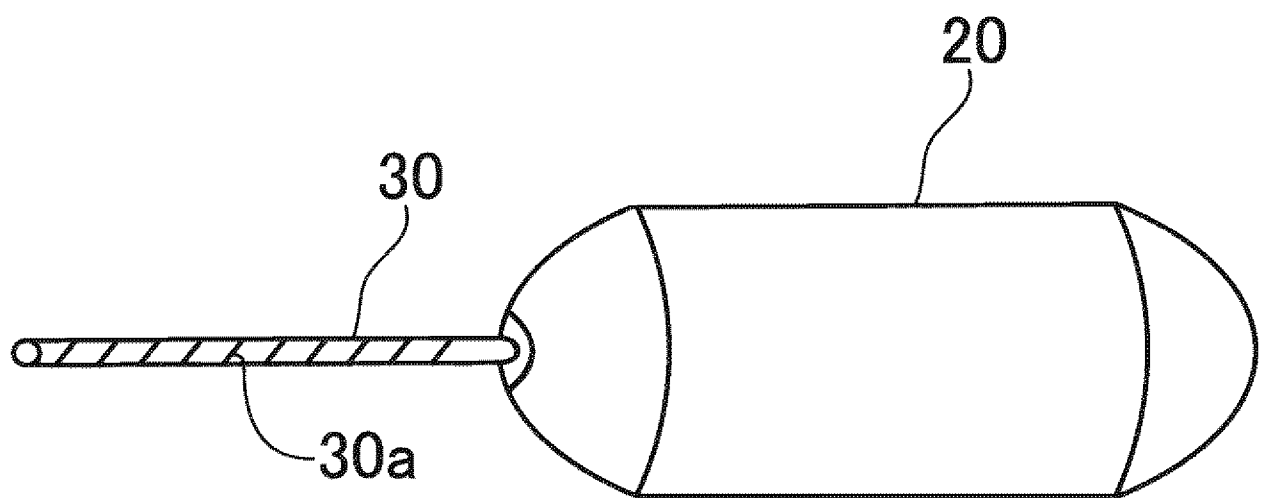
[図2C]



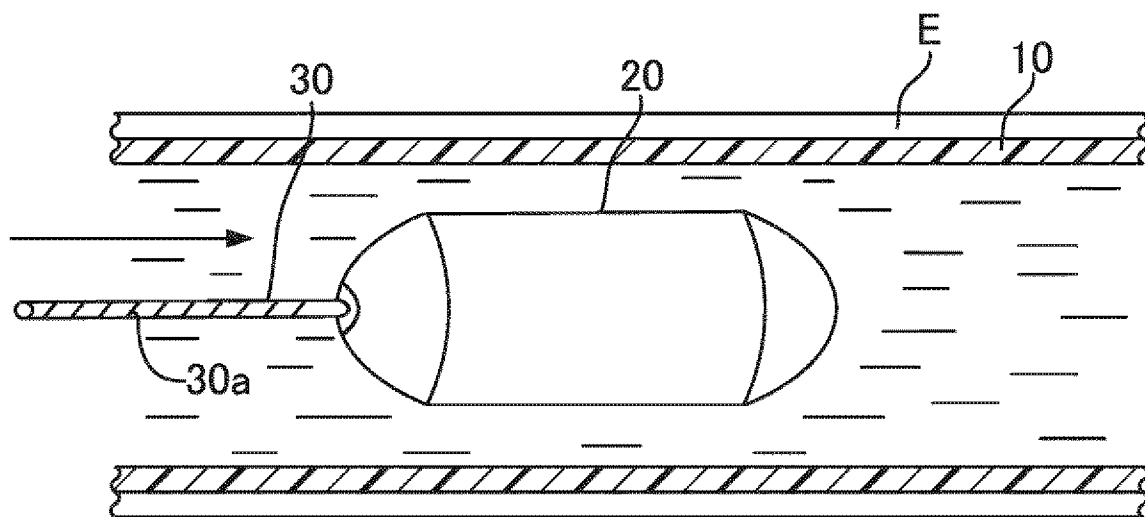
[図3A]



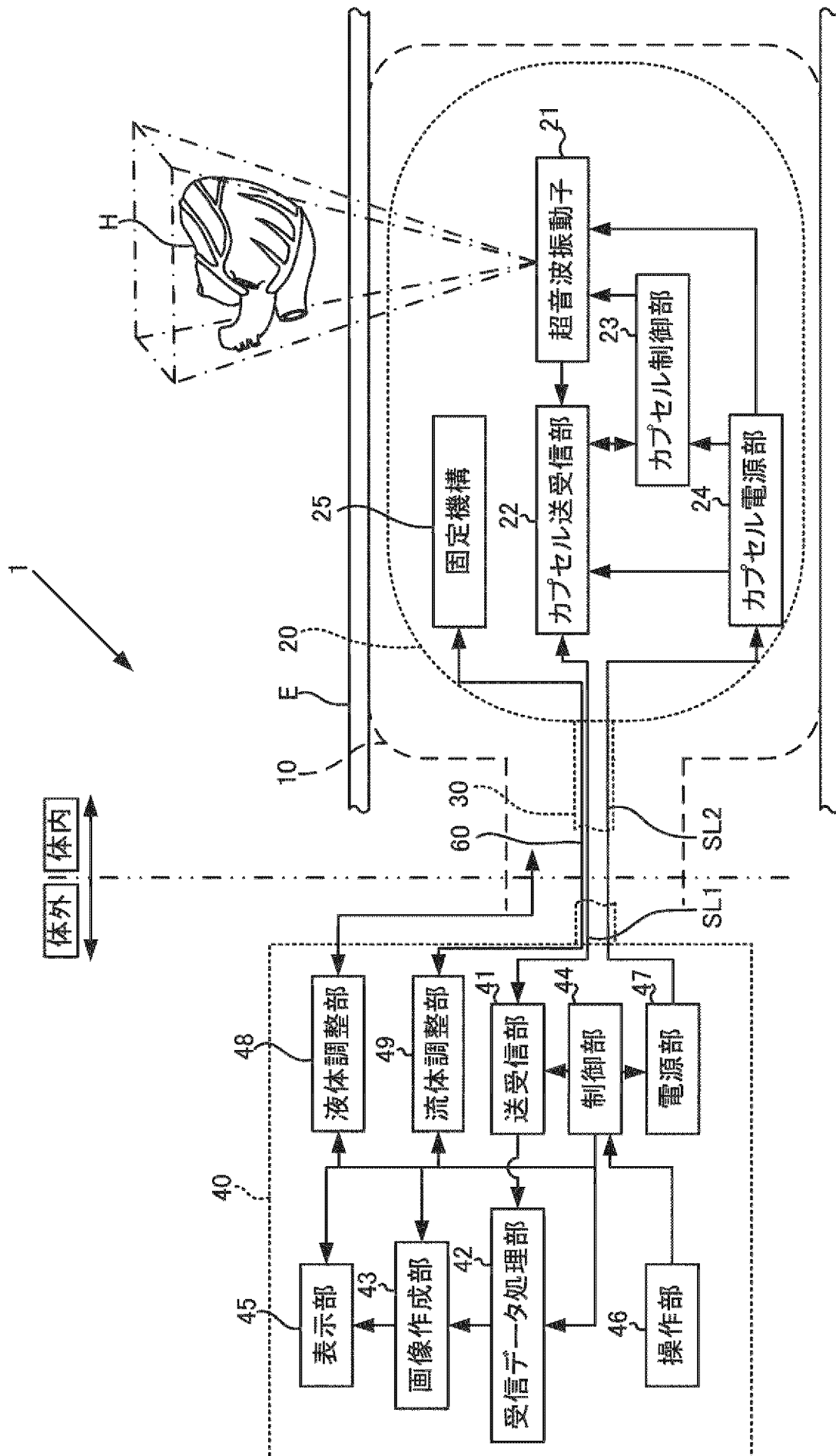
[図3B]



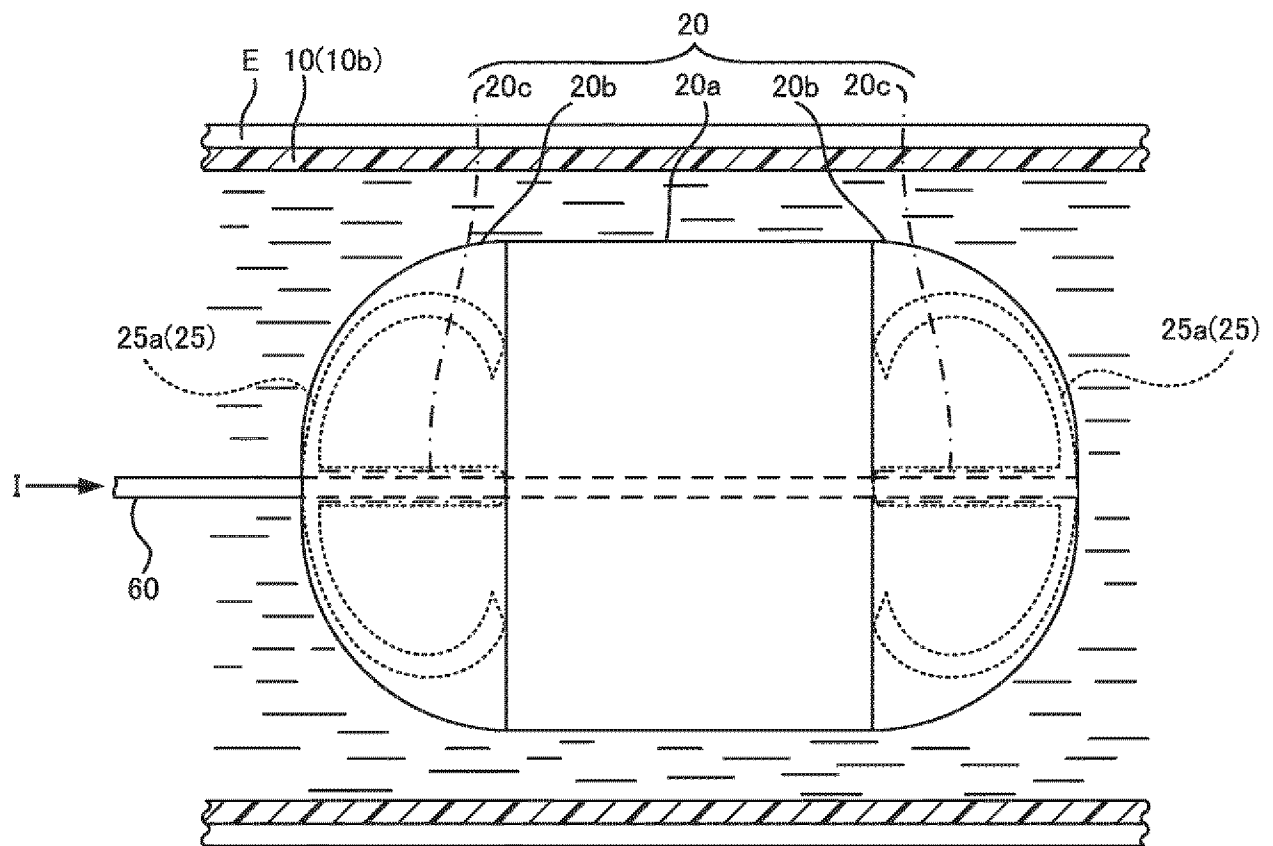
[図3C]



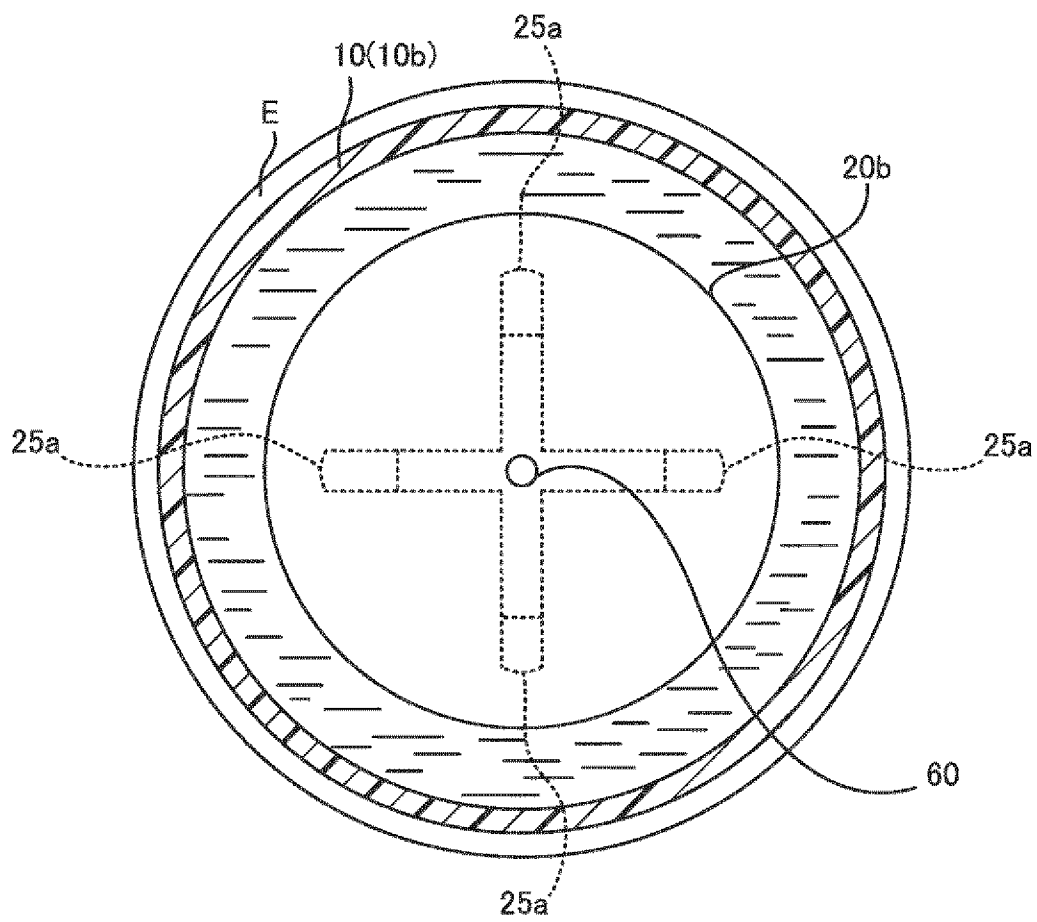
[図4]



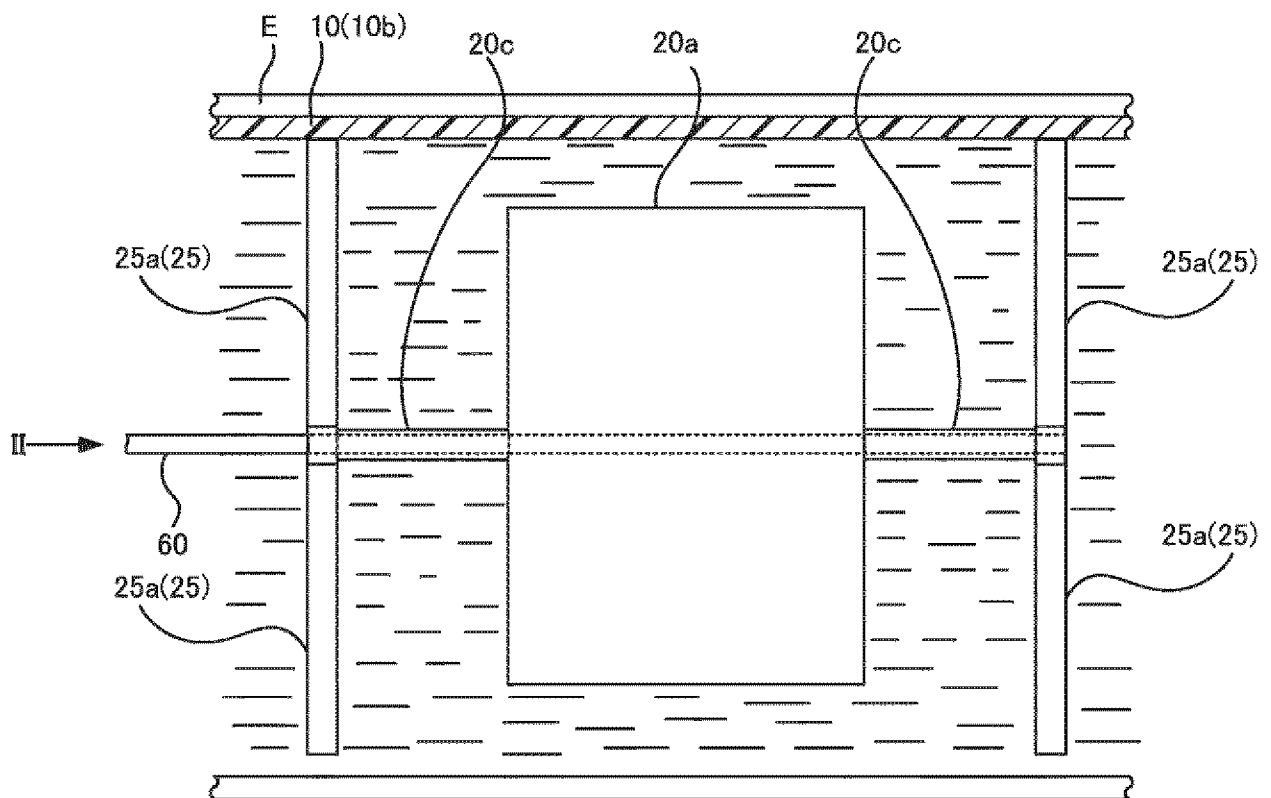
[図5A]



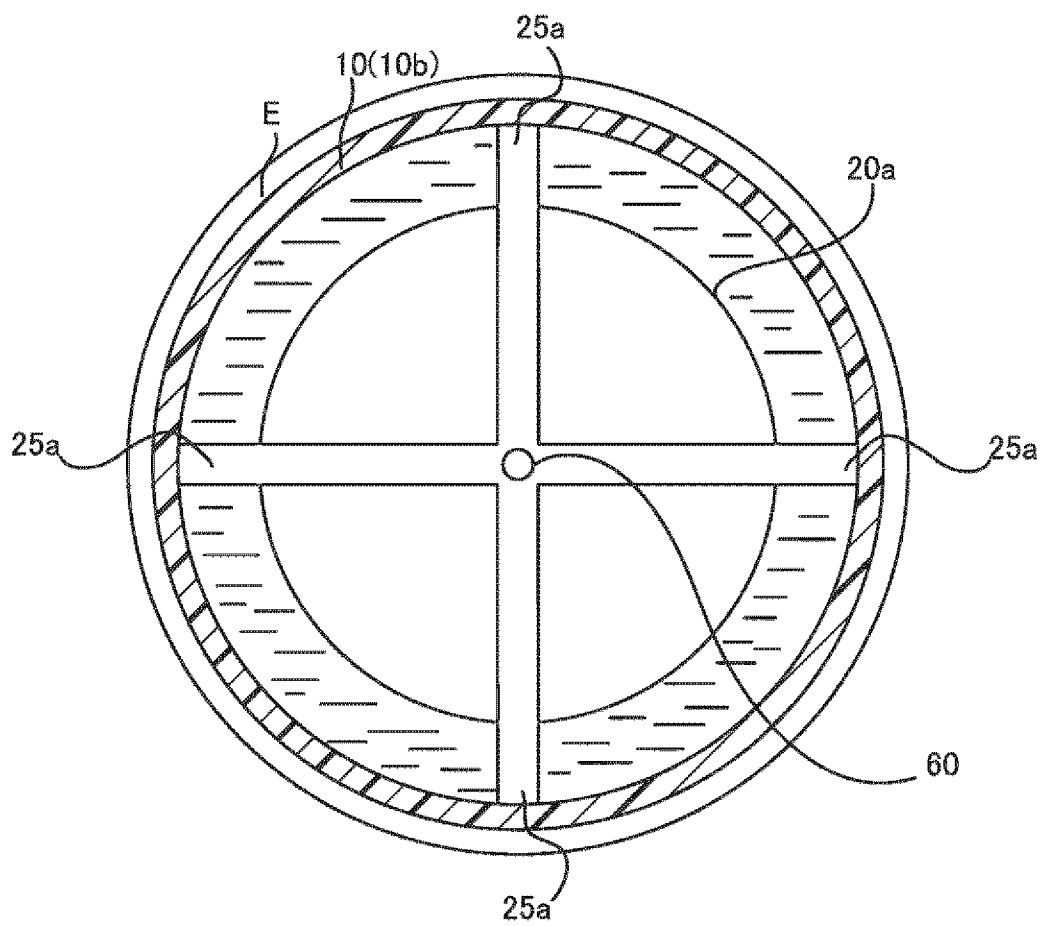
[図5B]



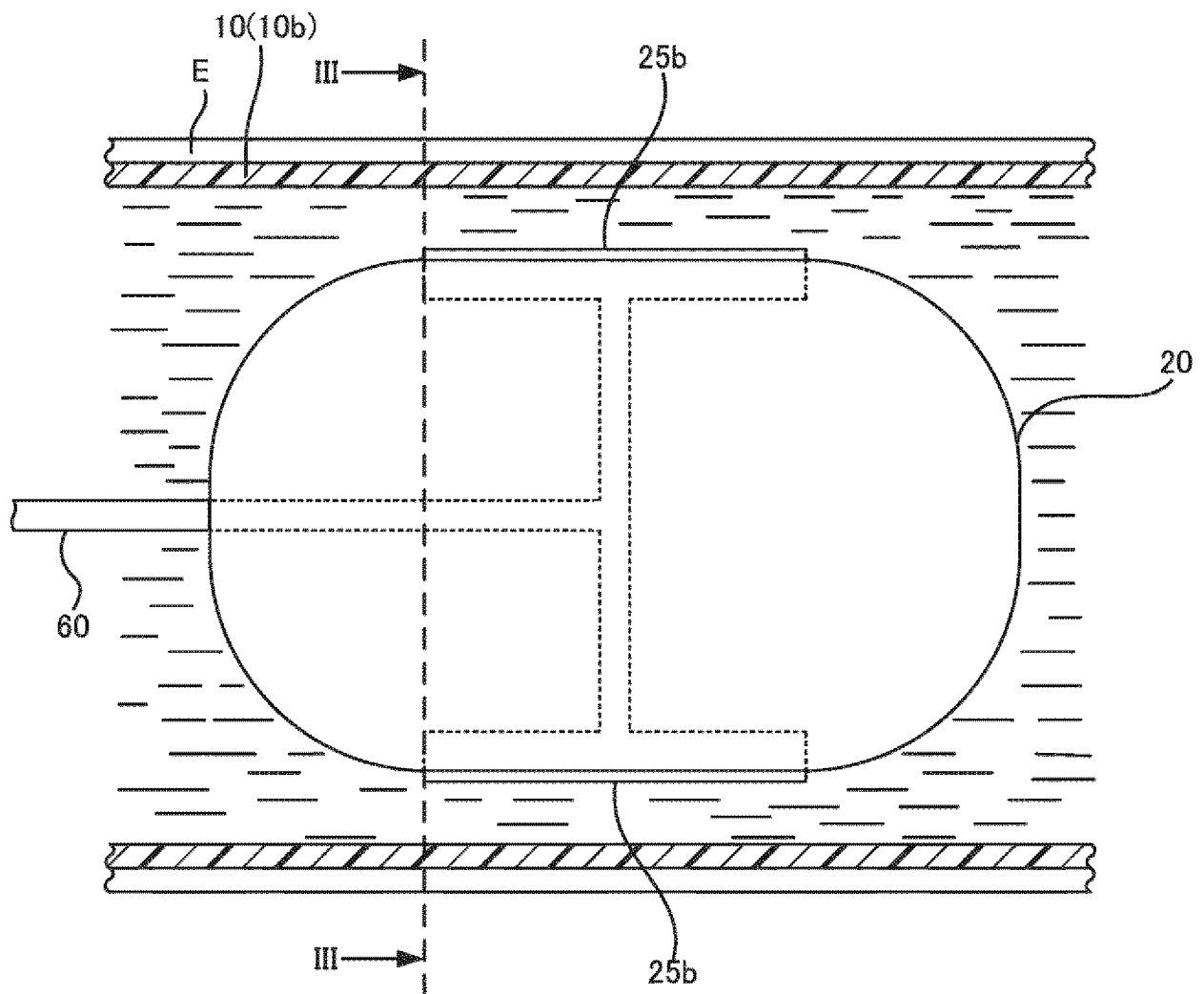
[図5C]



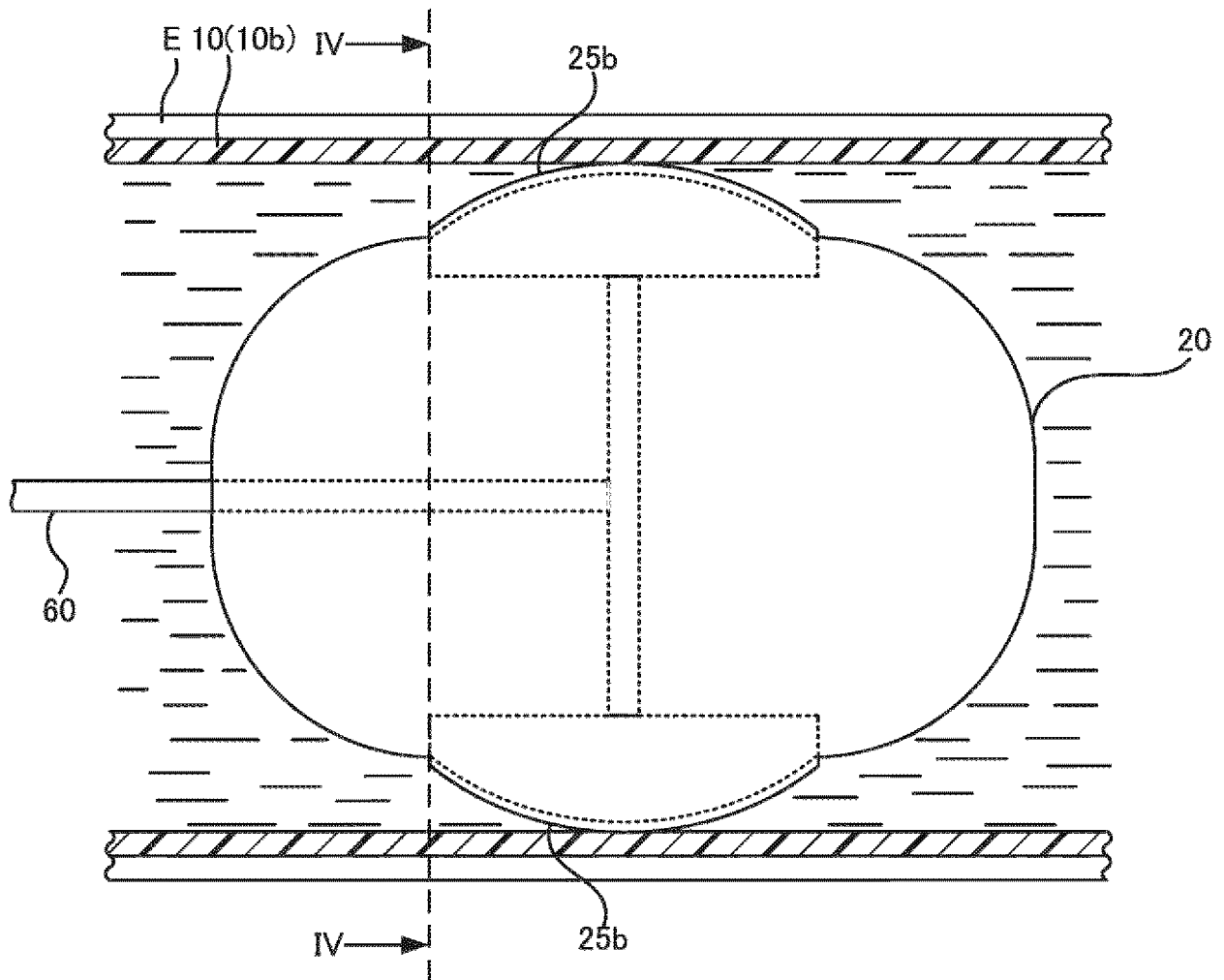
[図5D]



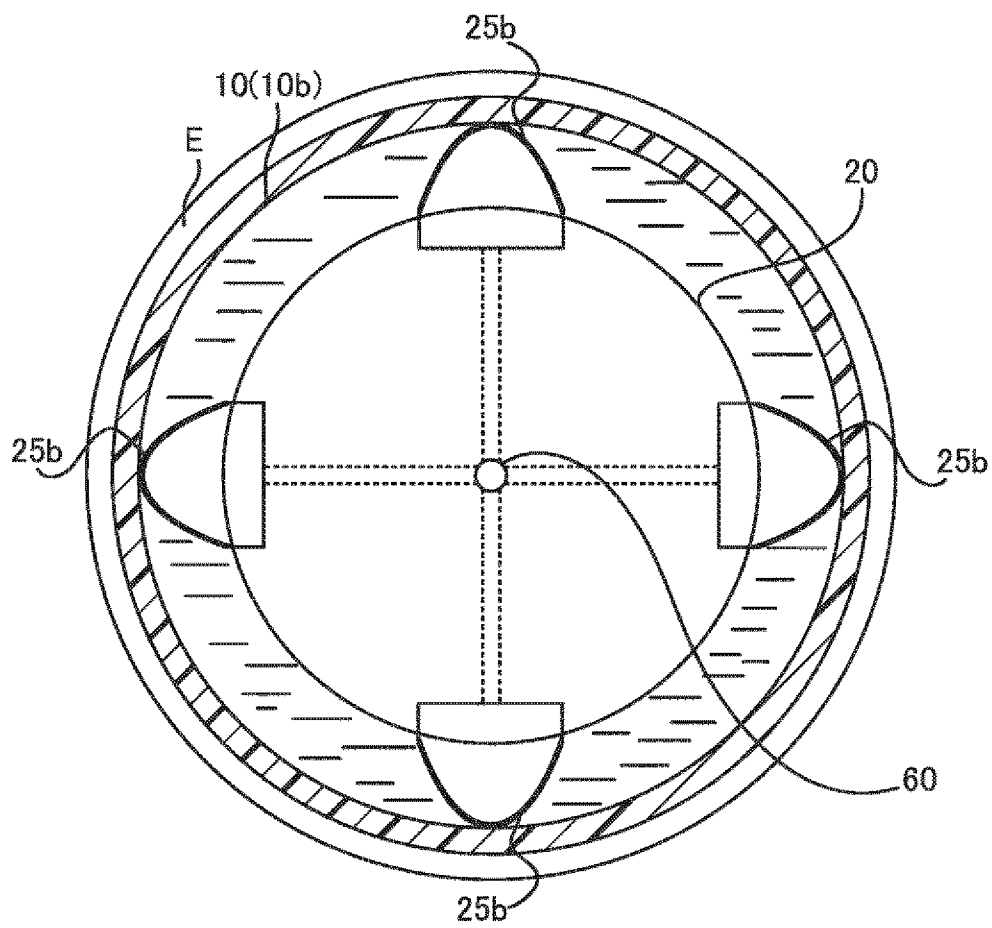
[図6A]



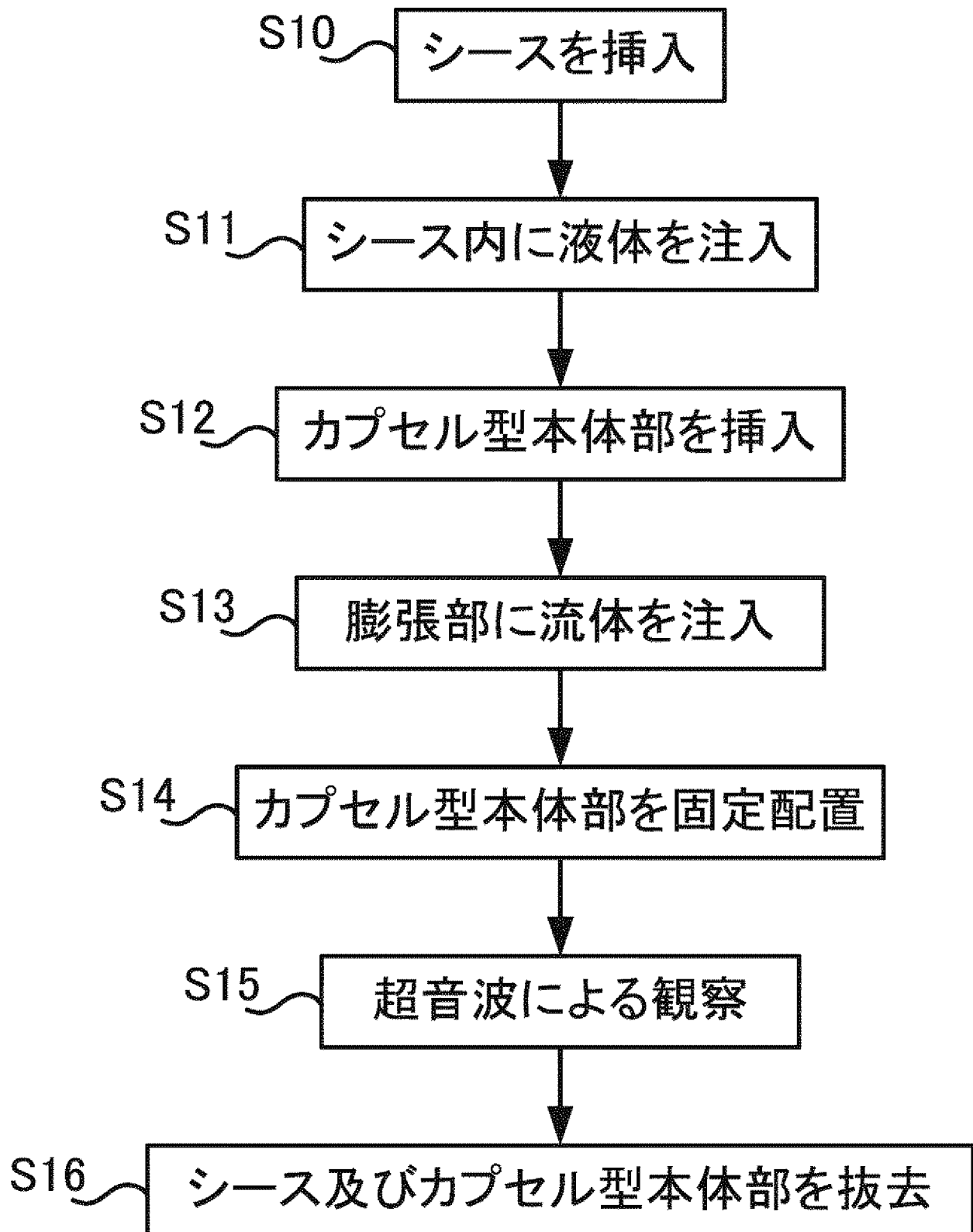
[図6C]



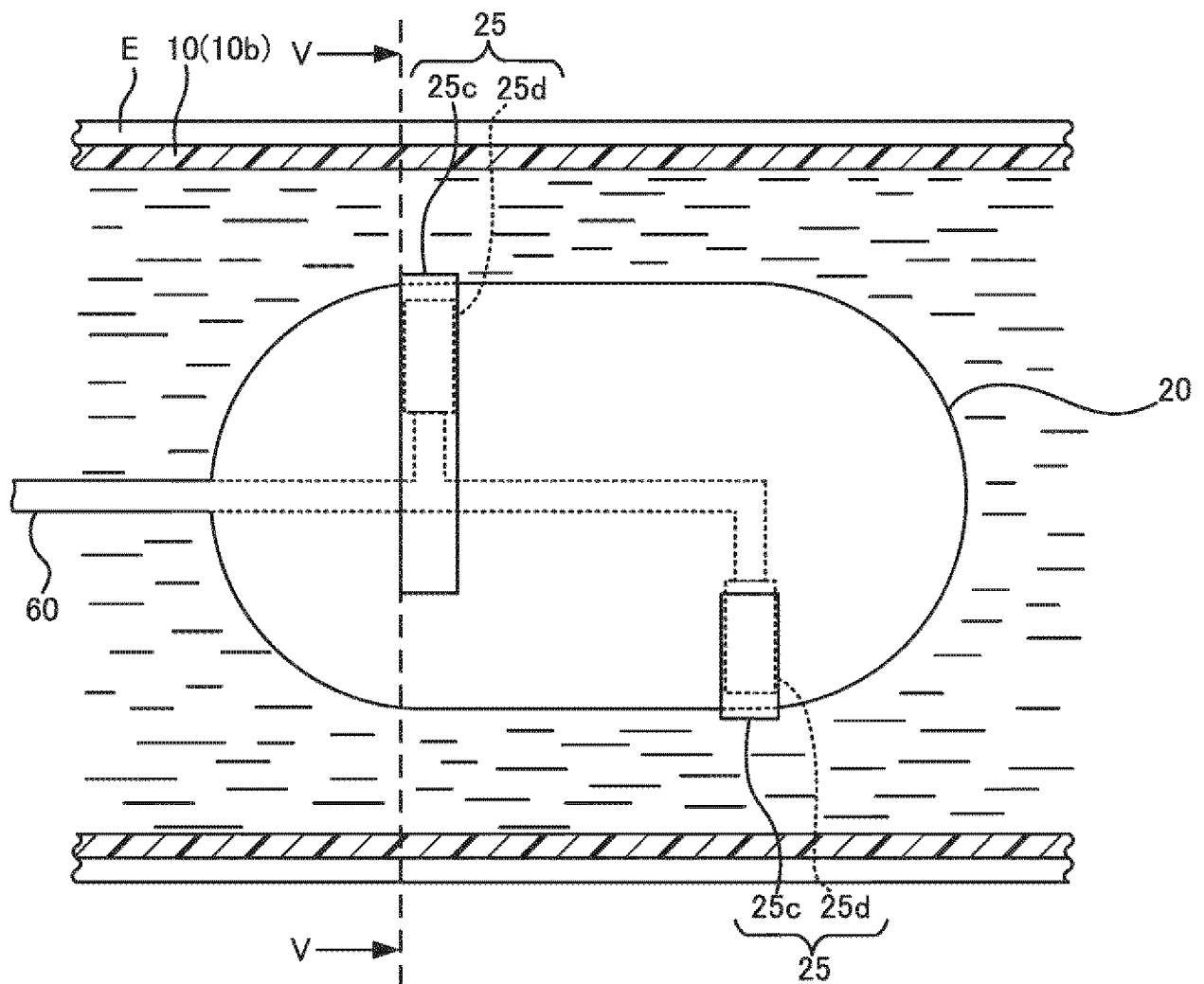
[図6D]



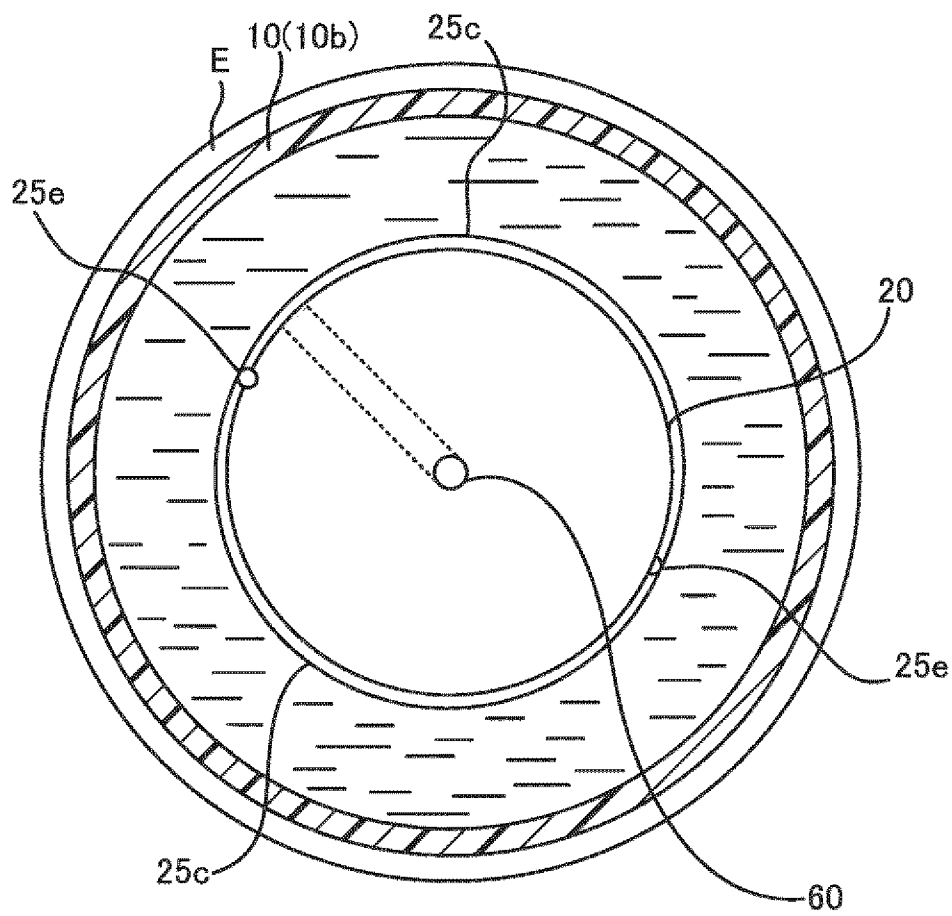
[図7]



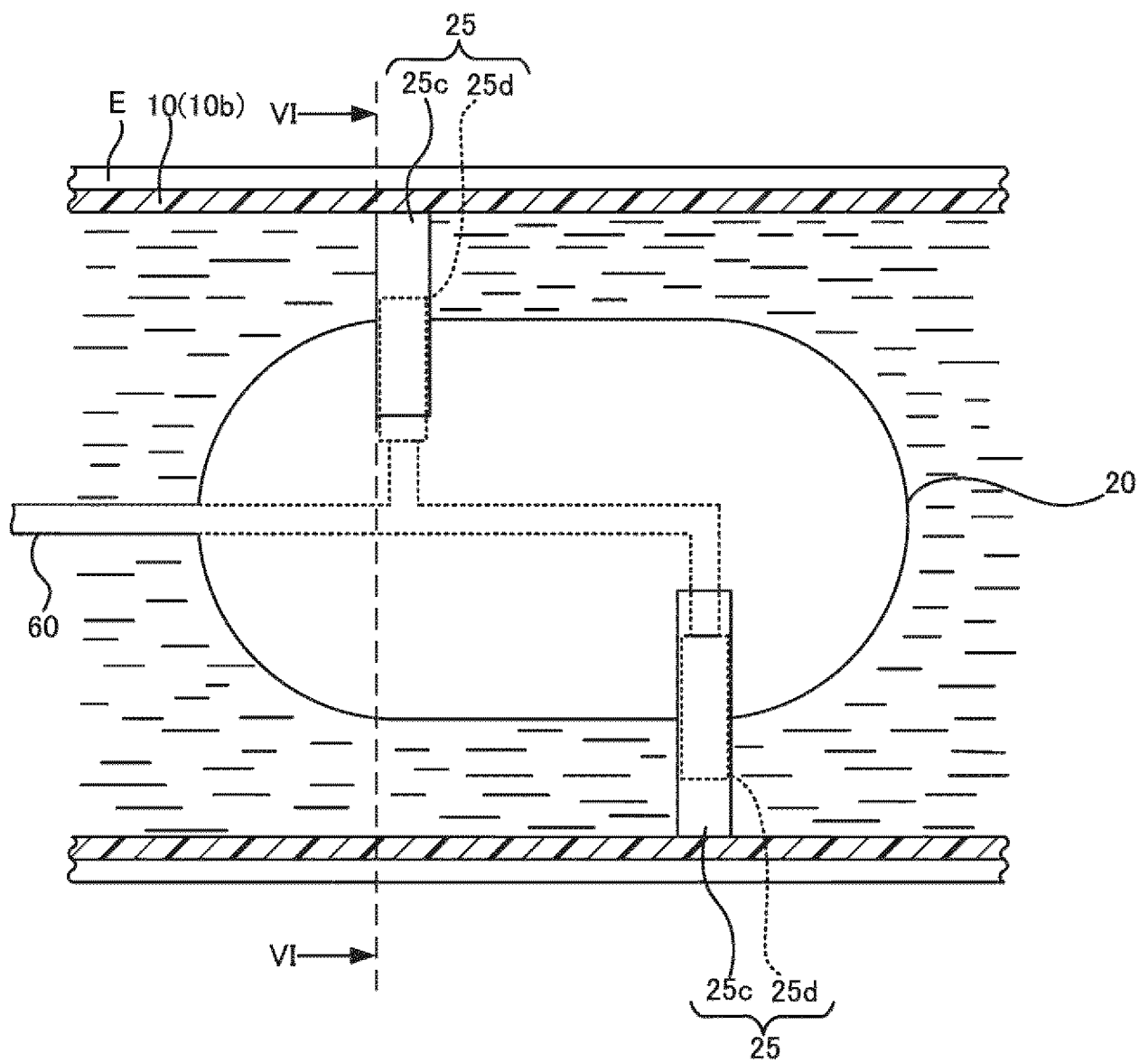
[図8A]



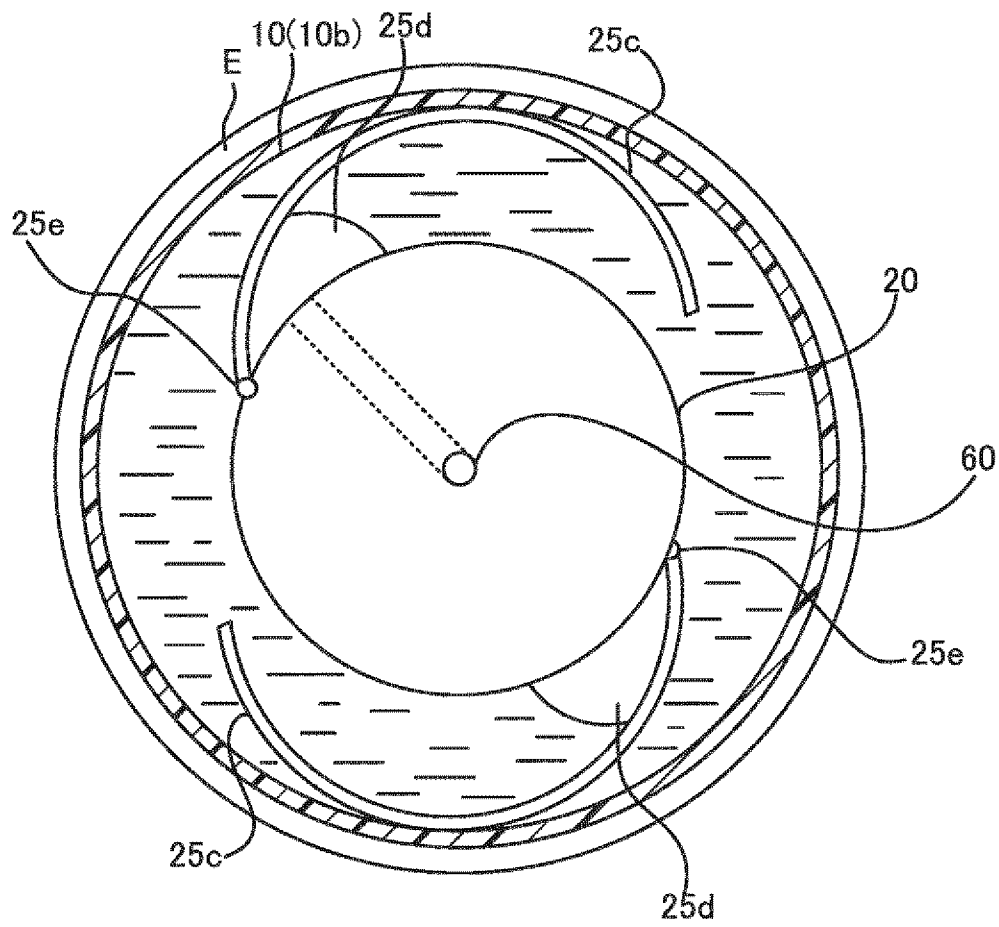
[図8B]



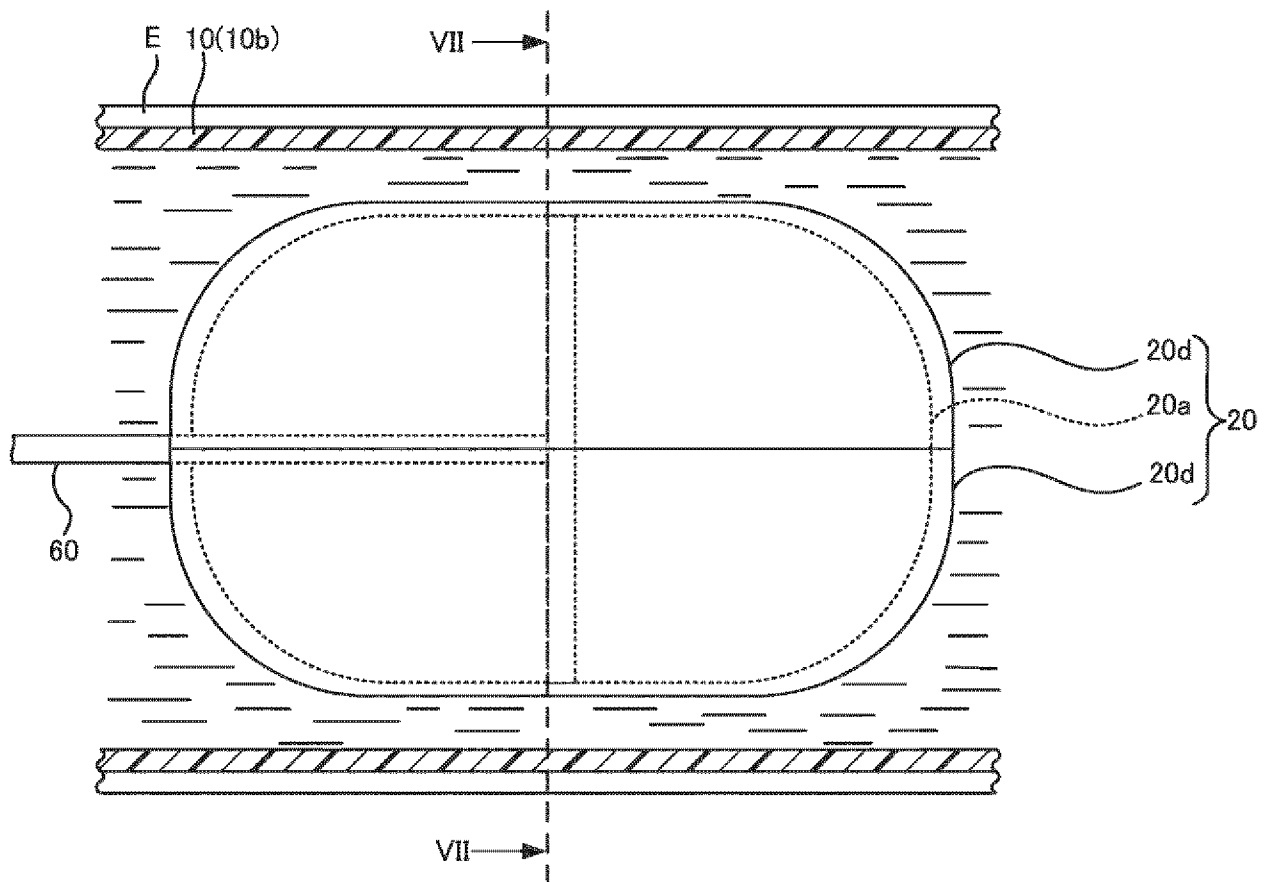
[図8C]



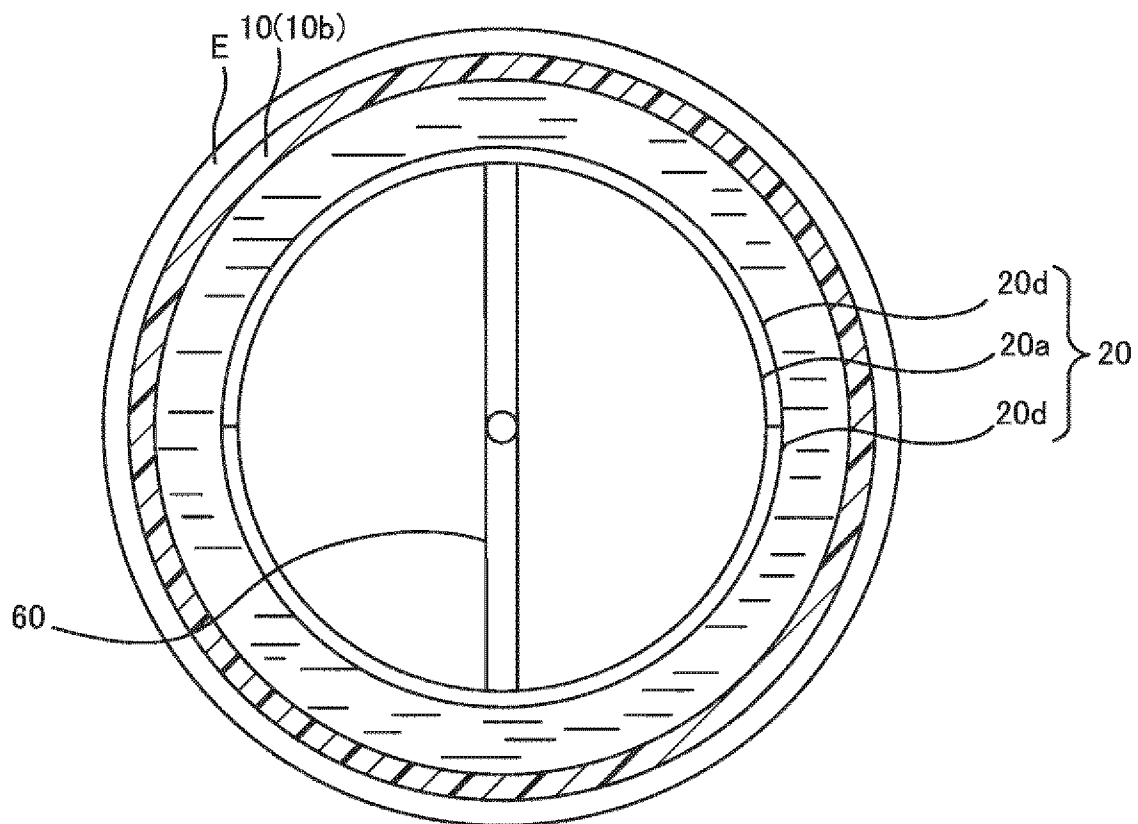
[図8D]



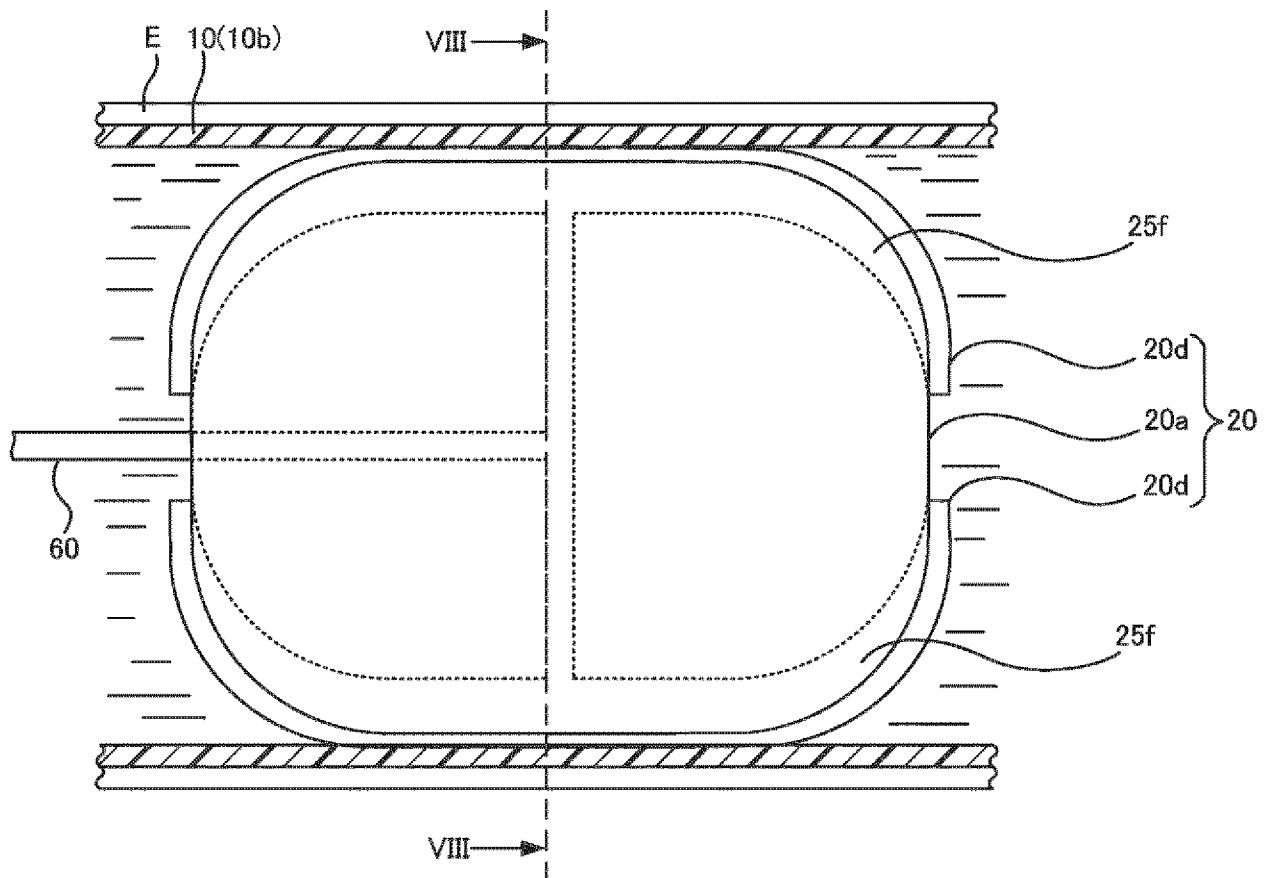
[図9A]



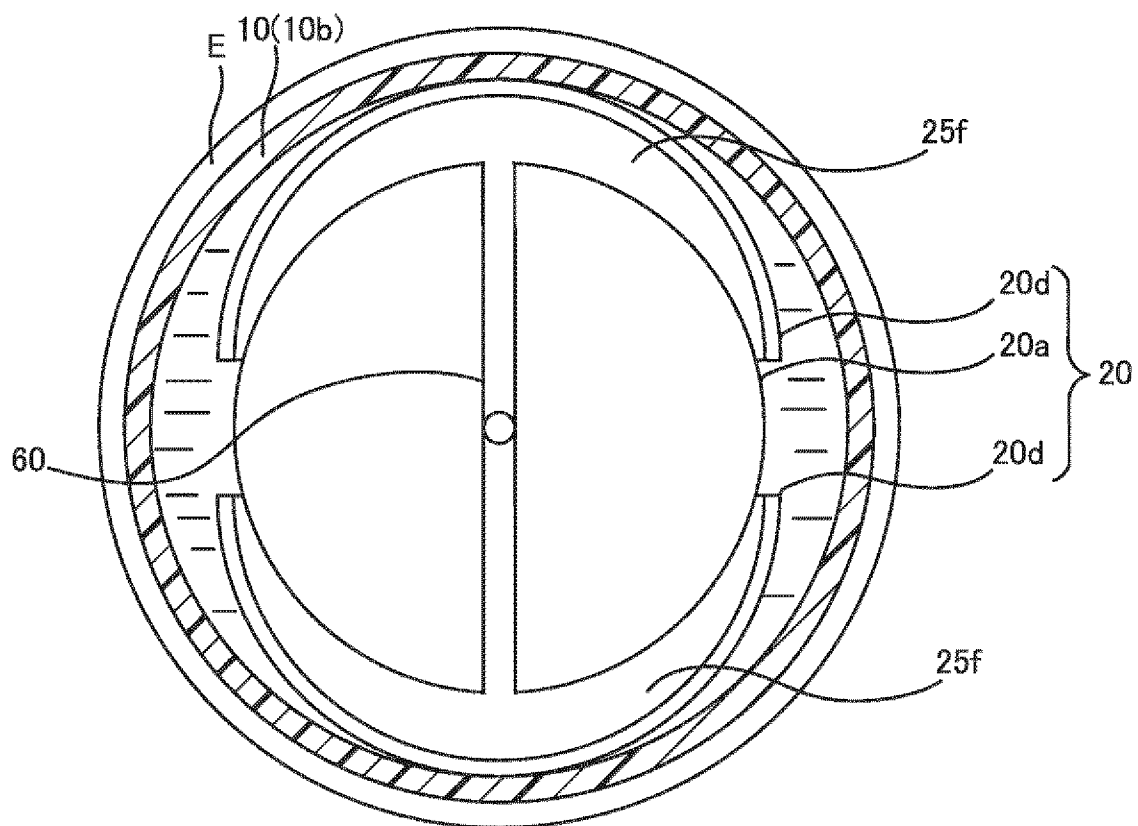
[図9B]



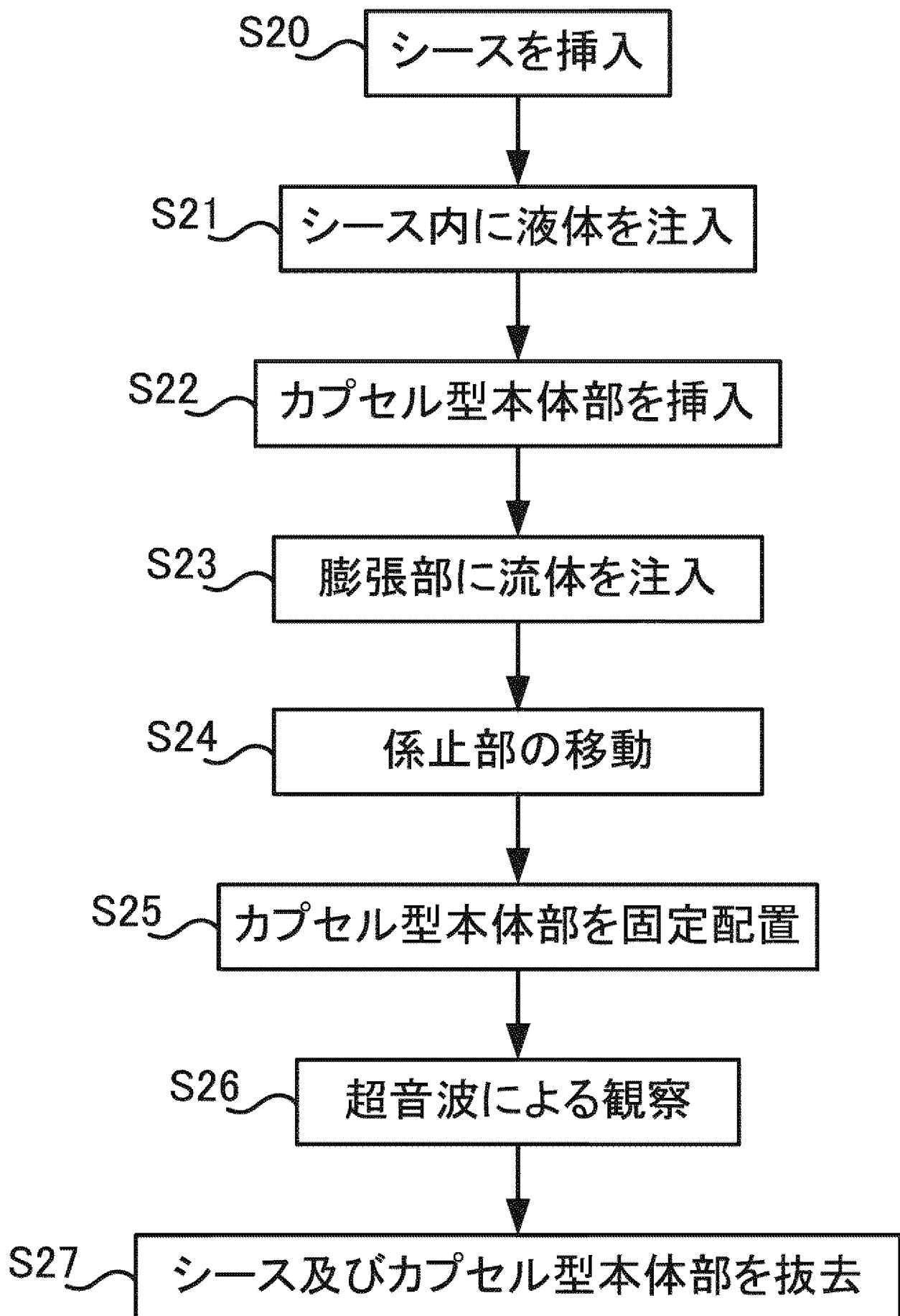
[図9C]



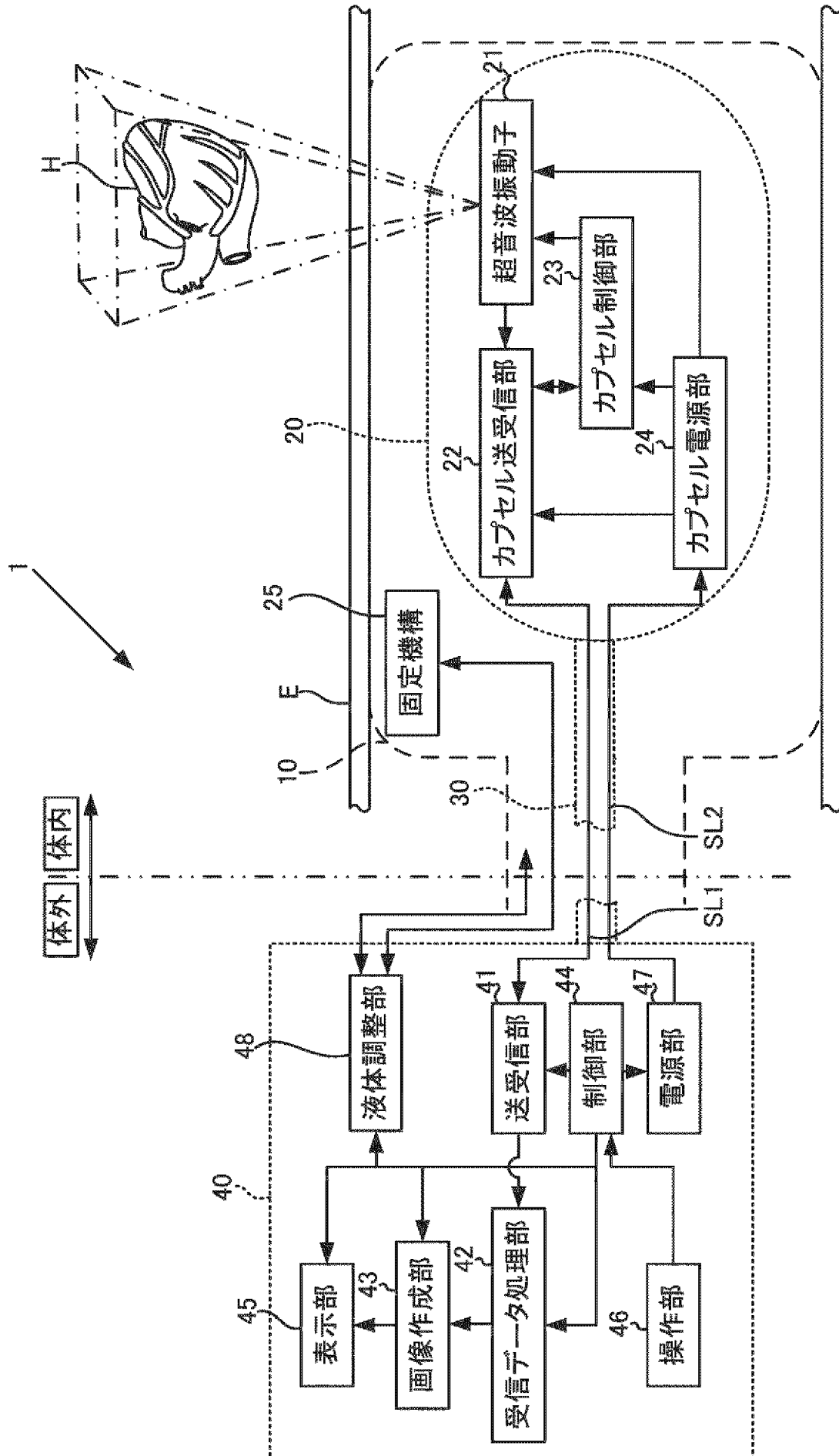
[図9D]



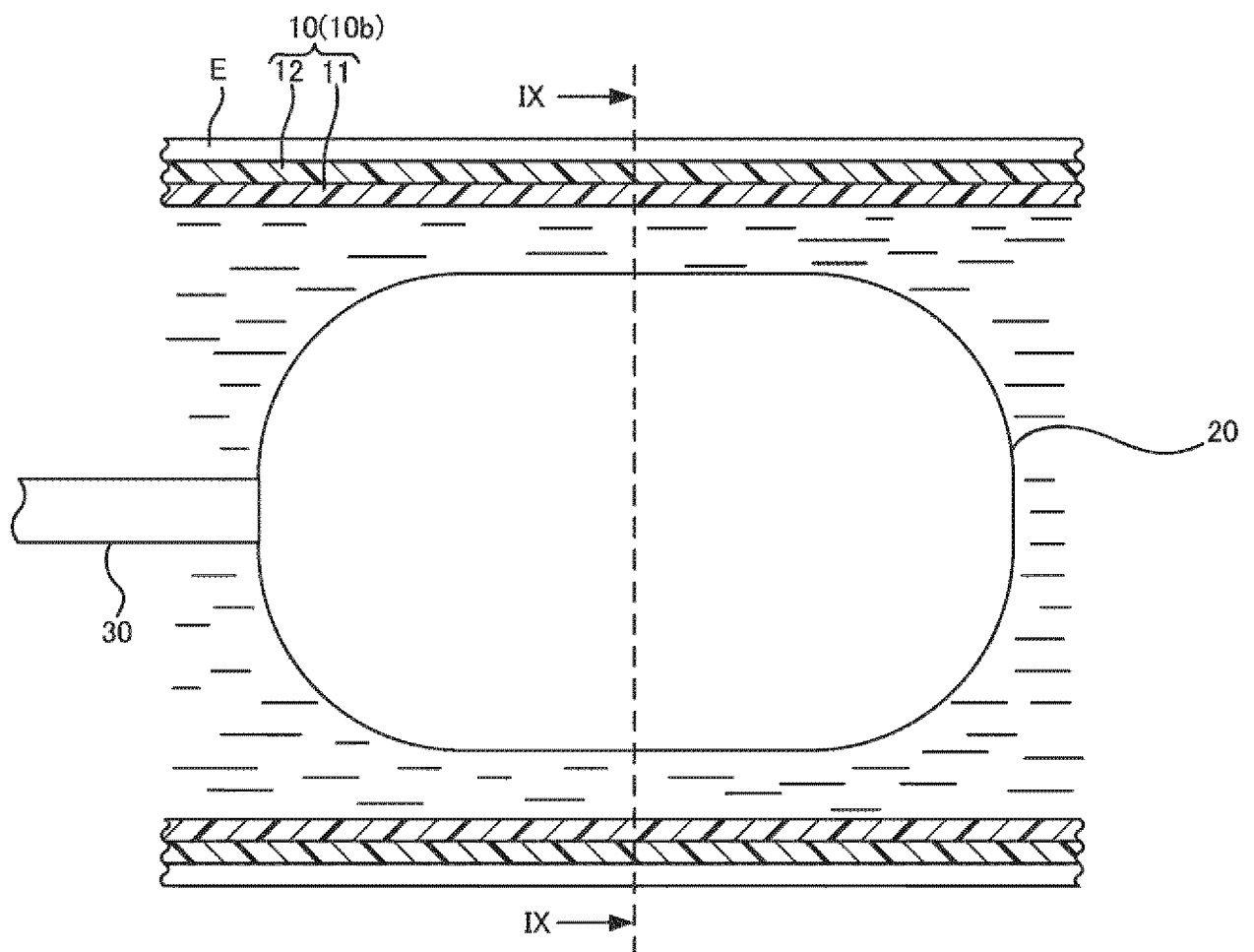
[図10]



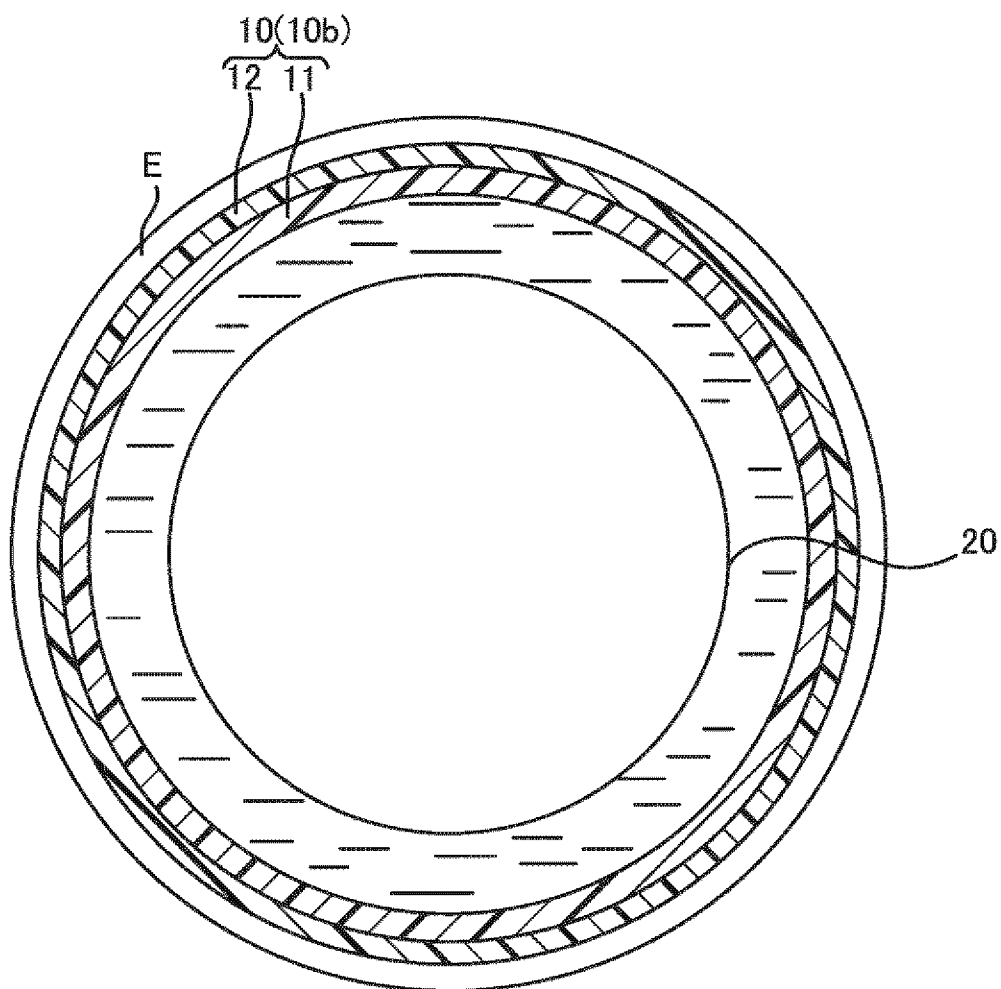
[図11]



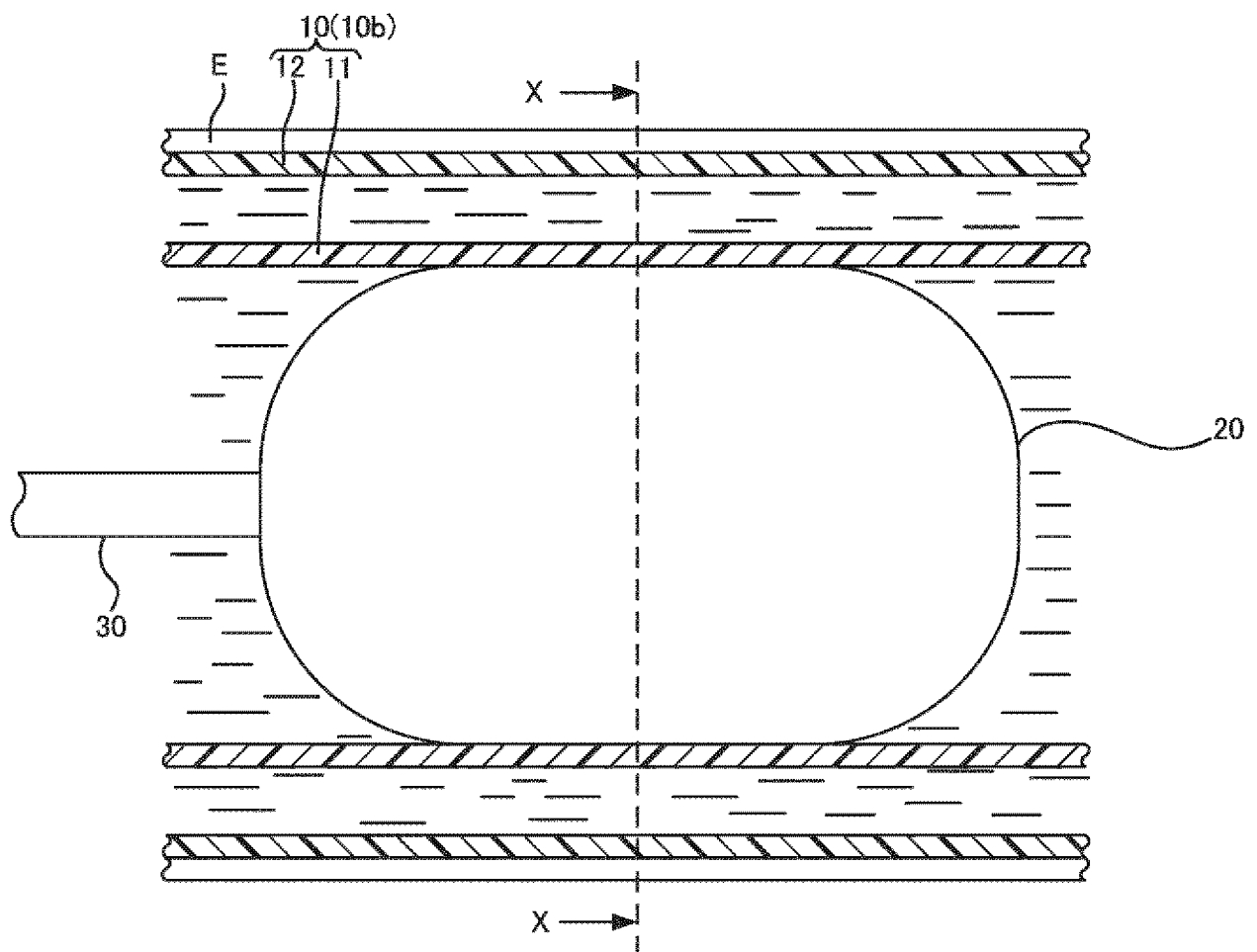
[図12A]



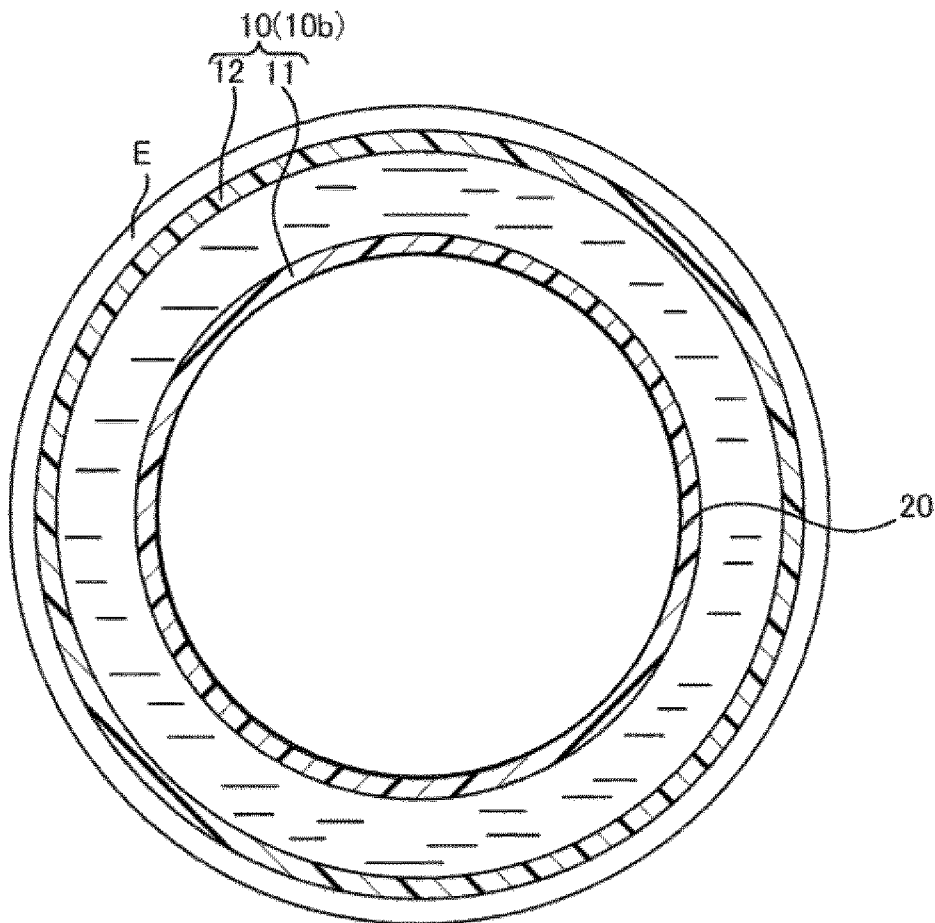
[図12B]



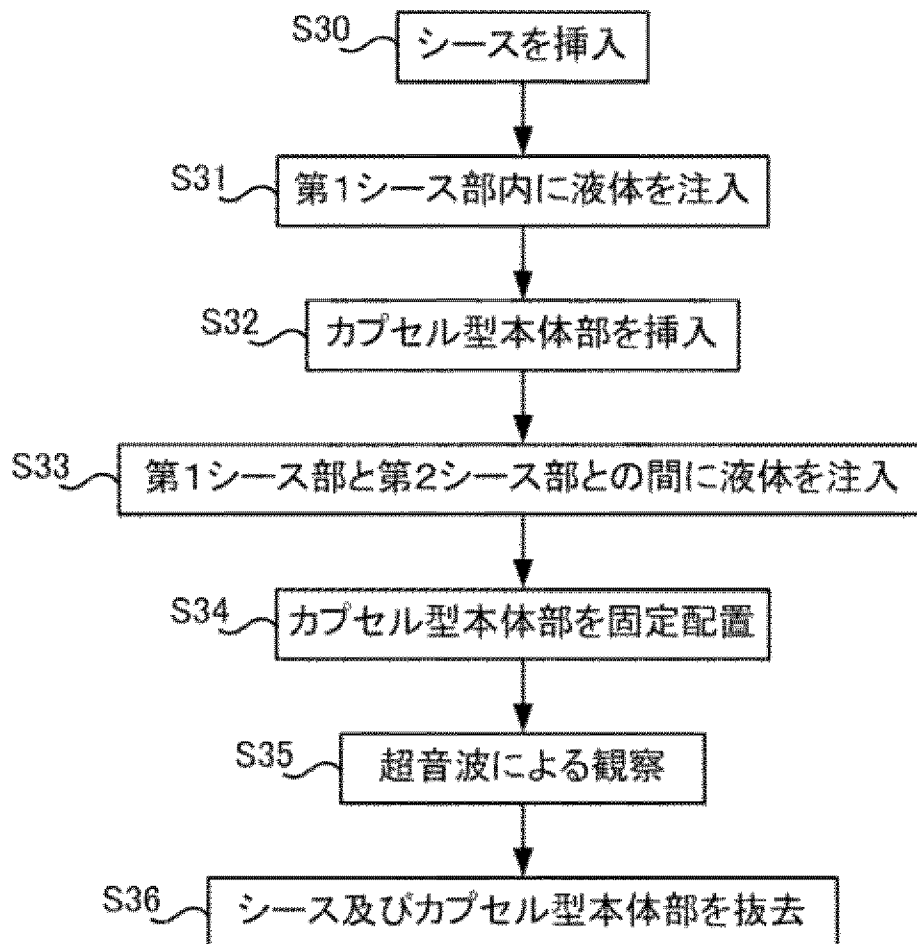
[図12C]



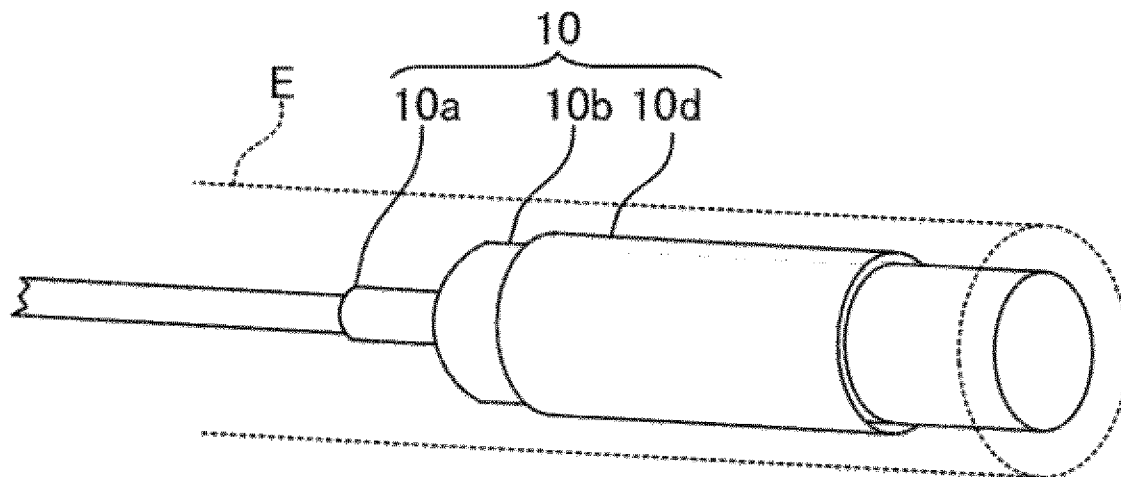
[図12D]



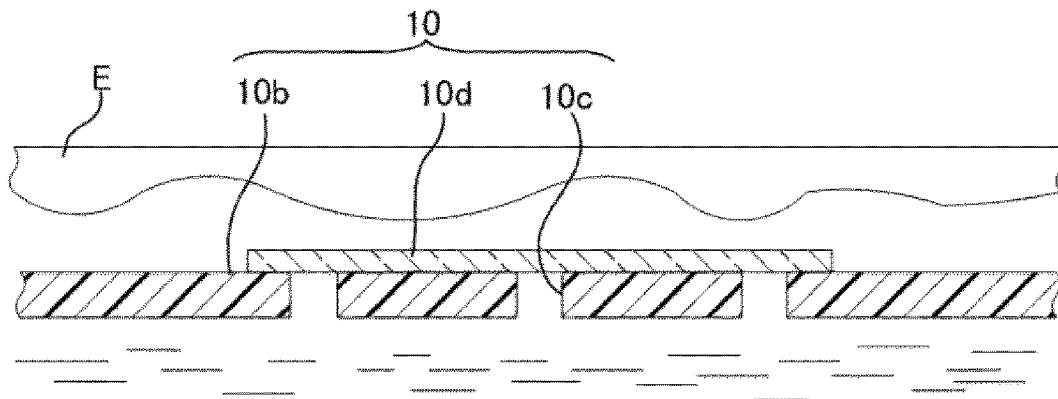
[図13]



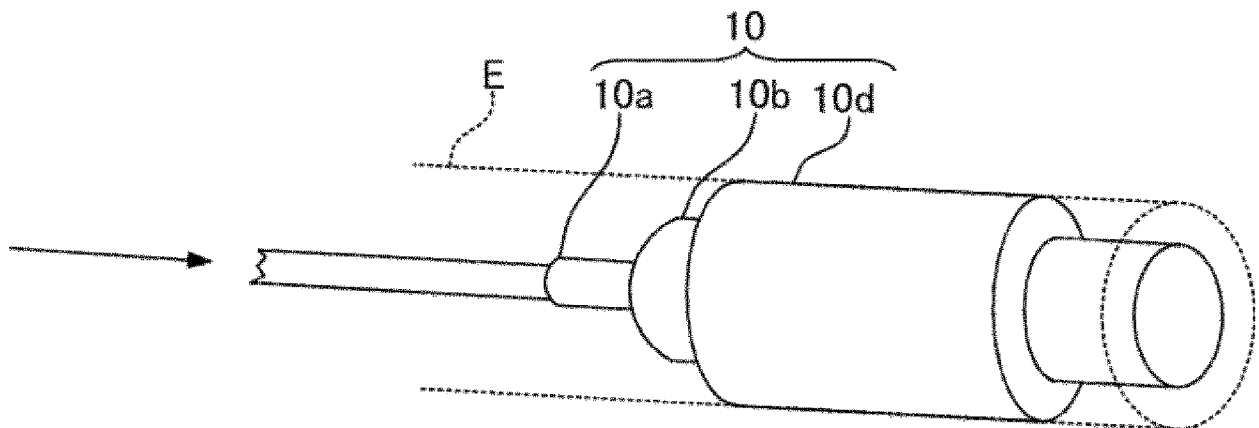
[図14A]



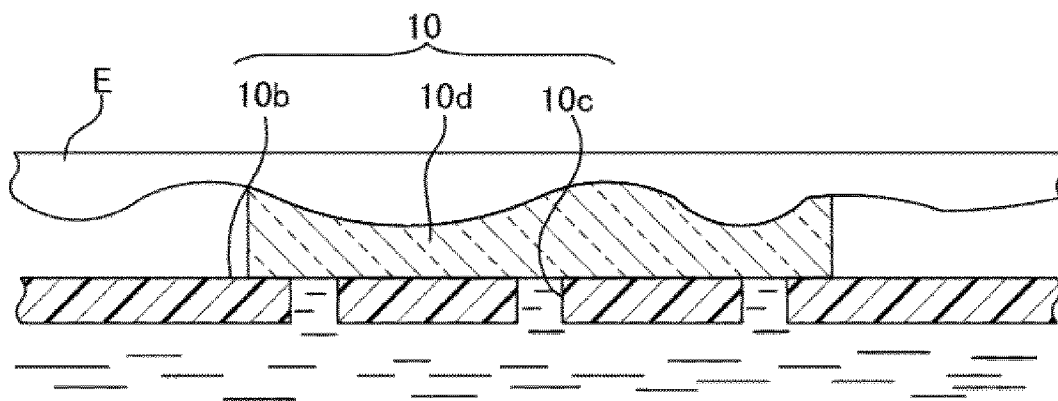
[図14B]



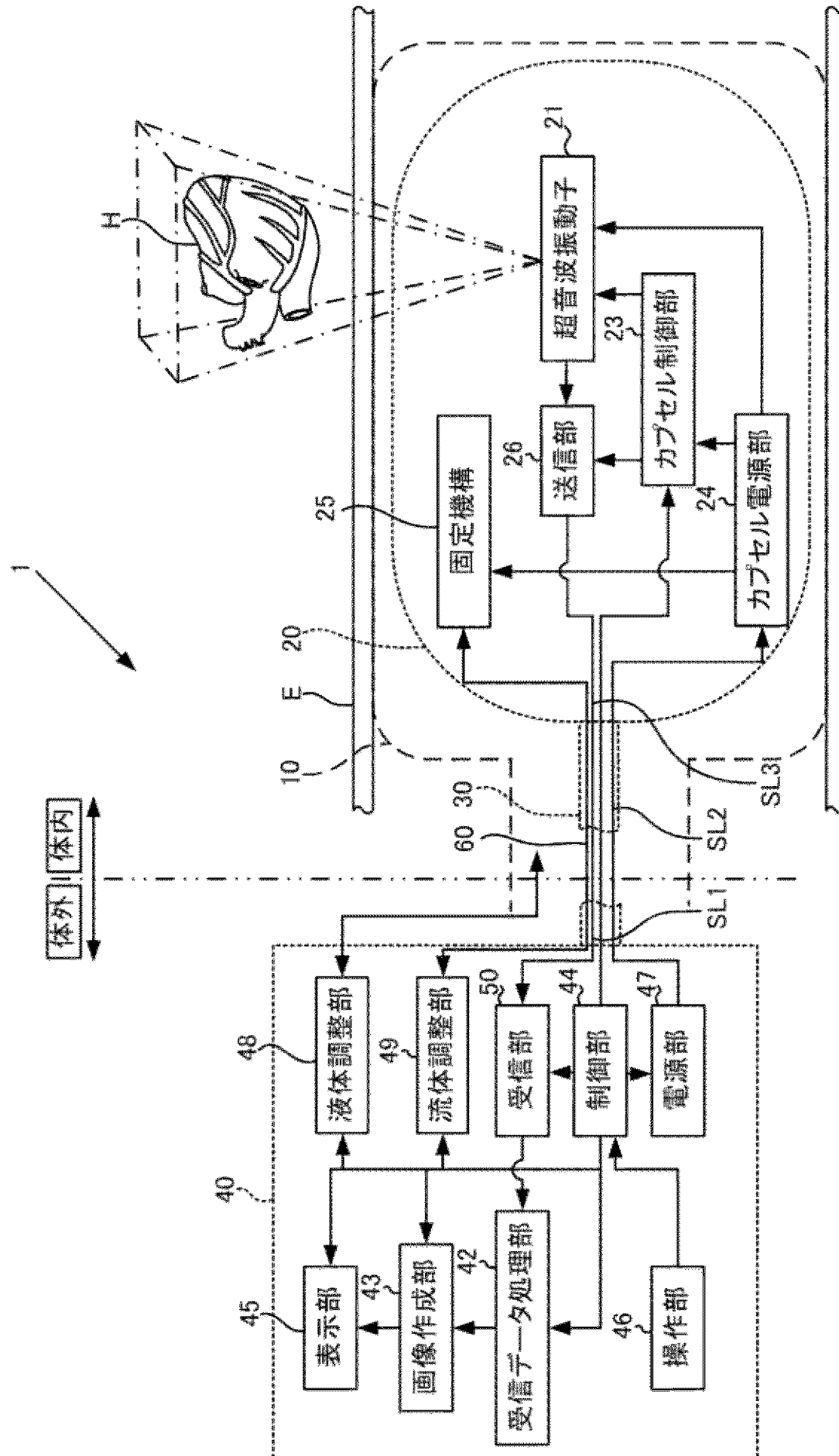
[図14C]



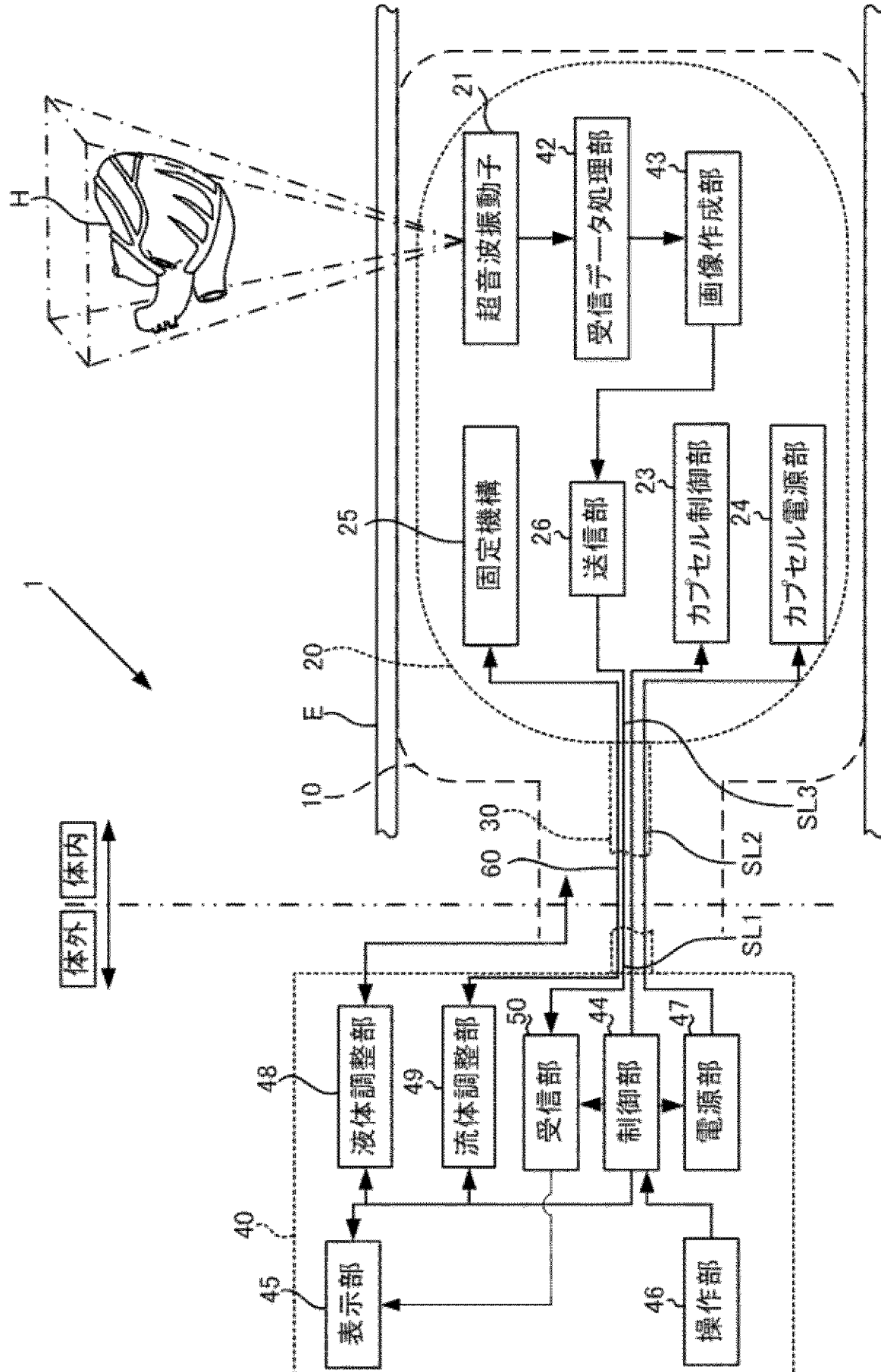
[図14D]



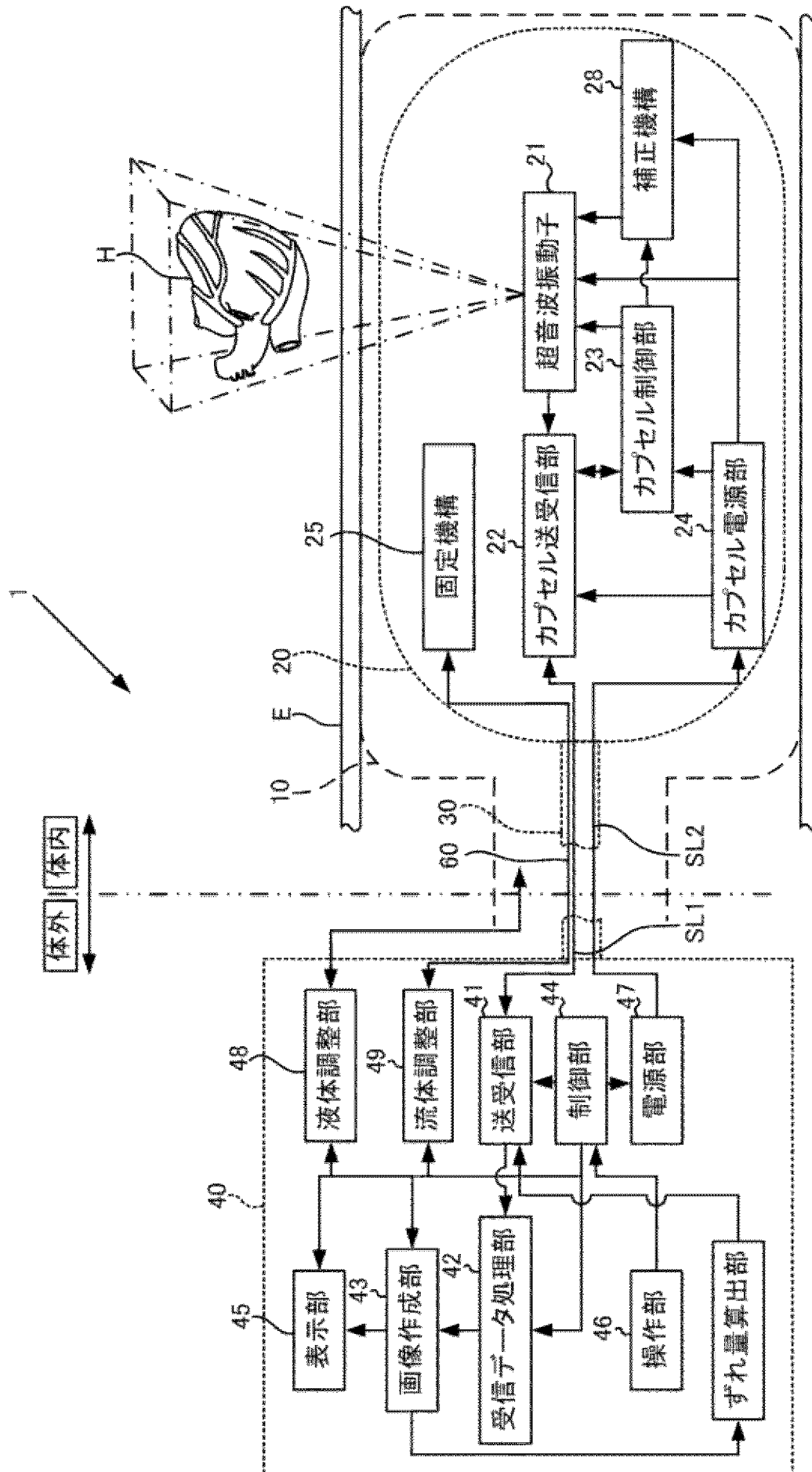
[図15]



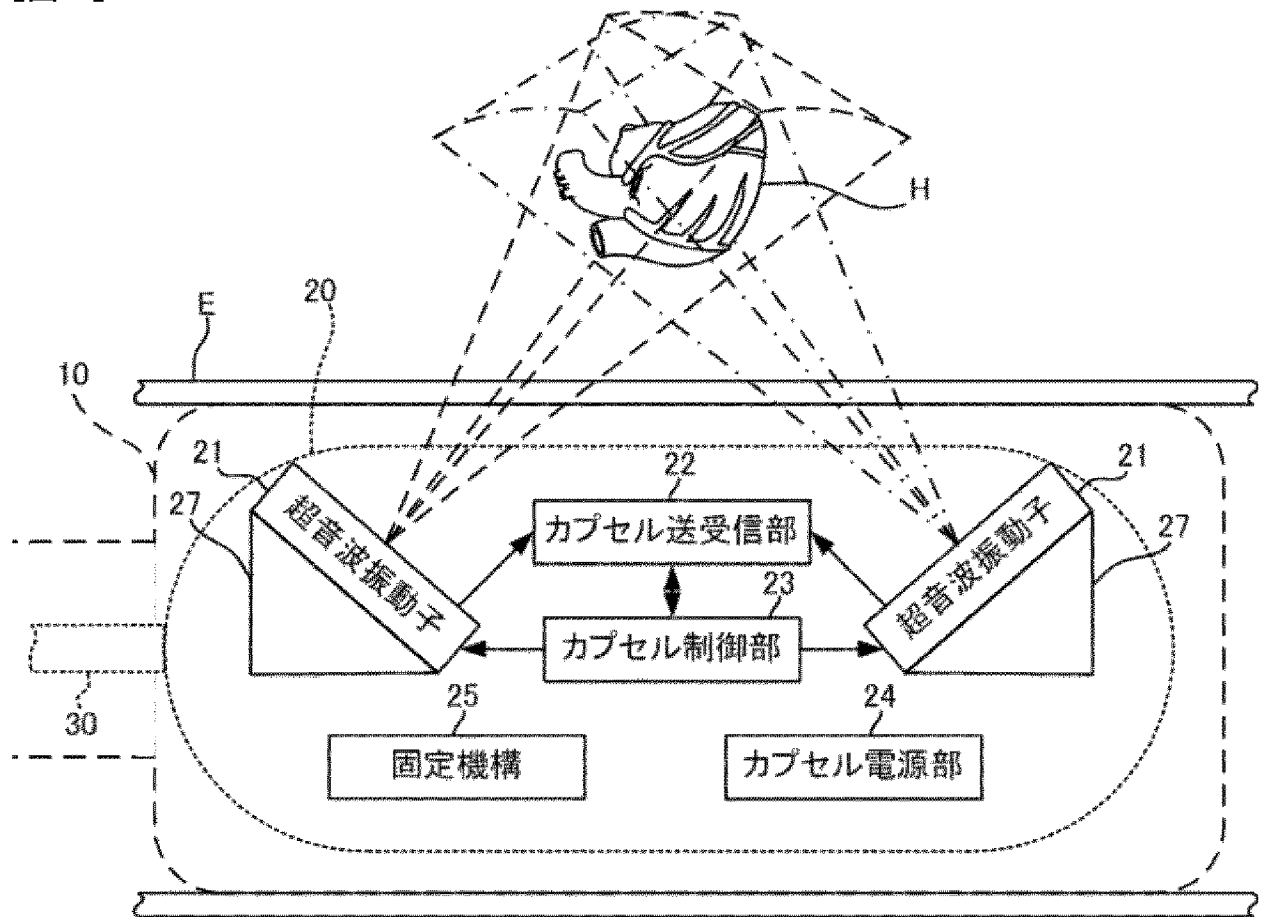
[図16]



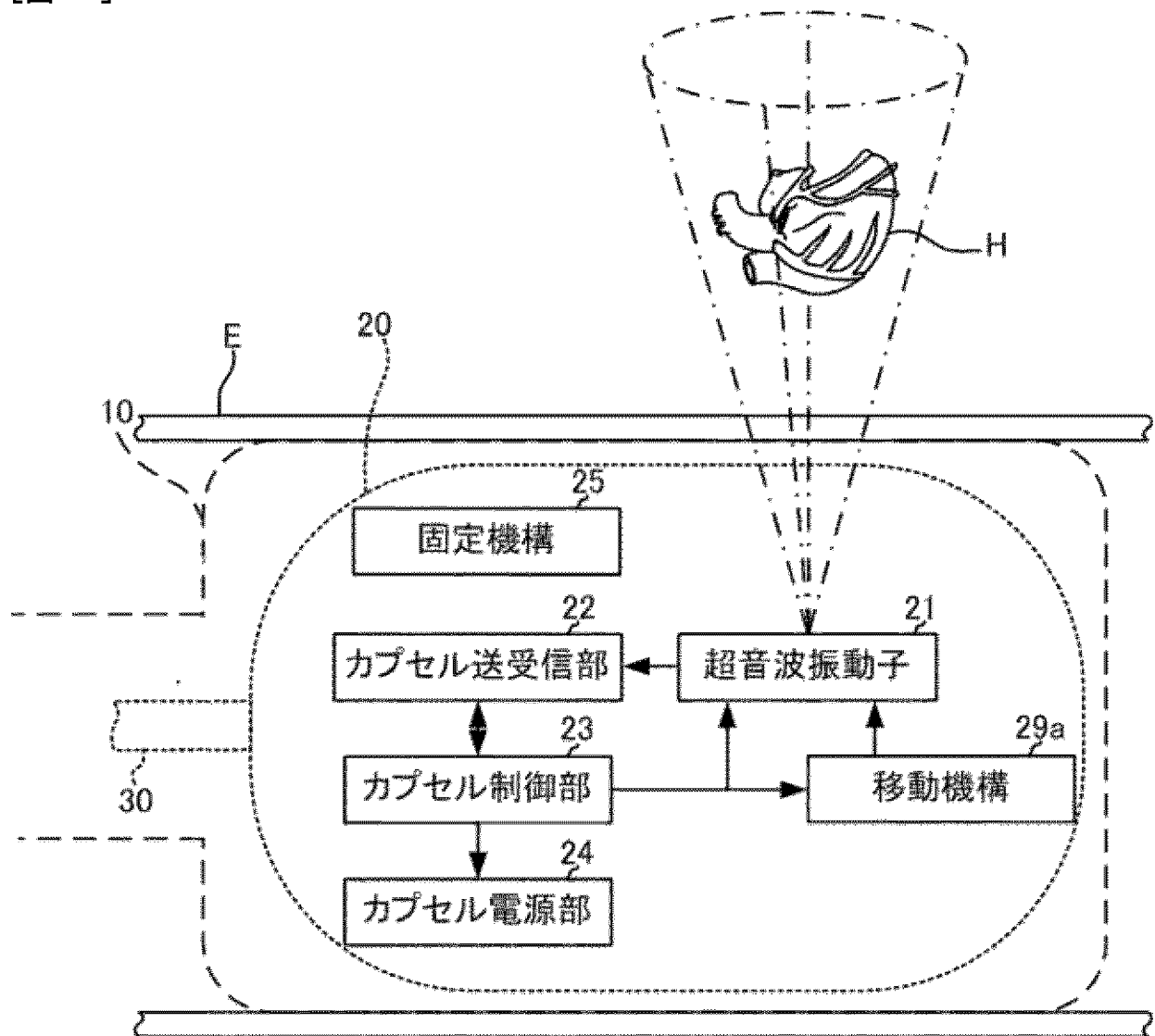
[図19]



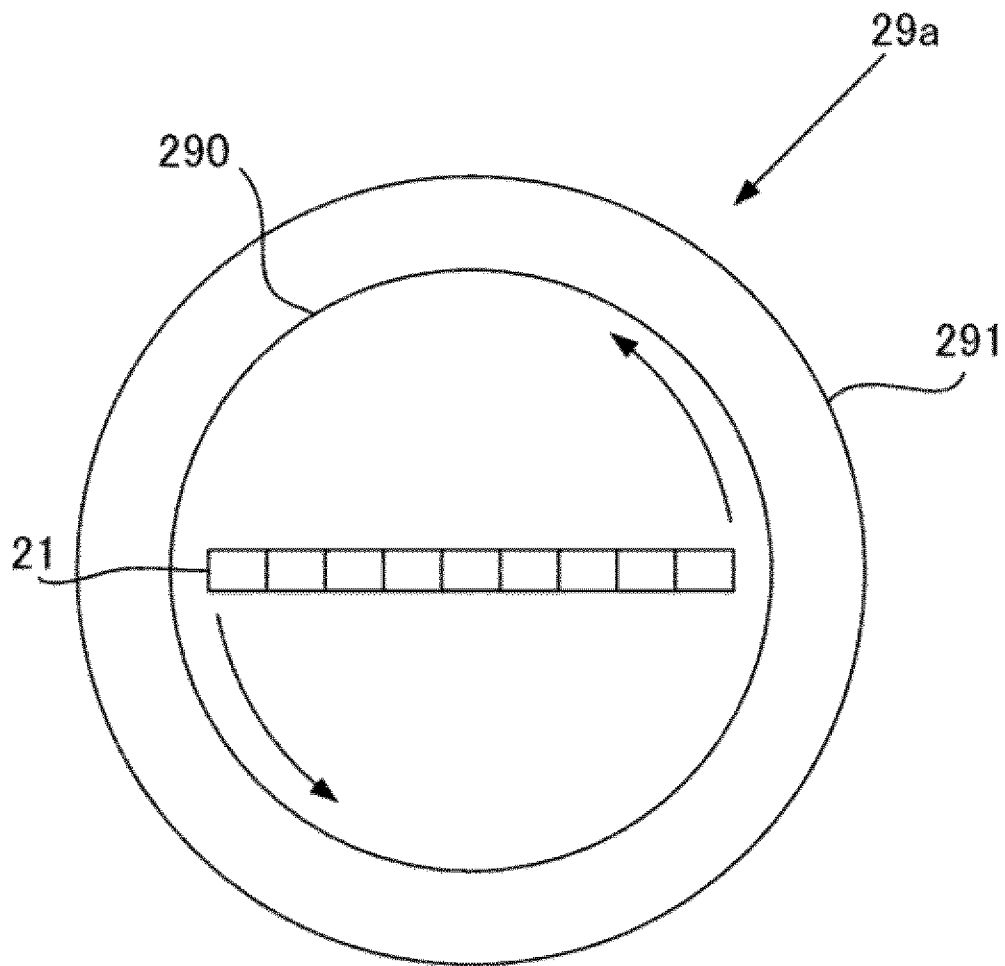
[図20]



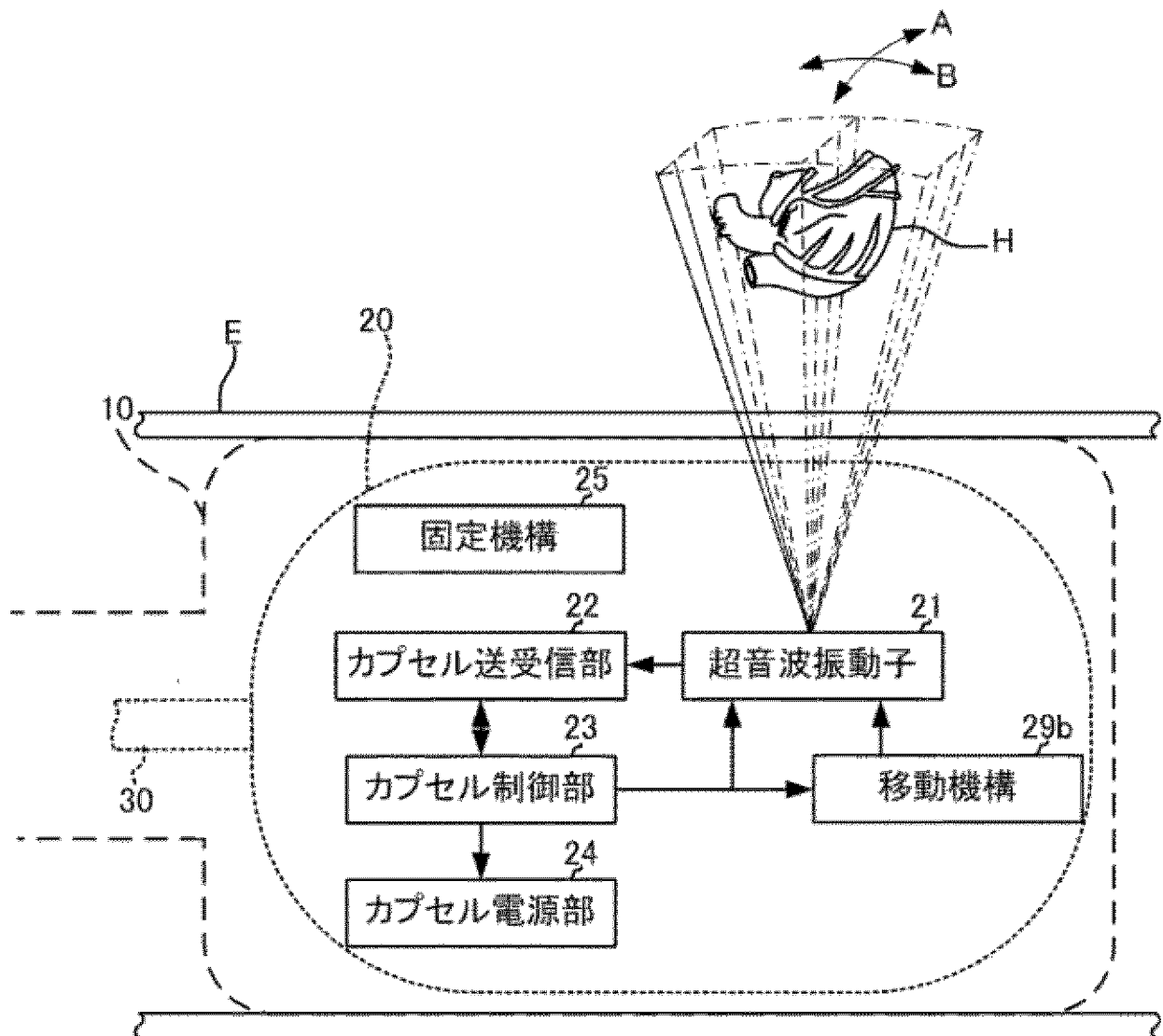
[図21A]



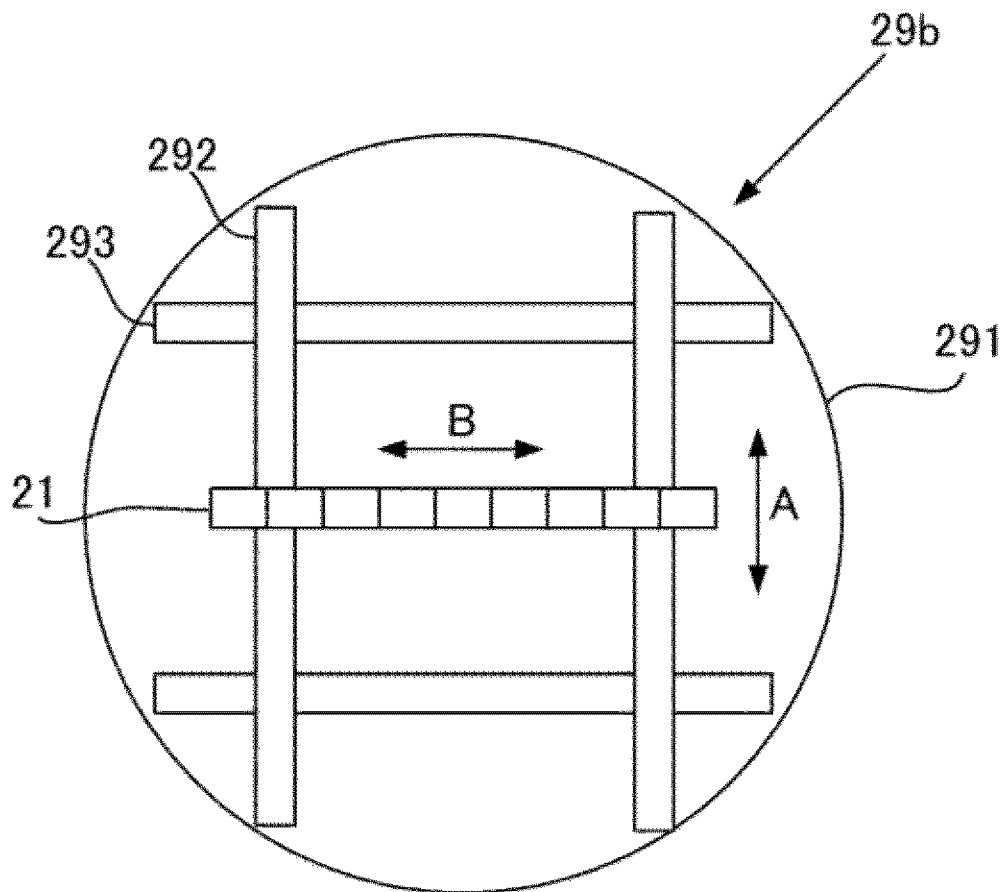
[図21B]



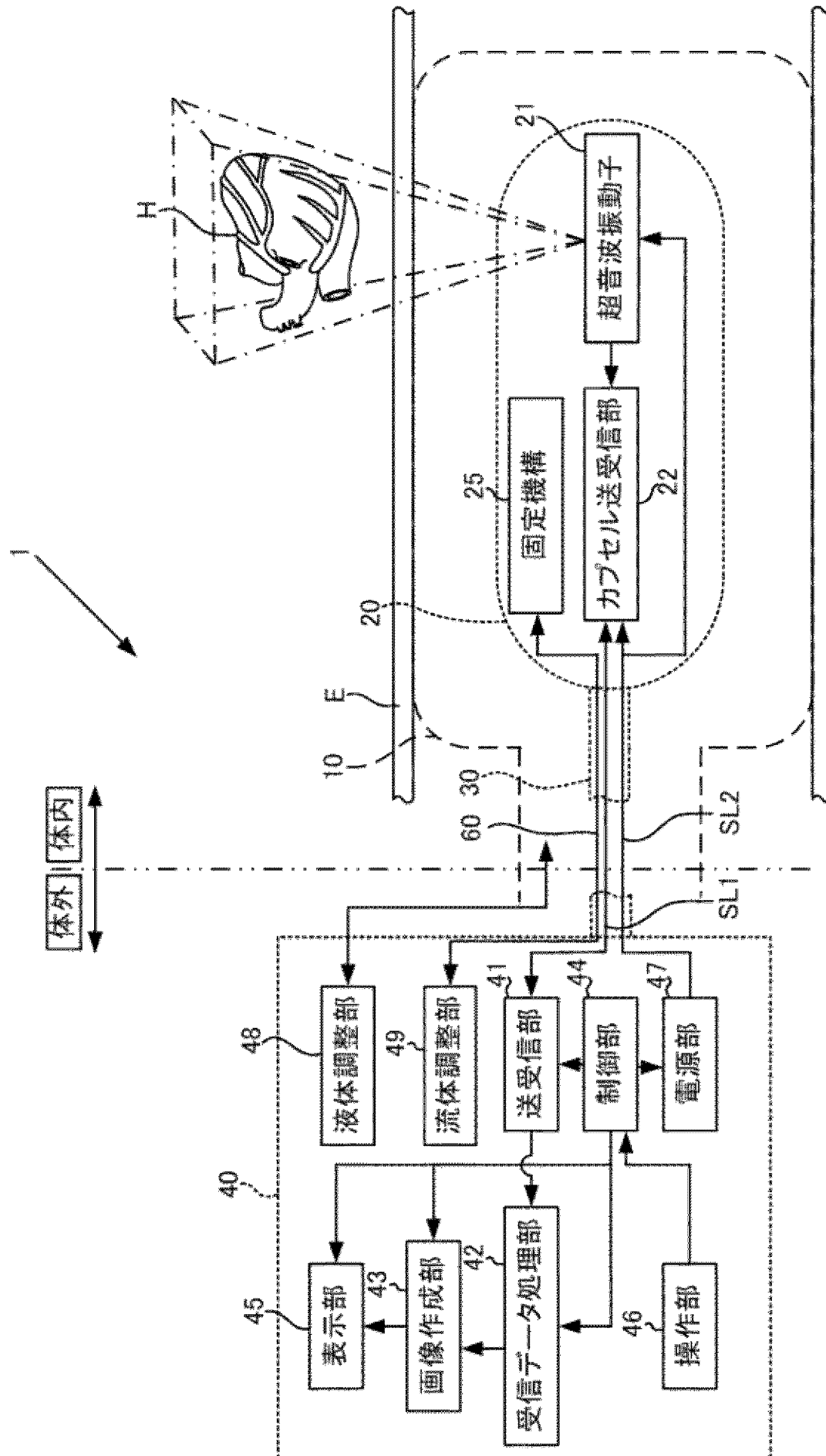
[図22A]



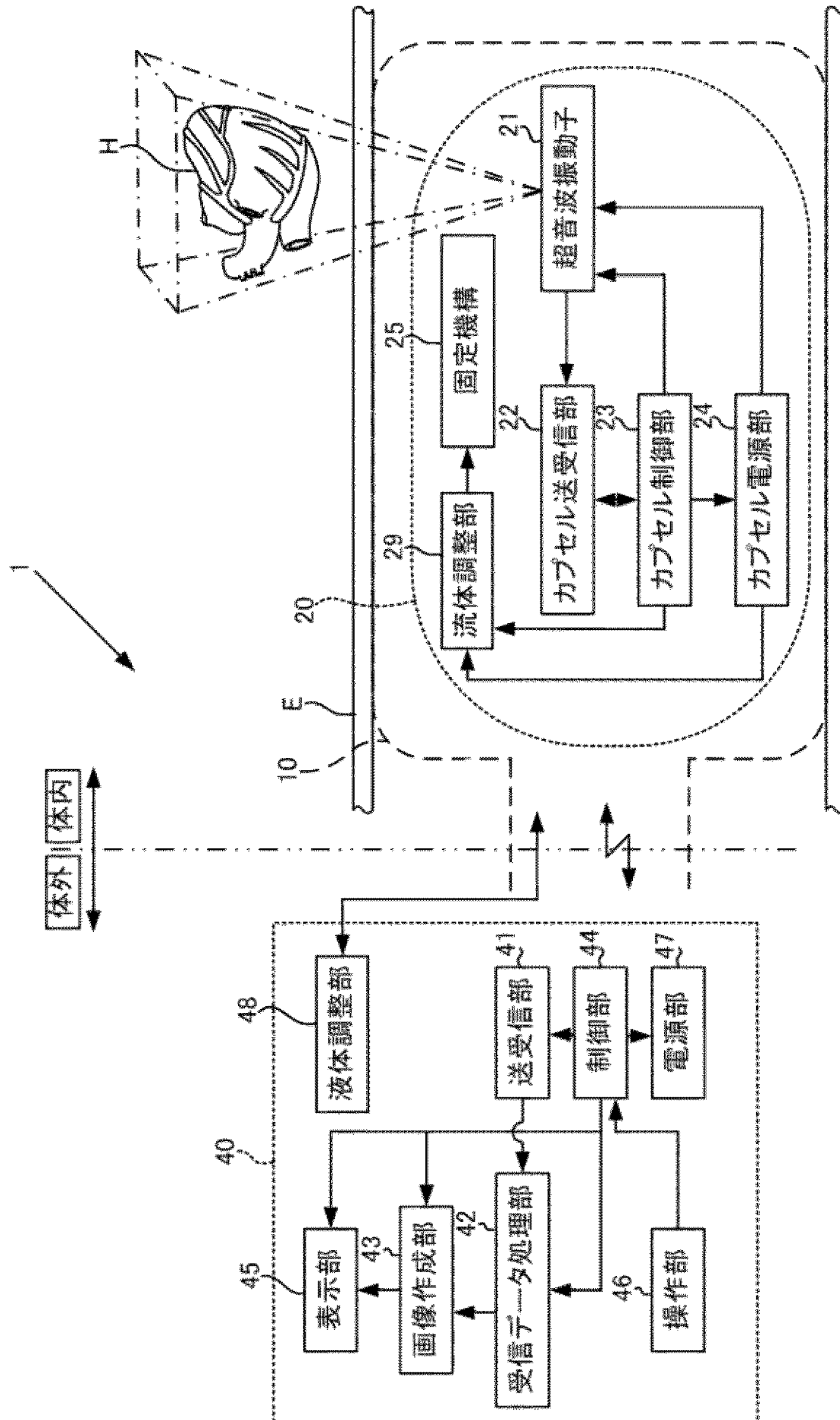
[図22B]



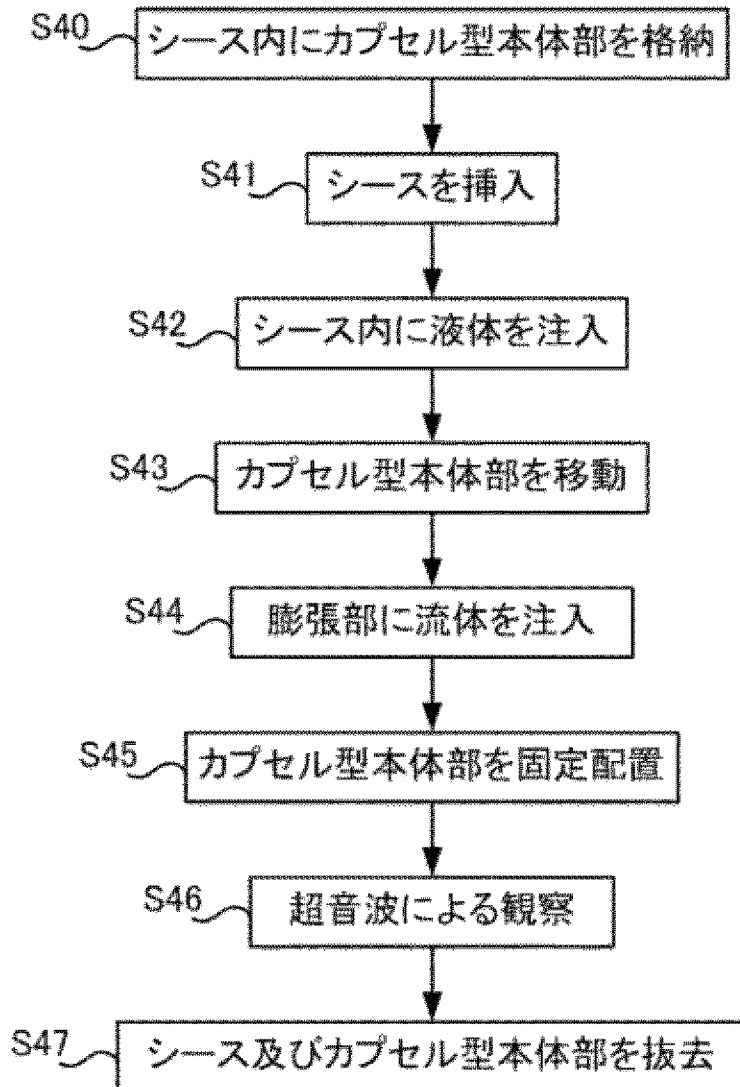
[図23]



[図24]



[図25]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/077174

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

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)

A61B8/12

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2004-440 A (Korea Institute of Science and Technology), 08 January 2004 (08.01.2004), & US 2003/0092964 A1 & KR 10-2003-0039221 A	1-11
A	JP 2003-135388 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 13 May 2003 (13.05.2003), (Family: none)	1-11
A	JP 2004-222998 A (Olympus Corp.), 12 August 2004 (12.08.2004), (Family: none)	1-11

☐ 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
23 October, 2013 (23.10.13)

Date of mailing of the international search report
05 November, 2013 (05.11.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B8/12(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（I P C））

Int.Cl. A61B8/12

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 年

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

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2004-440 A（コリア インスティテュート オブ サイエンス アンド テクノロジー）2004.01.08, & US 2003/0092964 A1 & KR 10-2003-0039221 A	1-11
A	JP 2003-135388 A（オリンパス光学工業株式会社）2003.05.13, （ファミリーなし）	1-11
A	JP 2004-222998 A（オリンパス株式会社）2004.08.12, （ファミリーなし）	1-11

☐ C 欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

2 3 . 1 0 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

0 5 . 1 1 . 2 0 1 3

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

宮澤 浩

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2 Q

9 4 0 7