(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
2021年9月23日(23.09.2021)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2021/186823 A1

(51) 国際特許分類:
*G09B 9/00* (2006.01) *G09B 23/30* (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2020/047406

(22) 国際出願日： 2020年12月18日(18.12.2020)

(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 2020-049079 2020年3月19日(19.03.2020) JP

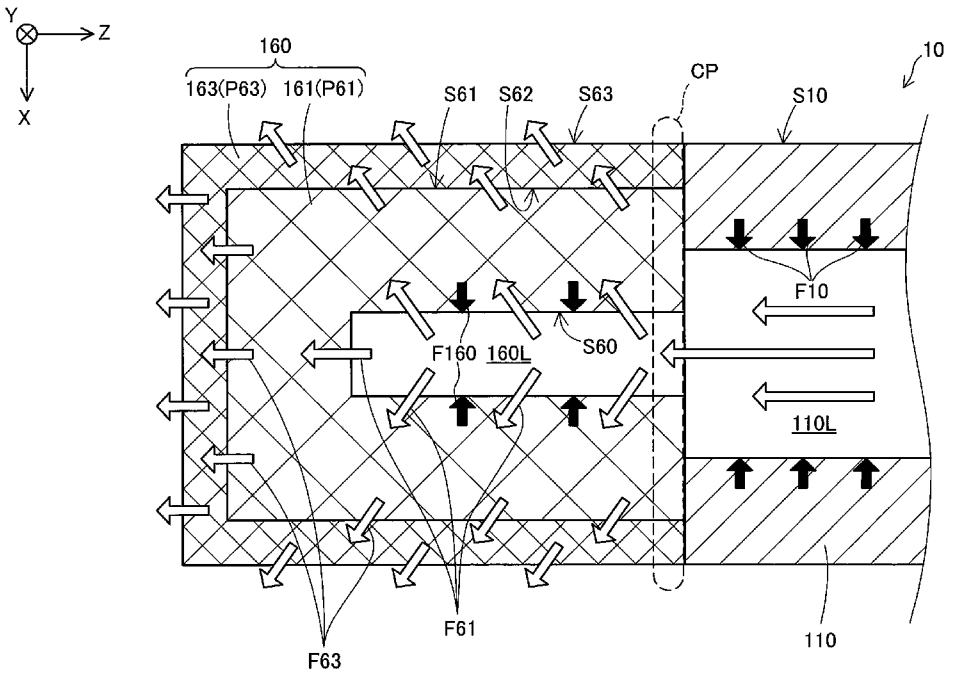
(71) 出願人: 朝日インテック株式会社 (**ASAHI INTECC CO., LTD.**) [JP/JP]; 〒4890071 愛知県瀬戸市暁町３番地１００ Aichi (JP).

(72) 発明者: 田中 椋 (**TANAKA Ryo**); 〒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). 米山 梨奈 (**YONEYAMA Rina**); 〒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). 山中 信圭 (**YAMANAKA Nobuyoshi**); 〒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: 特許業務法人アルファ国際特許事務所 (**ALPHA INTERNATIONAL PATENT FIRM**); 〒4600003 愛知県名古屋市中区錦一丁目１１番２０号 大永ビルディング３Ｆ Aichi (JP).

(54) **Title:** BLOOD VESSEL MODEL

(54) 発明の名称： 血管モデル




(57) **Abstract:** Provided is a blood vessel model in which a fluoroscopic image obtained when using a contrast medium approximates the actual blood vessels. The blood vessel model is equipped with a channel-forming section for forming a liquid channel which extends in the longitudinal direction of the blood vessel model, and a diffusion section which is formed from a porous body having pores therein and is connected to the channel-forming section. The diffusion section has an inside section and an outside section positioned to the outside of the inside section. The flow resistance in the

WO 2021/186823 A1

［続葉有］

(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, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, 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))

longitudinal direction in the outside section is higher than the flow resistance in the inside section.

(57) 要約: 造影剤使用時に得られるX線透視画像を実際の血管に近似させた血管モデルを提供する。血管モデルは、血管モデルの長軸方向に延びる流体流路を形成する流路形成部と、流路形成部に接続し、かつ、細孔を有する多孔質体により形成された拡散部とを備える。拡散部は、内側部分と、内側部分の外側に位置する外側部分とを有する。長軸方向において、外側部分における流れ抵抗は、内側部分における流れ抵抗より高い。

# 明　細　書

## 発明の名称 ： 血管モデル

## 技術分野

[0001] 本明細書に開示される技術は、血管モデルに関する。

## 背景技術

[0002] 臨床でのカテーテル等を用いた治療または検査を模擬するために、実際の血管を模した血管モデル（模擬血管等）を備えたシミュレータが使用されている。このようなシミュレータ等に備える模擬血管等の形成材料として、例えば、多孔質体を備える点が開示されている（例えば、特許文献１参照）。

[0003] 臨床でのカテーテル等を用いた治療または検査では、血流速度や血液の粘性といった循環動態や、血管の閉塞状態等を把握するために、血管造影が用いられることがある。血管造影では、血管内に挿入されたカテーテルからＸ線透過度の低い造影剤を注入して、Ｘ線撮影を行う。術者は、得られたＸ線透視画像（静止画像または動画像、「シネ画像」とも呼ばれる）におけるコントラストの変化から、造影剤の流れの様子を観察することで、循環動態や血管状態を目視にて確認することができる。

[0004] 血管モデルを使用したＸ線透視画像における造影剤の流れの様子を、実際の臨床上で確認される造影剤の流れの様子と近似させるべく、種々の血管モデルが提案されている。例えば、血管モデルと実際の人体との構造の違いにより、血管モデルを使用したＸ線透視画像にのみ造影剤が撮像される部分において、当該造影剤の濃度がＸ線透視画像に撮像されない濃度になるまで当該造影剤を希釈することにより、臨床上の造影剤の拡散像を模擬した血管モデル（模擬人体）が開示されている（例えば、特許文献２参照）。

## 先行技術文献

## 特許文献

[0005] 特許文献1：特開２０１７－５３８９７号公報

特許文献2：特開２０１２－６８５０５号公報

## 発明の概要

### 発明が解決しようとする課題

[0006] 従来の血管モデルでは、造影剤の流れを実際の臨床上でのＸ線透視下において観察される拡散像に近似させるべく向上の余地がある。

[0007] 本明細書では、上述した課題を解決することが可能な技術を開示する。

### 課題を解決するための手段

[0008] 本明細書に開示される技術は、例えば、以下の形態として実現することが可能である。

[0009] （１）本明細書に開示される血管モデルは、血管モデルであって、前記血管モデルの長軸方向に延びる流体流路を形成する流路形成部と、前記流路形成部に接続し、かつ、細孔を有する多孔質体により形成された拡散部と、を備え、前記拡散部は、内側部分と、前記内側部分の外側に位置する外側部分とを有し、前記長軸方向において、前記外側部分における流れ抵抗は、前記内側部分における流れ抵抗より高い。本血管モデルでは、上記流路形成部が、細孔を有する多孔質体により形成された拡散部を備える。このため、多孔質体の細孔から、流体流路を流れる流体（例えば、造影剤）を拡散させつつ外部へ排出することができる。換言すれば、多孔質体により形成された拡散部は、流体流路に流れ込んだ造影剤の圧力及び流速を分散させる拡散流路（緩衝流路）として機能する。拡散部に流れ込んだ造影剤は、拡散部において流れ抵抗の低い部分から外部へ排出される。本血管モデルでは、拡散部が、内側部分と、内側部分の流れ抵抗より高い流れ抵抗を有する外側部分とを有する。このため、拡散部に流れ込んだ造影剤は、まず、拡散部のうち流れ抵抗の低い内側部分に充填され、その後、流れ抵抗のより高い外側部分へと進入し、拡散部の外部へ排出される。このため、上記造影剤は、拡散部における外側部分の外表面全体から略均一に外部へ拡散、排出される。また、拡散部が有する外側部分の流れ抵抗が高いため、上記造影剤は外部へ排出される際に、より細かく拡散される。このため、本血管モデルでは、造影剤使用時に得られるＸ線透視画像において、実際の臨床上のＸ線透視画像で確認される

造影剤の濃淡の様子（具体的には、造影剤が細動脈に沿って拡がったのち細静脈に拡散して消える様子）を模擬することができる。このため、実際の臨床現場において造影剤使用時に得られるＸ線透視画像を実際の臨床上で観察される造影像に近似させた血管モデルを提供することができる。

[0010] （２）上記血管モデルにおいて、前記拡散部は、前記多孔質体として、前記外側部分を構成する第１の多孔質体と、前記内側部分を構成する第２の多孔質体と、を備える構成としてもよい。換言すれば、本血管モデルにおいて、拡散部が、外側部分と内側部分とから構成される別体構成であってもよい。本血管モデルによれば、拡散部を容易に作製することができるとともに、外側部分および内側部分の組合せを容易に変更することができる。

[0011] （３）上記血管モデルにおいて、前記拡散部は、前記流路形成部における前記流体流路に開口する一端を有する、有底筒状体である構成としてもよい。本血管モデルによれば、拡散部は、流体流路に開口する一端を有しており、外形上閉塞している他端を有する、有底筒状体であるため、拡散部の末端においても、実際の臨床現場において造影剤使用時に得られるＸ線透視画像における造影剤の濃淡の様子を模擬できる。

[0012] （４）上記血管モデルにおいて、前記外側部分における多孔質体の孔径は、前記内側部分における多孔質体の孔径より小さい構成としてもよい。多孔質体の孔径が小さいほど、多孔質体における流れ抵抗は高くなる。このため、本血管モデルでは、外側部分における多孔質体の流れ抵抗は、内側部分における多孔質体の流れ抵抗より高い。このため、本血管モデルによれば、外側部分における多孔質体の孔径および内側部分における多孔質体の孔径を調整することにより、造影剤使用時に得られるＸ線透視画像において、実際の臨床上でのＸ線透視画像で確認される造影剤の濃淡の様子（具体的には、造影剤が細動脈に沿って拡がったのち細静脈に拡散して消える様子）を模擬することができる。このため、実際の臨床現場において造影剤使用時に得られるＸ線透視画像を実際の臨床上で観察される造影像に近似させた血管モデルを提供することができる。

[0013] （５）上記血管モデルにおいて、前記拡散部において、前記外側部分における多孔質体と前記内側部分における多孔質体との少なくとも一方の細孔には弾性体が充填されている構成としてもよい。本血管モデルでは、拡散部において、多孔質体（外側部分の多孔質体および／または内側部分の多孔質体）の細孔には弾性体が充填されているため、流体流路内の圧力が低い間は多孔質体の各細孔を封止し、造影剤の流入によって流体流路内の圧力が高まった際には多孔質体の各細孔を開放することができる。このため、造影剤をより細かく拡散および排出することができ、実際の臨床現場において造影剤使用時に得られるＸ線透視画像における造影剤の濃淡の様子（造影剤の拡散および消失像）を、実際の臨床上で観察される造影像により近づけることができる。また、拡散部に進入した造影剤は、弾性体の弾力により、より確実に拡散部の外部へと排出されるため、拡散部に造影剤が残存することを抑制し、ひいては、拡散部の再利用を可能とする。また、血管モデルを流体（水や生理食塩水等）に浸した湿潤状態で使用する場合において、血管モデルの周囲を満たす流体が、多孔質体の各細孔から流体流路内へと逆流することを抑制できる。

[0014] （６）上記血管モデルにおいて、前記拡散部において、前記外側部分における多孔質体と前記内側部分における多孔質体との両方の細孔には弾性体が充填されており、前記外側部分における多孔質体の細孔に充填された弾性体の弾性率は、前記内側部分における多孔質体の細孔に充填された弾性体の弾性率より高い構成としてもよい。弾性体の弾性率が高いほど、弾性体が充填された多孔質体における流れ抵抗は高くなる。このため、本血管モデルによれば、外側部分を構成する多孔質体と、内側部分を構成する多孔質体とにおける流れ抵抗が互いに略同等である場合において、外側部分における流れ抵抗は、内側部分における流れ抵抗より高い。このため、本血管モデルによれば、外側部分における弾性体の弾性率および内側部分における弾性体の弾性率を調整することにより、造影剤使用時に得られるＸ線透視画像において、実際の臨床上でのＸ線透視画像で確認される造影剤の濃淡の様子（具体的には

、造影剤が細動脈に沿って拡がったのち細静脈に拡散して消える様子）を模擬することができる。このため、実際の臨床現場において造影剤使用時に得られるＸ線透視画像を実際の臨床上で観察される造影像に近似させた血管モデルを提供することができる。

[0015] （７）上記血管モデルにおいて、前記流路形成部は、前記血管モデルの長軸方向に延びる管状体であり、前記拡散部は、前記管状体の先端部に設けられている構成としてもよい。本血管モデルによれば、拡散部は、流路形成部（管状体）の先端部に設けられているため、流路形成部の先端部側で、実際の臨床現場において造影剤使用時に得られるＸ線透視画像における造影剤の濃淡の様子を模擬できる。

[0016] （８）上記血管モデルにおいて、前記流路形成部は、前記血管モデルの長軸方向に延びる管状体であり、前記拡散部は、前記管状体が分岐する分岐部に設けられている構成としてもよい。本血管モデルによれば、拡散部は、流路形成部（管状体）が分岐する分岐部に設けられているため、分岐部で、実際の臨床現場において造影剤使用時に得られるＸ線透視画像における造影剤の濃淡の様子を模擬できる。

[0017] （９）上記血管モデルにおいて、前記流路形成部は、多孔質体により形成されている構成としてもよい。本血管モデルによれば、流路形成部を多孔質体により形成することによって、多孔質体の細孔から流体流路を流れる流体を拡散させつつ外部へ排出する拡散部として機能させることができる。

[0018] （１０）上記血管モデルにおいて、前記拡散部における管内圧力は、前記流路形成部の管内圧力より低い構成としてもよい。本血管モデルによれば、血管モデルに供給された造影剤が、流路形成部において外部へ排出することを低減し、拡散部まで造影剤を行きわたらせ、ひいては、拡散部において造影剤を一定の濃度（流量）まで拡散させ、排出させることができる。このため、実際の臨床現場において造影剤使用時に得られるＸ線透視画像を実際の臨床上で観察される造影像血管に近似させた血管モデルを提供することができる。

[0019] （１１）上記血管モデルにおいて、前記血管モデルの外周面の少なくとも一部分は、弾性素材によりコーティングされている構成としてもよい。本血管モデルによれば、コーティングによって、血管モデルの弾性率を調整することができる。

[0020] なお、本明細書に開示される技術は、種々の形態で実現することが可能であり、例えば、血管モデル備えるシミュレータ、それらの製造方法等の形態で実現することができる。

## 図面の簡単な説明

[0021] [図1]第１実施形態における心臓シミュレータ１の構成を概略的に示す説明図である。

[図2]第１実施形態における心臓血管モデル１０の一部分（図１のＸ１部）の構成を概略的に示す説明図である。

[図3]第１実施形態における心臓血管モデル１０の一部分（図１のＸ２部）の断面構成を拡大して示す説明図である。

[図4]第１実施形態における心臓血管モデル１０の一部分（図１のＸ１部、図２）の断面構成を拡大して示す説明図である。

[図5]第２実施形態における心臓血管モデル１０ａの一部分（図１のＸ１部に相当する部分）の断面構成を拡大して示す説明図である。

[図6]造影剤ＣＡの拡散の様子を示す説明図である。

[図7]第３実施形態における心臓血管モデル１０ｂの一部分（図１のＸ１部に相当する部分）の断面構成を拡大して示す説明図である。

[図8]変形例における心臓シミュレータが備える心臓血管モデル１０ｃの一部分（図１のＸ１部に相当する部分）の断面構成を拡大して示す説明図である。

[図9]他の変形例における心臓血管モデル１０ｄの一部分（図１のＸ２部に相当する部分）の断面構成を拡大して示す説明図である。

[図10]他の変形例における心臓シミュレータ１ｅの構成を概略的に示す説明図である。

## 発明を実施するための形態

[0022] Ａ．第１実施形態：

Ａ－１．心臓シミュレータ１の構成：

図１は、第１実施形態における心臓シミュレータ１の構成を概略的に示す説明図であり、図２は、第１実施形態における心臓血管モデル１０の一部分（図１のＸ１部）の構成を概略的に示す説明図である。図３は、第１実施形態における心臓血管モデル１０の一部分（図１のＸ２部）の断面構成を拡大して示す説明図であり、図４は、第１実施形態における心臓血管モデル１０の一部分（図１のＸ１部、図２）の断面構成を拡大して示す説明図である。

[0023] 心臓シミュレータ１は、心臓と心臓の表面を巡る血管を再現するシミュレータであり、心臓血管モデル１０と心臓モデル２０とを備えている。より具体的には、心臓シミュレータ１は、心臓モデル２０と、心臓モデル２０の表面Ｓ１に配置された心臓血管モデル１０とにより構成されている。このような心臓シミュレータ１によれば、心臓血管モデル１０に対して造影剤を使用した際に得られるＸ線透視画像において、実際の臨床上でのＸ線透視画像で確認される造影剤の濃淡の様子を模擬することができる。なお、各図には、方向を特定するための互いに直交するＸＹＺ軸が図示されている。Ｘ軸は心臓モデル２０の左右方向（幅方向）に対応し、Ｚ軸は心臓モデル２０の高さ方向に対応し、Ｙ軸は心臓モデル２０の奥行き方向に対応する。本明細書では、便宜的に、Ｚ軸正方向を「上方向」または「基端側」ともいい、基端側の端部を「基端部」または単に「基端」ともいう。同様に、Ｚ軸負方向を「下方向」または「先端側」ともいい、先端側の端部を「先端部」または単に「先端」ともいう。なお、本実施形態において、心臓血管モデル１０は、心臓に血液を供給するための血管である冠動脈のうち、左冠動脈を模擬した形状のみを図示しており、右冠動脈の図示を省略している。

[0024] 図１に示すように、本実施形態において、心臓血管モデル１０は、導入部１００と、主枝部１１０と、側枝部１２０と、接続部１３０と、分岐部１４０と、拡散部１６０とにより構成されている。なお、以下の説明において、

主枝部１１０と側枝部１２０とをまとめて「枝部１１０，１２０」ということがある。

[0025] 主枝部１１０は、冠動脈における主要な血管を模擬している。図２および図３に示すように、主枝部１１０は、内腔１１０Ｌを有する管状体である。換言すれば、主枝部１１０は、心臓血管モデル１０（具体的には、主枝部１１０）の長軸方向に延びる流体流路を形成している。すなわち、後述の導入部１００に供給された流体は、当該流体流路を流れる。内腔１１０Ｌは、後述の拡散部１６０の内腔１６０Ｌに連通している。主枝部１１０の形成材料は、Ｘ線透過性を有する軟性素材であれば、特に限定されない。当該軟性素材として、例えば、ポリビニルアルコール（ＰＶＡ）、シリコン等の合成樹脂を挙げることができる。主枝部１１０の形成材料は、好ましくはＰＶＡである。ＰＶＡは、良好な親水性を有するため、液体内に浸漬された主枝部１１０の物性や触感を、実際の人体の血管の物性や触感に近似させることができるためである。なお、複数の主枝部１１０の形成材料は、互いに同じ種類であってもよく、また、異なる種類であってもよい。主枝部１１０は、特許請求の範囲における流路形成部の一例であり、内腔１１０Ｌは、特許請求の範囲における流体流路の一例である。

[0026] 導入部１００は、基端側において開口し、先端側において主枝部１１０に接続する管状体である。なお、心臓血管モデル１０を備える心臓シミュレータ１の使用時には、導入部１００から、流体（模擬血液や造影剤）を加圧しながら供給することにより、当該流体を心臓血管モデル１０全体へと拡散させる。導入部１００は、上述の主枝部１１０と同様に、Ｘ線透過性を有する軟性素材により形成されている。

[0027] 側枝部１２０は、主枝部１１０から伸びる微細な血管を模擬している。側枝部１２０は、一端に開口部（図示せず）を有し、他端に外形上閉塞している閉塞部を有する有底管状体である。側枝部１２０は、上述の主枝部１１０と同様に、Ｘ線透過性を有する軟性素材により形成されている。本明細書において、「外形上閉塞している」とは、見かけ上において、端部が閉ざされ

塞がれていることを意味する。すなわち、機能的に閉塞していることを意味するものではなく、当該端部から流体を排出することが可能である。

[0028] 接続部１３０は、一の主枝部１１０と、他の枝部１１０，１２０とを接続する部分である。接続部１３０において、一の主枝部１１０の内腔１１０Ｌと、他の枝部１１０，１２０の内腔（例えば、他の主枝部１１０の内腔１１０Ｌ）とは、連通している。この接続は種々の手段で実現でき、例えば、各枝部１１０，１２０をクリップ等の留置具で留めることで実現してもよく、各枝部１１０，１２０を接着剤で固定することで実現してもよく、各枝部１１０，１２０を合成樹脂で覆うことで実現してもよい。接続部１３０は、一または複数の分岐部１４０を含んでいる。分岐部１４０は、実際の人体と同様に、一の主枝部１１０が、一または複数の枝部１１０，１２０へと分岐する部分である。

[0029] 拡散部１６０は、内腔１６０Ｌを有する有底筒状体である（図２および図３参照）。内腔１６０Ｌは、主枝部１１０と接続する接続部分ＣＰにおいて、一端が主枝部１１０における内腔１１０Ｌに連通（開口）しており、他端は外形上閉塞している。本実施形態において、拡散部１６０は、主枝部１１０の先端部に設けられている。換言すれば、拡散部１６０は、主枝部１１０（心臓血管モデル１０）の先端部において外形上閉塞している内腔１６０Ｌを有する有底筒状体である。

[0030] 図４を用いて、拡散部１６０の詳細構成を説明する。図４に示すように、拡散部１６０は、内側部１６１と、内側部１６１の外側に位置する外側部１６３とにより構成されている。

[0031] 内側部１６１は、一端が開口し、他端が外形上閉塞している内腔１６０Ｌを有する有底筒状体である。換言すれば、内腔１６０Ｌは、主枝部１１０の内腔１１０Ｌに面する面（開口を有する一端）を除き、内側部１６１の内側面Ｓ６０によって画定されている。上述の通り、内腔１６０Ｌは、主枝部１１０の内腔１１０Ｌに連通している。内側部１６１は、複数の細孔を有する内側多孔質体Ｐ６１により形成されている。内側多孔質体Ｐ６１としては、

例えば、ナイロン不織布等の不織布や、例えばポリウレタンフォーム、ポリアミドフォーム、ポリエチレンフォーム、シリコンフォーム、ゴムスポンジ等の発泡体等を挙げることができる。本実施形態において、内側多孔質体Ｐ６１の孔径は、例えば、０．０１ｍｍ以上、５．００ｍｍ以下であり、より好ましくは、０．５ｍｍ以上、１．５ｍｍ以下である。ここで、内側多孔質体Ｐ６１や、後述の外側多孔質体Ｐ６３等の多孔質体における細孔の孔径や、多孔質体を構成する材料に依存する水はけの良さは、後述の流れ抵抗に影響を及ぼす。すなわち、多孔質体の孔径については、多孔質体の孔径が小さいほど、流体が多孔質体内に進入し、多孔質外へと排出する際に、流れ抵抗はより高くなる。換言すれば、多孔質体の孔径が小さいほど、流れ抵抗はより高くなる。また、多孔質体を構成する材料に依存する水はけの良さについては、多孔質体を構成する材料が、多孔質体内に供給された流体が、より容易に多孔質体外に排出可能な材料であるほど、流れ抵抗はより低くなる。換言すれば、多孔質体が、水はけの良い材料により構成されているほど、流れ抵抗はより低くなる。本実施形態の内側多孔質体Ｐ６１において、各細孔の密度は、基端側（図４のＺ軸正方向）から先端側（図４のＺ軸負方向）にかけて略一定である。内側多孔質体Ｐ６１は、特許請求の範囲における第２の多孔質体の一例である。

[0032] 外側部１６３は、上述の通り、内側部１６１の外側に位置し、外側面Ｓ６３を有する有底筒状体である。本実施形態において、外側部１６３の内側面Ｓ６２は、内側部１６１の外側面Ｓ６１に接触している。外側部１６３は、外側多孔質体Ｐ６３により形成されている。より具体的には、外側多孔質体Ｐ６３は、内側多孔質体Ｐ６１と同様の材料であり、上述の不織布や発泡体等である。本実施形態において、外側多孔質体Ｐ６３の孔径は、内側多孔質体Ｐ６１の孔径より小さく、例えば、０．０１ｍｍ以上、１．００ｍｍ以下であり、より好ましくは、０．２ｍｍ以上、０．５ｍｍ以下である。外側多孔質体Ｐ６３の孔径は、外側多孔質体Ｐ６３から排出される造影剤が、Ｘ線透視画像で確認されない濃度（流量）まで拡散、排出されるよう調整される

ことが好ましい。本実施形態の外側多孔質体Ｐ６３において、各細孔の密度は、基端側（図４のＺ軸正方向）から先端側（図４のＺ軸負方向）にかけて略一定である。また、本実施形態において、内側部１６１と外側部１６３とは、別体に構成されている。このような拡散部１６０は、外側多孔質体Ｐ６３で形成された外側部１６３の内部に、内側多孔質体Ｐ６１で形成された内側部１６１を配置することにより、構成することができる。外側多孔質体Ｐ６３は、特許請求の範囲における第１の多孔質体の一例である。

[0033] 上述の通り、本実施形態の拡散部１６０では、外側部１６３を形成する外側多孔質体Ｐ６３の孔径は、内側部１６１を形成する内側多孔質体Ｐ６１の孔径より小さい。このため、外側部１６３における流れ抵抗Ｆ６３は、内側部１６１における流れ抵抗Ｆ６１より高い。上述の通り、多孔質体の孔径が小さいほど、流れ抵抗はより高くなる。

[0034] 心臓モデル２０は、実際の心臓を模擬した外形を有している。心臓モデル２０は、例えば、実際の心室を模擬するように略球体状に形成することができる。心臓モデル２０の形成材料としては、例えば、弾性を有するゴムや、熱可塑性エラストマー（ＴＰＥ）等の合成樹脂材料等が挙げることができる。また、心臓モデル２０は、実際の心臓により近似させるために、上記合成樹脂材料等により形成された略球体の表面に、模擬心筋および模擬心膜（図示せず）を備えていてもよい。より具体的には、略球体の表面を覆うように模擬心筋を備え、模擬心筋の表面を覆うように模擬心膜を備えることができる。模擬心筋の形成材料としては、例えば、Ｘ線透過性を有する軟性素材の合成樹脂（例えば、ＰＶＡ、シリコン等）等を挙げることができる。また、模擬心膜の形成材料としては、例えば、ナイロン不織布等の不織布や、ポリウレタンフォーム、ポリアミドフォーム、ポリエチレンフォーム、シリコンフォーム、ゴムスポンジ等の発泡体により形成された、複数の細孔を有する多孔質体や、Ｘ線透過性を有する軟性素材（例えば、ＰＶＡ、シリコン等）の合成樹脂等を挙げることができる。

[0035] 本実施形態の心臓シミュレータ１は、上述の心臓モデル２０に心臓血管モ

デル１０を固定することにより作製することができる。心臓血管モデル１０を心臓モデル２０に固定する方法としては、特に限定されないが、例えば、シール状の固定部材（図示せず）等により、固定することができる。固定部材の形成材料としては、例えば、Ｘ線透過性を有する軟性素材の合成樹脂（例えば、ＰＶＡ、シリコン、ポリウレタン、カラギナンなどの多糖類等）等を挙げることができる。なお、固定部材の設置位置や、設置個数は任意に決定することができる。固定部材は、例えば、外力及び流体流路内の圧力が他の部位と比べて高い接続部１３０や分岐部１４０や、流体流路の先端に位置する側枝部１２０や、拡散部１６０が設けられる主枝部１１０の先端部等の各部において配置されることが好ましい。また、固定部材は、例えば、心臓血管モデル１０（例えば、主枝部１１０）のうち、心臓モデル２０の表面Ｓ１との接触部分を除く表面全体を覆うように配置されることが好ましい。心臓血管モデル１０をより確実に心臓モデル２０へと固定するためである。

[0036] Ａ－２．第１実施形態の効果：

以上説明したように、本実施形態の心臓血管モデル１０は、心臓血管モデル１０の長軸方向に延びる内腔１１０Ｌを形成する主枝部１１０と、主枝部１１０に接続する拡散部１６０とを備えている。拡散部１６０は、内側部１６１と、内側部１６１の外側に位置する外側部１６３とを有している。内側部１６１は、細孔を有する内側多孔質体Ｐ６１により形成されており、外側部１６３は、細孔を有する外側多孔質体Ｐ６３により形成されている。長軸方向において、外側部１６３における流れ抵抗Ｆ６３は、内側部１６１における流れ抵抗Ｆ６１より高い。本実施形態の心臓血管モデル１０では、主枝部１１０が、細孔を有する多孔質体Ｐ６１，Ｐ６３により形成された拡散部１６０を備える。このため、多孔質体Ｐ６１，Ｐ６３の細孔から、内腔１１０Ｌを流れる流体（例えば、造影剤）を拡散させつつ外部へ排出することができる。換言すれば、多孔質体Ｐ６１，Ｐ６３により形成された拡散部１６０は、内腔１１０Ｌに流れ込んだ造影剤の圧力及び流速を分散させる拡散流路（緩衝流路）として機能する。拡散部１６０に流れ込んだ造影剤は、拡散

部１６０において流れ抵抗の低い部分から外部へ排出される。本実施形態の心臓血管モデル１０では、拡散部１６０が、内側部１６１と、内側部１６１の流れ抵抗Ｆ６１より高い流れ抵抗Ｆ６３を有する外側部１６３とを有する。このため、拡散部１６０に流れ込んだ造影剤は、まず、拡散部１６０のうち流れ抵抗の低い内側部１６１に充填され、その後、流れ抵抗のより高い外側部１６３へと進入し、拡散部１６０の外部へ排出される。このため、上記造影剤は、拡散部１６０における外側部１６３の外側面Ｓ６３全体から略均一に外部へ拡散、排出される。また、拡散部１６０が有する外側部１６３の流れ抵抗Ｆ６３が高いため、上記造影剤は外部へ排出される際に、より細かく拡散される。このため、本実施形態の心臓血管モデル１０では、造影剤使用時に得られるＸ線透視画像において、実際の臨床上のＸ線透視画像で確認される造影像の濃淡の様子（具体的には、造影剤が細動脈に沿って拡がったのち細静脈に拡散して消える様子）を模擬することができる。このため、実際の臨床現場において造影剤使用時に得られるＸ線透視画像を実際の臨床上で観察される拡散像に近似させた心臓血管モデル１０を提供することができる。また、本実施形態の心臓血管モデル１０は、拡散部１６０が、外側部１６３と内側部１６１とから構成される別体構成である。このため、拡散部１６０を容易に作製することができるとともに、外側部１６３および内側部１６１の組合せを容易に変更することができる。

[0037] また、本実施形態の心臓血管モデル１０において、拡散部１６０は、主枝部１１０における内腔１１０Ｌに開口する一端を有する、有底筒状体である。本実施形態の心臓血管モデル１０によれば、拡散部１６０は、内腔１１０Ｌに開口する一端を有しており、外形上閉塞している他端を有する、有底筒状体であるため、拡散部１６０の末端においても、実際の臨床現場において造影剤使用時に得られるＸ線透視画像における造影像の濃淡の様子を模擬できる。

[0038] また、本実施形態の心臓血管モデル１０において、外側部１６３における外側多孔質体Ｐ６３の孔径は、内側部１６１における内側多孔質体Ｐ６１の

孔径より小さい。多孔質体の孔径が小さいほど、多孔質体における流れ抵抗は高くなる。このため、本実施形態の心臓血管モデル１０では、外側部１６３における外側多孔質体Ｐ６３の流れ抵抗Ｆ６３は、内側部１６１における内側多孔質体Ｐ６１の流れ抵抗Ｆ６１より高い。このため、本実施形態の心臓血管モデル１０によれば、外側部１６３における外側多孔質体Ｐ６３の孔径および内側部１６１における内側多孔質体Ｐ６１の孔径を調整することにより、造影剤使用時に得られるＸ線透視画像において、実際の臨床上のＸ線透視画像で確認される造影像の濃淡の様子（具体的には、造影剤が細動脈に沿って拡がったのち細静脈に拡散して消える様子）を模擬することができる。このため、実際の臨床現場において造影剤使用時に得られるＸ線透視画像を実際の臨床上で観察される造影像に近似させた血管モデルを提供することができる。

[0039] また、本実施形態の心臓血管モデル１０において、主枝部１１０は、心臓血管モデル１０の長軸方向に延びる管状体である。また、拡散部１６０は、主枝部１１０の先端部に設けられている。本実施形態の心臓血管モデル１０によれば、拡散部１６０は、主枝部１１０（管状体）の先端部に設けられているため、主枝部１１０の先端部側で、実際の臨床現場において造影剤使用時に得られるＸ線透視画像における造影像の濃淡の様子を模擬できる。

[0040] Ｂ．第２実施形態：

図５は、第２実施形態の心臓シミュレータ１ａが備える心臓血管モデル１０ａの一部分（図１のＸ１部に相当する部分）の断面構成を拡大して示す説明図である。以下では、第２実施形態の心臓シミュレータ１ａの構成のうち、上述した第１実施形態の心臓シミュレータ１と同一の構成については、その説明を適宜省略する。

[0041] 第２実施形態の心臓血管モデル１０ａは、拡散部１６０ａにおいて、内側部１６１ａおよび外側部１６３ａにそれぞれ弾性体Ｅ１が充填されている点で、第１実施形態の心臓血管モデル１０と異なっている。

[0042] 上述したように、本実施形態の拡散部１６０ａは、内側部１６１ａと、内

側部１６１ａの外側に位置する外側部１６３ａとにより構成されている。

[0043] 内側部１６１ａは、第１実施形態の内側部１６１と同様に、内腔１６０Ｌを有する有底筒状体であり、内腔１６０Ｌは、主枝部１１０の内腔１１０Ｌに連通している。本実施形態において、内側部１６１ａは、内側多孔質体Ｐ６１と、弾性を有する部材である弾性体Ｅ１とにより形成されている。より具体的には、内側部１６１ａにおいて、内側多孔質体Ｐ６１の各細孔には、弾性体Ｅ１が充填されている。弾性体Ｅ１としては、例えば、ＰＶＡ、ポリウレタンを含むエラストマー、ゴム等の弾性材料を挙げることができる。本実施形態において、弾性体Ｅ１の弾性率は、例えば、０．０１ＭＰａ以上、１．５ＭＰａ以下であり、より好ましくは、０．３ＭＰａ以上、０．５ＭＰａ以下である。ここで、弾性材料の弾性率は、上述の流れ抵抗に影響を及ぼす。すなわち、弾性材料の弾性率が大きいほど、流体が弾性材料を含む多孔質体内に進入し、弾性材料を含む多孔質外へと排出する際に、流れ抵抗はより高くなる。換言すれば、弾性体の弾性率が高いほど、流れ抵抗はより高くなる。本実施形態において、心臓血管モデル１０ａに供給された流体が、内側部１６１ａから確実に排出されるために、弾性体Ｅ１の弾性率は、弾性体Ｅ１の弾性変形における応力が、当該流体の流体圧力より小さくなる値であることが好ましい。なお、弾性体Ｅ１の弾性率は、例えば、弾性材料の種類、溶媒中の弾性材料の濃度等により調整することができる。

[0044] 外側部１６３ａは、第１実施形態の外側部１６３と同様に、内側部１６１ａの外側に位置する有底筒状体であり、外側部１６３ａの内側面Ｓ６２は、内側部１６１ａの外側面Ｓ６１に接触している。本実施形態において、外側部１６３ａは、外側多孔質体Ｐ６３と、弾性体Ｅ１とにより形成されている。より具体的には、内側部１６１ａと同様に、外側部１６３ａにおいて、外側多孔質体Ｐ６３の各細孔には、弾性体Ｅ１が充填されている。本実施形態において、外側部１６３ａに含まれる弾性体Ｅ１は、内側部１６１ａに含まれる弾性体Ｅ１と同一の弾性材料であり、かつ、弾性体Ｅ１の弾性率も略同等である。

[0045] 上述の拡散部１６０ａは、例えば、次の方法により作成することができる。まず、内腔１６０Ｌと同径の内径を有する凹部を有し、かつ、当該凹部内に内腔１６０Ｌと同径の外径を有する芯金が配置された内側多孔質体Ｐ６１と、内側多孔質体Ｐ６１の外径と同径の内径を有する凹部を有する外側多孔質体Ｐ６３とを準備する。次いで、外側多孔質体Ｐ６３の凹部内へ、内側多孔質体Ｐ６１を配置する（拡散部前駆体の作製）。このとき、内側多孔質体Ｐ６１の凹部の開口部と、外側多孔質体Ｐ６３の凹部の開口部とが、同じ方向に位置するよう配置する。このように作製された拡径部前駆体に、弾性体Ｅ１を充填する（拡散部１６０ａの作製）。弾性体Ｅ１の充填は、例えば、拡径部前駆体に対して、溶媒等（例えば、水）に溶解させることにより液状としたＰＶＡ、ポリウレタンを含むエラストマー、ゴム等の弾性材料を流し込むことにより実施することができる。最後に、弾性体Ｅ１が充填された拡径部前駆体から芯金を除去することにより、拡散部１６０ａを作製することができる。また、別の例として、上記液状とした弾性材料に、拡径部前駆体を浸漬することにより、拡径部前駆体に対する弾性体Ｅ１の充填を実施することとしてもよい。拡散部１６０ａの作製方法は、上記方法に限定されず、例えば、まず、内側多孔質体Ｐ６１と外側多孔質体Ｐ６３とに、それぞれ、弾性体Ｅ１を充填し（内側部１６１ａおよび外側部１６３ａの作製）、外側部１６３ａの凹部内に内側部１６１ａを配置することにより作製することができる。

[0046] 図６は、造影剤ＣＡの拡散の様子を示す説明図である。図６（Ａ）および（Ｃ）は、流体流路内の圧力が低い場合の拡散部１６０ａの様子を表し、図６（Ｂ）は、流体流路内の圧力が高い場合の拡散部１６０ａの様子を表している。なお、図６では、拡散部１６０ａのうち内側部１６１ａについて、造影剤ＣＡの拡散の様子を示しているが、当該様子は、外側部１６３ａについても同様である。本実施形態の内側部１６１ａにおいて、内側多孔質体Ｐ６１の細孔には弾性体Ｅ１が充填されている。このため、例えば、心臓血管モデル１０ａに模擬血液のみが供給され、心臓血管モデル１０ａ内（例えば、

主枝部１１０の内腔１１０Ｌ）の圧力が低い間は、図６（Ａ）に示すように、弾性体Ｅ１が内側多孔質体Ｐ６１の各細孔を封止状態としている。

[0047] また、心臓血管モデル１０ａ内に造影剤ＣＡが注入されることによって、心臓血管モデル１０ａ内（例えば、主枝部１１０の内腔１１０Ｌ）の圧力が高まった際には、図６（Ｂ）に示すように、弾性体Ｅ１が図中において矢印を付した方向へと圧縮され、また、内側多孔質体Ｐ６１が変形することで、内側多孔質体Ｐ６１の各細孔との間に微細な空隙が生じ、内側多孔質体Ｐ６１の各細孔を開放することができる。このため、図６（Ｂ）に示すように、開放された各細孔から、造影剤ＣＡをより細かく拡散及び排出することができる。この結果、造影剤使用時に得られるＸ線透視画像における造影像の濃淡の様子（造影剤の拡散および消失像）を、実際の血管により近づけることができる。

[0048] さらに、造影剤ＣＡの注入終了後は、再び心臓血管モデル１０ａ内（例えば、主枝部１１０の内腔１１０Ｌ）の圧力が低くなるため、図６（Ｃ）に示すように、弾性体Ｅ１が内側多孔質体Ｐ６１の各細孔を封止状態とする。このため、心臓シミュレータ１ａおよび心臓血管モデル１０ａ（血管モデル）を流体（水や生理食塩水等）に浸した湿潤状態で使用する場合において、血管モデルの周囲を満たす流体や造影剤ＣＡが、内側多孔質体Ｐ６１の各細孔から流体流路内（例えば、主枝部１１０の内腔１１０Ｌ）へと逆流することを抑制できる。また、本実施形態の内側多孔質体Ｐ６１では、内側多孔質体Ｐ６１内に進入した造影剤ＣＡを、より確実に内側多孔質体Ｐ６１の外部（すなわち、外側多孔質体Ｐ６３）へと排出することができる。また、本実施形態の外側多孔質体Ｐ６３においても、外側多孔質体Ｐ６３内に侵入した造影剤ＣＡを、より確実に外側多孔質体Ｐ６３（すなわち、拡散部１６０ａ）へと排出することができる。すなわち、本実施形態では、拡散部１６０ａの内部に造影剤ＣＡが残存することを低減するため、拡散部１６０ａが造影剤ＣＡによって汚染されにくい。このため、拡散部１６０ａ（または、心臓血管モデル１０ａ）の再利用が可能となる。

[0049] 上述の通り、本実施形態の拡散部１６０ａでは、外側部１６３ａを形成する外側多孔質体Ｐ６３の孔径は、内側部１６１ａを形成する内側多孔質体Ｐ６１の孔径より小さい。また、内側部１６１ａおよび外側部１６３ａに充填された弾性体Ｅ１の弾性率は略同等である。このため、外側部１６３ａにおける流れ抵抗Ｆ６３ａは、内側部１６１ａにおける流れ抵抗Ｆ６１ａより高い。

[0050] 以上説明したように、本実施形態の心臓血管モデル１０ａは、拡散部１６０ａにおいて、外側部１６３ａにおける外側多孔質体Ｐ６３と、内側部１６１ａにおける内側多孔質体Ｐ６１との両方の細孔に弾性体Ｅ１が充填されている。本実施形態の心臓血管モデル１０ａでは、拡散部１６０ａにおいて、内側部１６１ａおよび外側部１６３ａの多孔質体Ｐ６１，Ｐ６３の細孔には弾性体Ｅ１が充填されているため、内腔１１０Ｌ内の圧力が低い間は多孔質体Ｐ６１，Ｐ６３の各細孔を封止し、造影剤ＣＡの流入によって内腔１１０Ｌ内の圧力が高まった際には多孔質体Ｐ６１，Ｐ６３の各細孔を開放することができる。このため、造影剤ＣＡをより細かく拡散および排出することができ、実際の臨床現場において造影剤使用時に得られるＸ線透視画像における造影像の濃淡の様子（造影剤の拡散および消失像）を、実際の臨床上で観察される造影像により近づけることができる。また、拡散部１０６ａに進入した造影剤ＣＡは、弾性体Ｅ１の弾力により、より確実に拡散部１６０ａの外部へと排出されるため、拡散部１６０ａに造影剤ＣＡが残存することを抑制し、ひいては、拡散部１６０ａの再利用を可能とする。また、心臓血管モデル１０ａを流体（水や生理食塩水等）に浸した湿潤状態で使用する場合において、心臓血管モデル１０ａの周囲を満たす流体が、多孔質体Ｐ６１，Ｐ６３の各細孔から内腔１１０Ｌ内へと逆流することを抑制できる。

[0051] Ｃ．第３実施形態：

図７は、第３実施形態の心臓シミュレータ１ｂが備える心臓血管モデル１０ｂの一部分（図１のＸ１部に相当する部分）の断面構成を拡大して示す説明図である。以下では、第３実施形態の心臓シミュレータ１ｂの構成のうち

、上述した第１実施形態および第２実施形態の心臓シミュレータ１，１ａと同一の構成については、その説明を適宜省略する。

[0052] 第３実施形態の心臓血管モデル１０ｂは、拡散部１６０ｂを構成する外側部１６３ｂが、外側多孔質体Ｐ６３ｂにより形成されているとともに、外側部１６３ｂに弾性体Ｅ３が充填されている点で、第２実施形態の心臓血管モデル１０ａと異なっている。

[0053] 上述したように、本実施形態の拡散部１６０ｂは、内側部１６１ａと、内側部１６１ａの外側に位置する外側部１６３ｂとにより構成されている。

[0054] 外側部１６３ｂは、第２実施形態の外側部１６３ａと同様に、内側部１６１ａの外側に位置する有底筒状体であり、外側部１６３ｂの内側面Ｓ６２は、内側部１６１ａの外側面Ｓ６１に接触している。本実施形態において、外側部１６３ｂは、外側多孔質体Ｐ６３ｂと、弾性体Ｅ３とにより形成されている。より具体的には、内側部１６１ａと同様に、外側部１６３ｂにおいて、外側多孔質体Ｐ６３ｂの各細孔には、弾性体Ｅ３が充填されている。本実施形態において、外側部１６３ｂを形成する外側多孔質体Ｐ６３ｂは、内側部１６１ａを形成する内側多孔質体Ｐ６１と同一である。すなわち、外側多孔質体Ｐ６３ｂの形成材料および孔径は、内側多孔質体Ｐ６１の形成材料および孔径と、それぞれ同一または略同一である。一方、外側多孔質体Ｐ６３ｂに充填された弾性体Ｅ３は、内側多孔質体Ｐ６１に充填された弾性体Ｅ１と異なる。すなわち、弾性体Ｅ３は、弾性体Ｅ１と同様に、例えば、ＰＶＡ、ポリウレタンを含むエラストマー、ゴム等の弾性材料であるが、弾性体Ｅ３の弾性率は、弾性材料の種類、溶媒中の弾性材料の濃度等が異なることにより、弾性体Ｅ１の弾性率と異なる。より具体的には、弾性体Ｅ３の弾性率は、弾性体Ｅ１の弾性率より高い。本実施形態において、弾性体Ｅ３の弾性率は、例えば、０．０１ＭＰａ以上、１．５ＭＰａ以下であり、より好ましくは、０．３ＭＰａ以上、０．５ＭＰａ以下である。本実施形態において、弾性体Ｅ３の弾性率は、弾性体Ｅ１と同様に、心臓血管モデル１０ｂに供給された流体が、外側部１６３ｂから確実に排出されるために、弾性体Ｅ３の

弾性変形における応力が、当該流体の流体圧力より小さくなる値であることが好ましい。

[0055] 上述の通り、本実施形態の拡散部１６０ｂでは、外側部１６３ｂを形成する外側多孔質体Ｐ６３ｂの孔径は、内側部１６１ａを形成する内側多孔質体Ｐ６１の孔径と略同一である。一方、外側部１６３ｂに充填された弾性体Ｅ３の弾性率は、内側部１６１ａに充填された弾性体Ｅ１の弾性率より高い。このため、外側部１６３ｂにおける流れ抵抗Ｆ６３ｂは、内側部１６１ａにおける流れ抵抗Ｆ６１ａより高い。

[0056] 以上説明したように、本実施形態の心臓血管モデル１０ｂは、拡散部１６０ｂにおいて、内側部１６１ａにおける内側多孔質体Ｐ６１と、外側部１６３ｂにおける外側多孔質体Ｐ６３ｂとの両方の細孔に、それぞれ、弾性体Ｅ１，Ｅ３が充填されている。また、外側多孔質体Ｐ６３の弾性率は、内側多孔質体Ｐ６１の弾性率より高い。弾性体の弾性率が高いほど、弾性体が充填された多孔質体における流れ抵抗は高くなる。このため、本実施形態の心臓血管モデル１０ｂによれば、外側部１６３ｂにおける流れ抵抗Ｆ６３ｂは、内側部１６１ａにおける流れ抵抗Ｆ６１ａより高い。このため、本実施形態の心臓血管モデル１０ｂによれば、外側部１６３ｂにおける弾性体Ｅ３の弾性率および内側部１６１ａにおける弾性体Ｅ１の弾性率を調整することにより、造影剤使用時に得られるＸ線透視画像において、実際の臨床上のＸ線透視画像で確認される造影像の濃淡の様子（具体的には、造影剤が細動脈に沿って拡がったのち細静脈に拡散して消える様子）を模擬することができる。このため、実際の臨床現場において造影剤使用時に得られるＸ線透視画像を実際の臨床上で観察される造影像に近似させた心臓血管モデル１０ｂを提供することができる。

[0057] Ｄ．変形例：

本明細書で開示される技術は、上述の実施形態および変形例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形態に変形することができ、例えば次のような変形も可能である。

[0058] 図８は、変形例における心臓シミュレータが備える心臓血管モデル１０ｃの一部分（図１のＸ１部に相当する部分）の断面構成を拡大して示す説明図である。以下では、本変形例の心臓シミュレータの構成のうち、上述した第１実施形態、第２実施形態および第３実施形態の心臓シミュレータ１，１ａ，１ｂと同一の構成については、その説明を適宜省略する。

[0059] 本変形例の心臓血管モデル１０ｃは、主枝部１１０ｃが、高い滑り性を有する本体部１１１と、本体部１１１よりも弾性率の高いコート層１１３とから構成されている点で、第１実施形態の心臓血管モデル１０と異なっている。本体部１１１は、特許請求の範囲における流路形成部の一例である。

[0060] 本体部１１１は、内腔１１０Ｌを有する管状体であり、長軸方向に延びる流体流路を形成している。本体部１１１の形成材料は、第１実施形態の主枝部１１０の形成材料と同様に、Ｘ線透過性を有する軟性素材とすることができる。コート層１１３は、本体部１１１をコーティングするように、本体部１１１の外周に配置されている。より具体的には、コート層１１３の内周面は、本体部１１１の外周面と接触している。コート層１１３の形成材料は、Ｘ線透過性を有し、かつ、本体部１１１の形成材料が有する弾性率より高い弾性率を有する弾性素材とすることができる。コート層１１３の形成材料として、例えば、ポリビニルアルコール（ＰＶＡ）、ポリウレタン（ＰＵ）、シリコン、ポリアミド（ＰＡ）、ポリエチレン（ＰＥ）、ポリ塩化ビニル（ＰＶＣ）等の合成樹脂を挙げることができる。なお、本変形例では、コート層１１３は、本体部１１１の外周面の全体に配置されているが、これに限定されず、本体部１１１の外周面の一部に配置されていてもよい。

[0061] 本体部１１１へコート層１１３を配置する方法としては、特に限定されず、従来公知の方法（例えば、ディップコーティング）を用いることができる。

[0062] 本変形例の心臓血管モデル１０ｃでは、柔軟性に富む主枝部１１０ｃが、本体部１１１と、本体部１１１の形成材料が有する弾性率より高い弾性率を有する弾性素材で形成されるコート層１１３とから構成されている。このた

め、コート層１１３によって、主枝部１１０ｃの弾性率を調整することができる。

[0063] 図９は、他の変形例における心臓血管モデル１０ｄの一部分（図１のＸ２部に相当する部分）の断面構成を拡大して示す説明図である。以下では、本変形例の心臓シミュレータの構成のうち、上述した第１実施形態、第２実施形態、第３実施形態および変形例の心臓シミュレータ１，１ａ，１ｂと同一の構成については、その説明を適宜省略する。

[0064] 本変形例の心臓血管モデル１０ｄは、主枝部１１０ｄが、スリット１１０Ｓを備えている点で、第１実施形態の心臓血管モデル１０と異なっている。主枝部１１０ｄは、特許請求の範囲における流路形成部の一例である。

[0065] 上述したように、主枝部１１０ｄは、スリット１１０Ｓを備えている。本実施形態において、主枝部１１０ｄには、スリット１１０Ｓが形成されている。スリット１１０Ｓは、線状、くさび状、丸形状、または、多角形形状等の形状で、心臓モデルに沿うように形成されている。なお、スリット１１０Ｓの形成位置、形状および個数は、特に限定されない。

[0066] 本変形例の心臓血管モデル１０ｄでは、主枝部１１０ｄは、スリット１１０Ｓを備えている。このため、主枝部１１０ｄにおける管内圧力Ｆ１０を調整することができる。すなわち、主枝部１１０ｄにおける管内圧力Ｆ１０は、スリット１１０Ｓが形成されている部分において低くなる。例えば、実際の冠動脈における血液の流れ抵抗は、一般に、基端側において高く、先端側において低い。換言すれば、実際の冠動脈における主枝部の管内圧力は、一般に、基端側において高く、先端側において低い。このため、このような特徴を有する実際の冠動脈を模擬すべく、主枝部１１０ｄの基端側における管内圧力Ｆ１０が、先端側における管内圧力Ｆ１０より高くなるよう、スリット１１０Ｓを形成してもよい。例えば、主枝部１１０ｄの基端側に形成されるスリット１１０Ｓの個数を、先端側に形成されるスリット１１０Ｓの個数より少なくすることにより、上記特徴を模擬した主枝部１１０ｄを得ることができる。本明細書において、「管内圧力」とは、ヒトの血圧を模擬したも

のであり、例えば、主枝部１１０ｄに圧力計を繋ぎ、測定することができる。また、流体力学的に流速から概算で管内圧力を求めることもできる。

[0067] 図１０は、他の変形例における心臓シミュレータ１ｅの構成を概略的に示す説明図である。以下では、本変形例の心臓シミュレータ１ｅの構成のうち、上述した第１実施形態、第２実施形態、第３実施形態および変形例の心臓シミュレータ１，１ａ，１ｂと同一の構成については、その説明を適宜省略する。

[0068] 本変形例の心臓シミュレータ１ｅが備える心臓血管モデル１０ｅでは、主枝部１１０ｅが拡散部１６０を備えていない点、および、側枝部１２０ｅが多孔質体により形成されている点で、第１実施形態の心臓血管モデル１０と異なっている。側枝部１２０ｅは、特許請求の範囲における拡散部の一例である。

[0069] 上述の通り、本変形例の主枝部１１０ｅは、内腔１６０Ｌを有する有底筒状体である。より具体的には、主枝部１１０ｅは、一体として、上述の主枝部１１０と同様の材料により形成されている。

[0070] 本変形例の側枝部１２０ｅは、多孔質体により形成されている。換言すれば、本変形例では、側枝部１２０ｅが拡散部として機能している。このため、本変形例の心臓血管モデル１０ｅは、側枝部１２０ｅを含む分岐部１４０において、拡散部が設けられている。側枝部１２０ｅは、第１実施形態の拡散部１６０と同様の構成を備えている。すなわち、側枝部１２０ｅは、内側多孔質体により形成された内側部と、外側多孔質体により形成された外側部とにより形成されている。内側多孔質体および外側多孔質体の形成材料および孔径は、上述の内側多孔質体Ｐ６１および外側多孔質体Ｐ６３と同様である。

[0071] 本変形例の心臓血管モデル１０ｅでは、側枝部１２０ｅが上述の拡散部により形成されていることにより、分岐部１４０が拡散部を含んでいる。このため、心臓血管モデル１０ｅによれば、分岐部１４０で、実際の臨床現場において造影剤使用時に得られるＸ線透視画像における造影像の濃淡の様子を

模擬できる。

[0072] 第１の実施形態では、上記拡散部を備える血管モデルを心臓血管モデルに採用したが、これに限定されない。上記血管モデルを、脳血管モデル、肝臓血管モデル、下肢血管モデル等に採用してもよい。

[0073] 第１実施形態の拡散部１６０は、有底筒状体であるとしたがこれに限定されず、他の形状であってもよい。また、第１実施形態では、拡散部１６０が内腔１６０Ｌを有する構成を採用したがこれに限定されない。例えば、拡散部１６０が内腔１６０Ｌを備えない構成、すなわち、拡散部１６０が多孔質体により形成される中実体である構成を採用してもよい。

[0074] 第１実施形態の拡散部１６０は、多孔質体により形成された２層構造に限定されず、３層以上の多層構造が採用されていてもよい。このような構成において、当該多層構造における各層の流れ抵抗は、拡散部１６０の外側へ向かうほど高くなる構成を採用することが好ましい。一方、拡散部１６０に、単層構造が採用されてもよい。このような構成において、拡散部１６０の外側部分の孔径を、内側部分の孔径より小さくすることで、拡散部１６０における流れ抵抗を実現することができる。

[0075] 第１実施形態の拡散部１６０においては、外側部１６３の内側面Ｓ６２が、内側部１６１の外側面Ｓ６１に接触している構成を採用したが、これに限定されず、外側部１６３の内側面Ｓ６２と、内側部１６１の外側面Ｓ６１とが接触していない構成、すなわち、内側部１６１と外側部１６３との間に空間が存在する構成を採用してもよい。

[0076] 第１実施形態の拡散部１６０において、内側部１６１を形成する内側多孔質体Ｐ６１と、外側部１６３を形成する外側多孔質体Ｐ６３とが、異なる多孔質材料により形成されていてもよい。このような構成において、外側多孔質体Ｐ６３には、内側多孔質体Ｐ６１の形成材料より水はけの良い形成材料を用いることが好ましい。

[0077] 第１実施形態の心臓血管モデル１０において、主枝部１１０が、多孔質体により形成されていてもよい。このような構成の心臓血管モデルによれば、

主枝部を多孔質体により形成することによって、多孔質体の細孔から内腔１１０Ｌを流れる流体を拡散させつつ外部へ排出する拡散部として機能させることができる。このような構成において、拡散部１６０における管内圧力Ｆ１６０（図４参照）が、主枝部１１０の管内圧力Ｆ１０より低い構成とすることができる。心臓血管モデル１０に供給された流体が、管内圧力の低い主枝部１１０において、過度に浸出することを抑制するためである。すなわち、このような構成の心臓血管モデルによれば、心臓血管モデル１０に供給された造影剤が、主枝部１１０において外部へ排出することを低減し、拡散部１６０まで造影剤を行きわたらせ、ひいては、拡散部１６０において造影剤を一定の濃度（流量）まで拡散させ、排出させることができる。このため、実際の臨床現場において造影剤使用時に得られるＸ線透視画像を実際の臨床上で観察される造影像血管に近似させた血管モデルを提供することができる。上記管内圧力の調整は、例えば、主枝部１１０を形成する多孔質体の孔径を、拡散部１６０を形成する多孔質体の孔径より小さくすることにより実現することができる。

[0078] 第２実施形態の拡散部１６０ａにおいて、外側部１６３ａにおける流れ抵抗Ｆ６３ａが、内側部１６１ａにおける流れ抵抗Ｆ６１ａより大きい構成であればよく、例えば、内側部１６１ａに充填されている弾性体と、外側部１６３ａに充填されている弾性体とが、異なる弾性材料であってもよい。このような構成において、外側部１６３ａに充填される弾性体の弾性率は、内側部１６１ａに充填される弾性体の弾性率より高いことが好ましい。また、外側部１６３ａにのみ弾性体Ｅ１が充填されている構成が採用されてもよい。

## 符号の説明

[0079] １：心臓シミュレータ　１ａ：心臓シミュレータ　１ｂ：心臓シミュレータ　１ｅ：心臓シミュレータ　１０：心臓血管モデル　１０ａ：心臓血管モデル　１０ｂ：心臓血管モデル　１０ｃ：心臓血管モデル　１０ｄ：心臓血管モデル　１０ｅ：心臓血管モデル　２０：心臓モデル　１００：導入部　１１０：主枝部　１１０Ｌ：内腔　１１０Ｓ：スリット　１１０ｃ：主枝部

１１０ｄ：主枝部　１１０ｅ：主枝部　１１１：本体部　１１３：コート層　１２０：側枝部　１２０ｅ：側枝部　１３０：接続部　１４０：分岐部　１６０：拡散部　１６０Ｌ：内腔　１６０ａ：拡散部　１６０ｂ：拡散部　１６１：内側部　１６１ａ：内側部　１６３：外側部　１６３ａ：外側部　１６３ｂ：外側部　Ｅ１：弾性体　Ｅ３：弾性体　Ｐ６１：内側多孔質体　Ｐ６３：外側多孔質体　Ｐ６３ｂ：外側多孔質体　Ｓ１：表面　Ｓ６０：内側面　Ｓ６１：外側面　Ｓ６２：内側面　Ｓ６３：外側面

# 請求の範囲

[請求項1] 血管モデルであって、

前記血管モデルの長軸方向に延びる流体流路を形成する流路形成部と、

前記流路形成部に接続し、かつ、細孔を有する多孔質体により形成された拡散部と、を備え、

前記拡散部は、内側部分と、前記内側部分の外側に位置する外側部分とを有し、

前記長軸方向において、前記外側部分における流れ抵抗は、前記内側部分における流れ抵抗より高い、

血管モデル。

[請求項2] 請求項１に記載の血管モデルであって、

前記拡散部は、前記多孔質体として、前記外側部分を構成する第１の多孔質体と、前記内側部分を構成する第２の多孔質体と、を備える、

血管モデル。

[請求項3] 請求項１または請求項２に記載の血管モデルであって、

前記拡散部は、前記流路形成部における前記流体流路に開口する一端を有する、有底筒状体である、

血管モデル。

[請求項4] 請求項１から請求項３までのいずれか一項に記載の血管モデルであって、

前記外側部分における多孔質体の孔径は、前記内側部分における多孔質体の孔径より小さい、

血管モデル。

[請求項5] 請求項１から請求項４までのいずれか一項に記載の血管モデルであって、

前記拡散部において、前記外側部分における多孔質体と前記内側部

分における多孔質体との少なくとも一方の細孔には弾性体が充填されている、

血管モデル。

[請求項6] 請求項１から請求項５までのいずれか一項に記載の血管モデルであって、

前記拡散部において、前記外側部分における多孔質体と前記内側部分における多孔質体との両方の細孔には弾性体が充填されており、

前記外側部分における多孔質体の細孔に充填された弾性体の弾性率は、前記内側部分における多孔質体の細孔に充填された弾性体の弾性率より高い、

血管モデル。

[請求項7] 請求項１から請求項６までのいずれか一項に記載の血管モデルであって、

前記流路形成部は、前記血管モデルの長軸方向に延びる管状体であり、

前記拡散部は、前記管状体の先端部に設けられている、

血管モデル。

[請求項8] 請求項１から請求項６までのいずれか一項に記載の血管モデルであって、

前記流路形成部は、前記血管モデルの長軸方向に延びる管状体であり、

前記拡散部は、前記管状体が分岐する分岐部に設けられている、

血管モデル。

[請求項9] 請求項１から請求項６までのいずれか一項に記載の血管モデルであって、

前記流路形成部は、多孔質体により形成されている、

血管モデル。

[請求項10] 請求項３に記載の血管モデルであって、

前記拡散部における管内圧力は、前記流路形成部の管内圧力より低い、

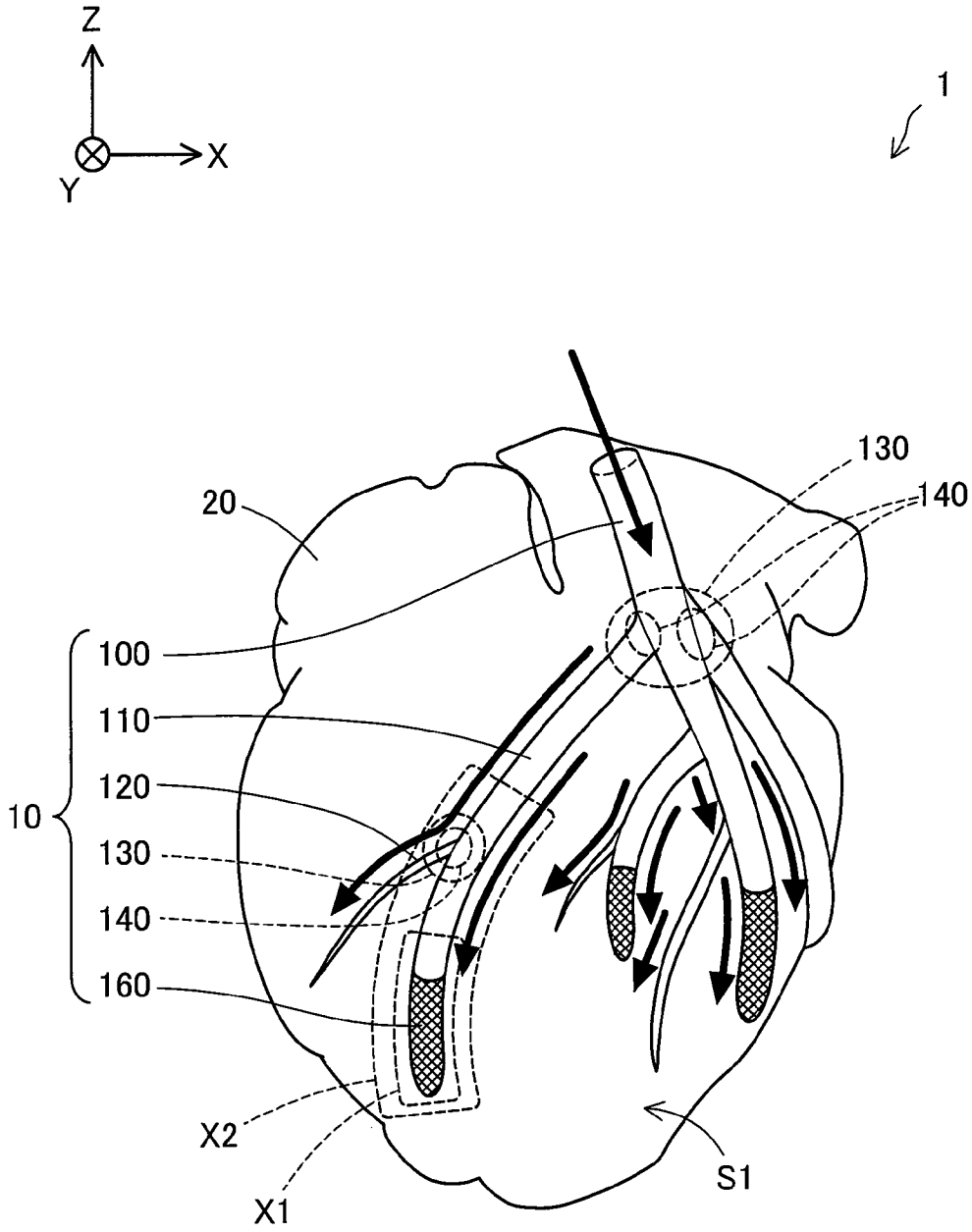
血管モデル。

[請求項11] 請求項１から請求項１０までのいずれか一項に記載の血管モデルであって、

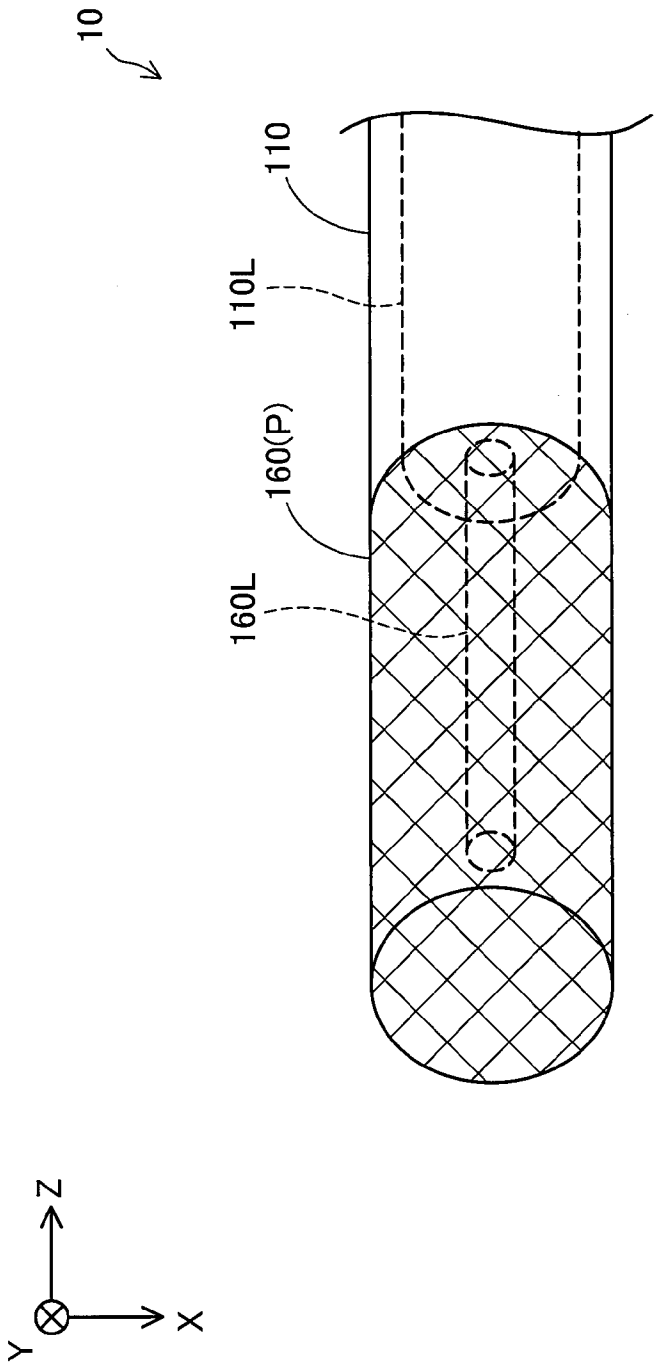
前記血管モデルの外周面の少なくとも一部分は、弾性素材によりコーティングされている、

血管モデル。

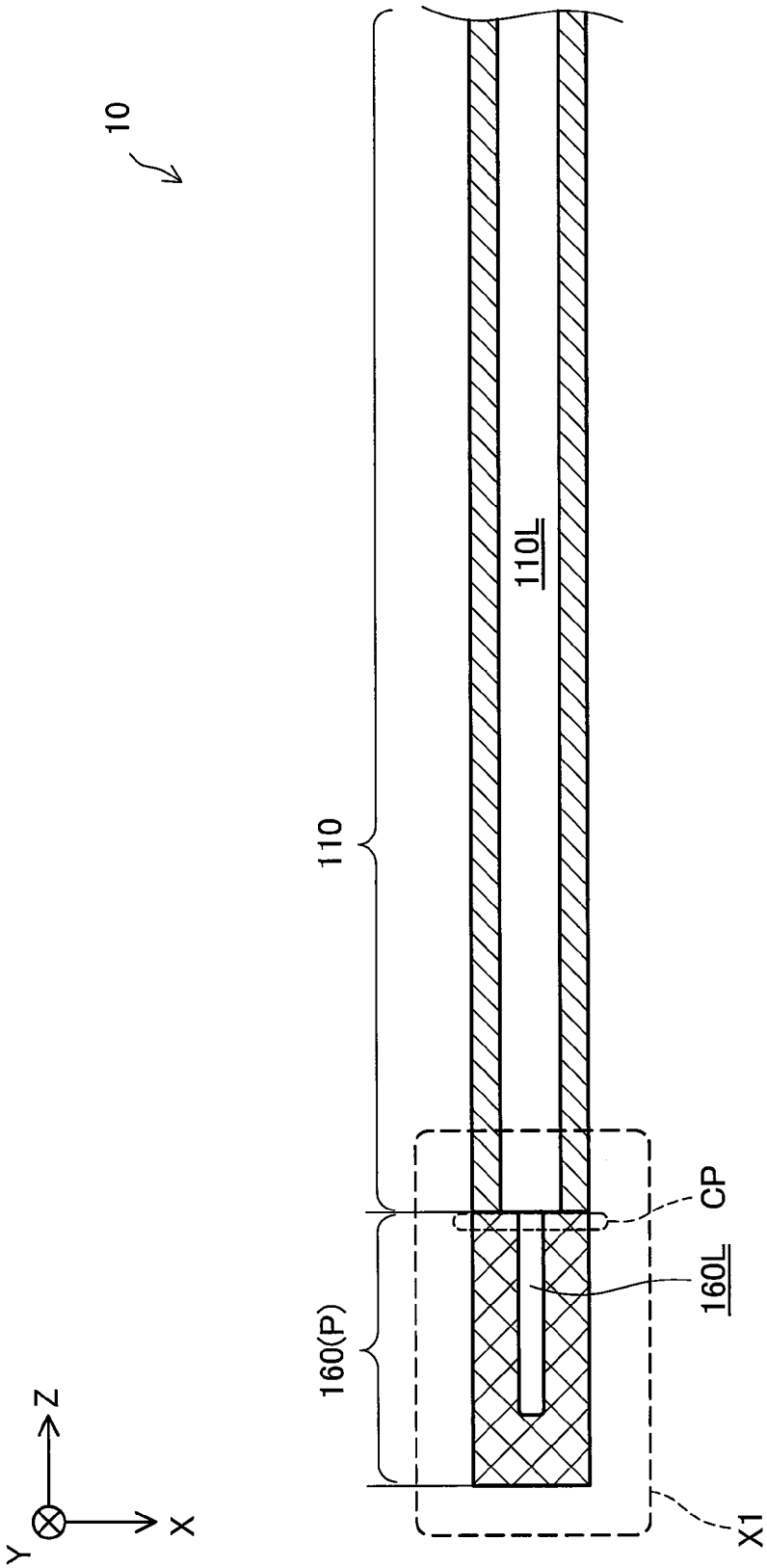
[図1]



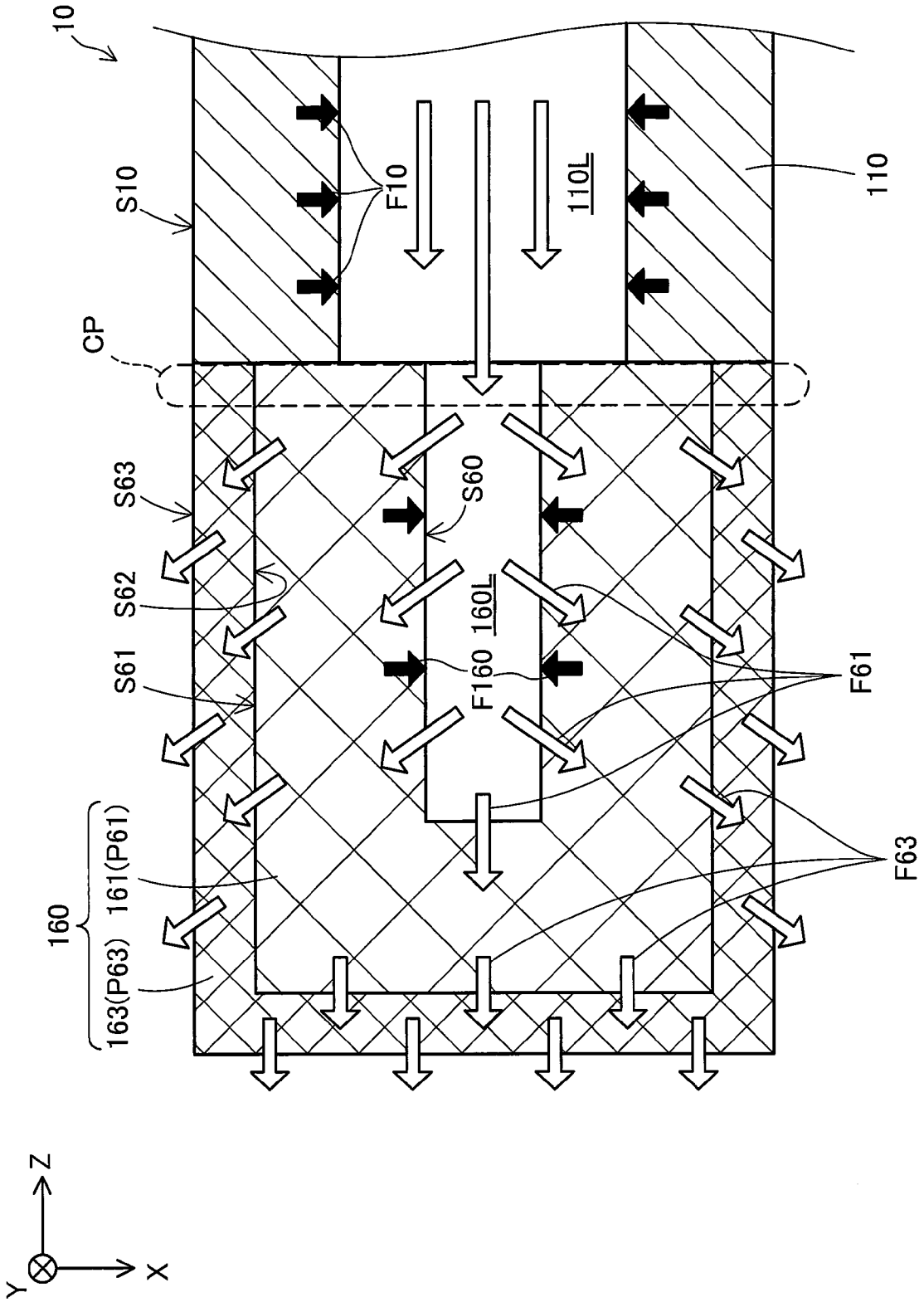
[図2]



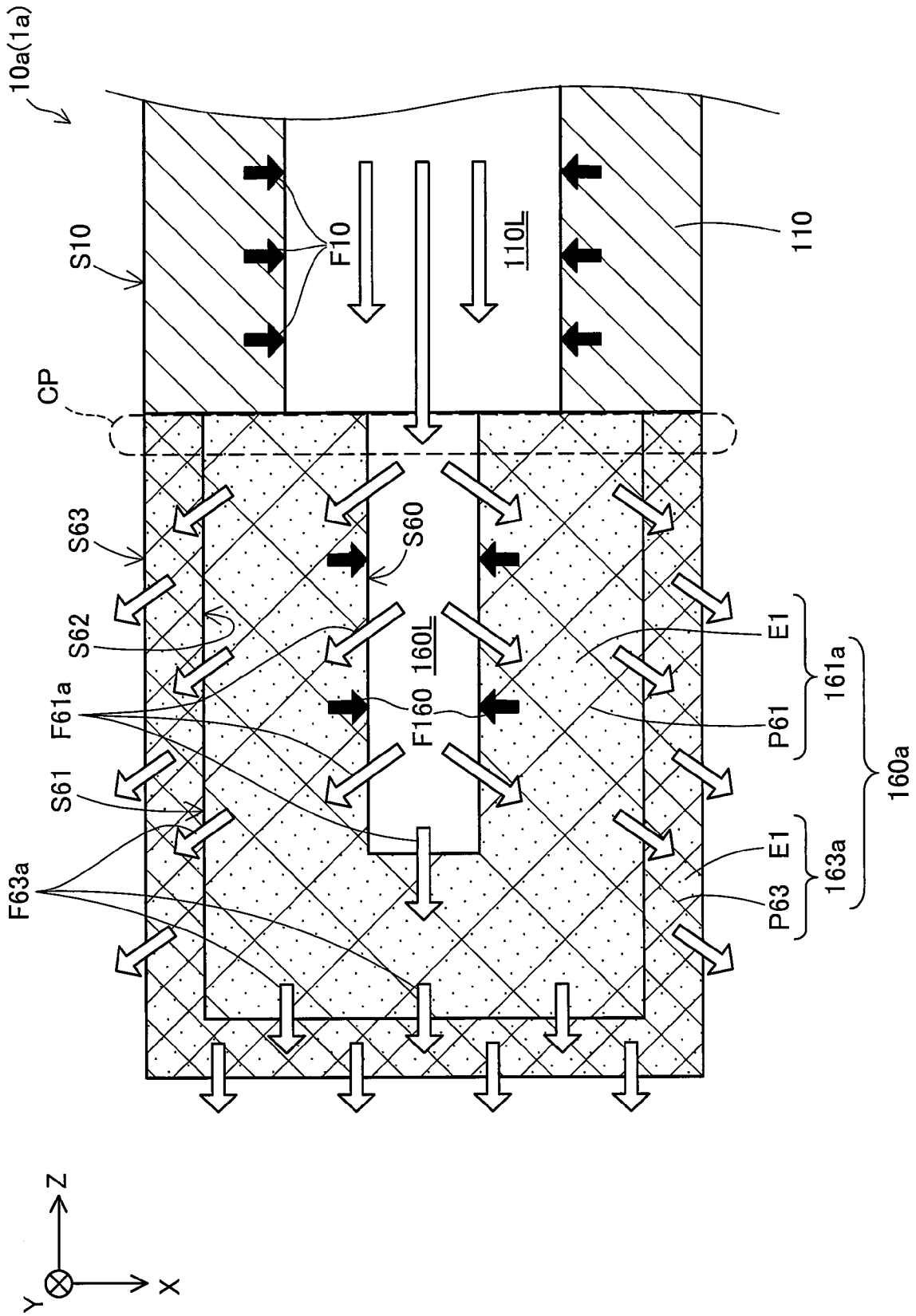
[図3]



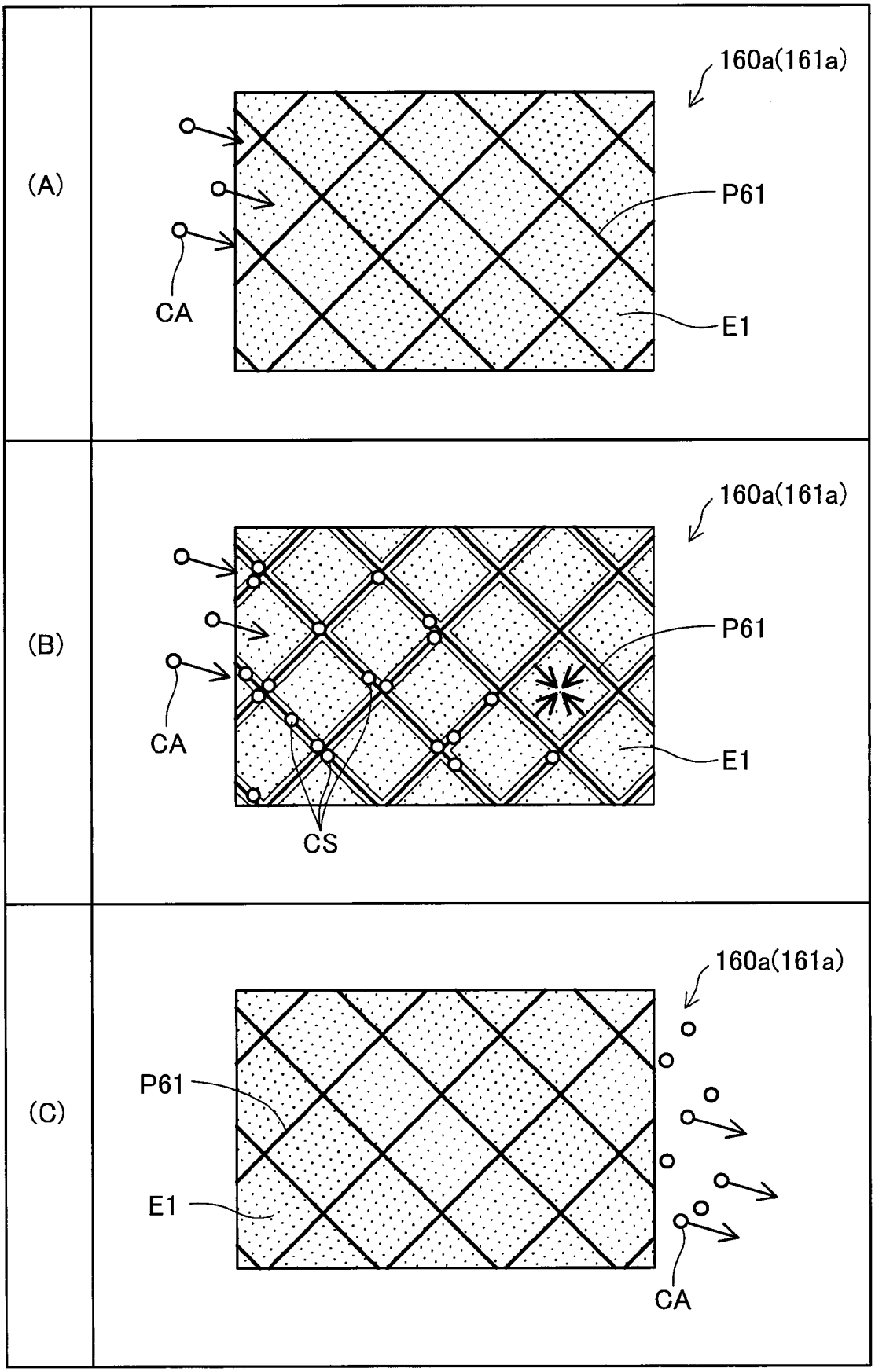
[図4]


10
S10
F10
110L
110
CP
S63
S60
S62
160L
S61
F160
F61
F63
160
161(P61)
163(P63)
Z
X
Y

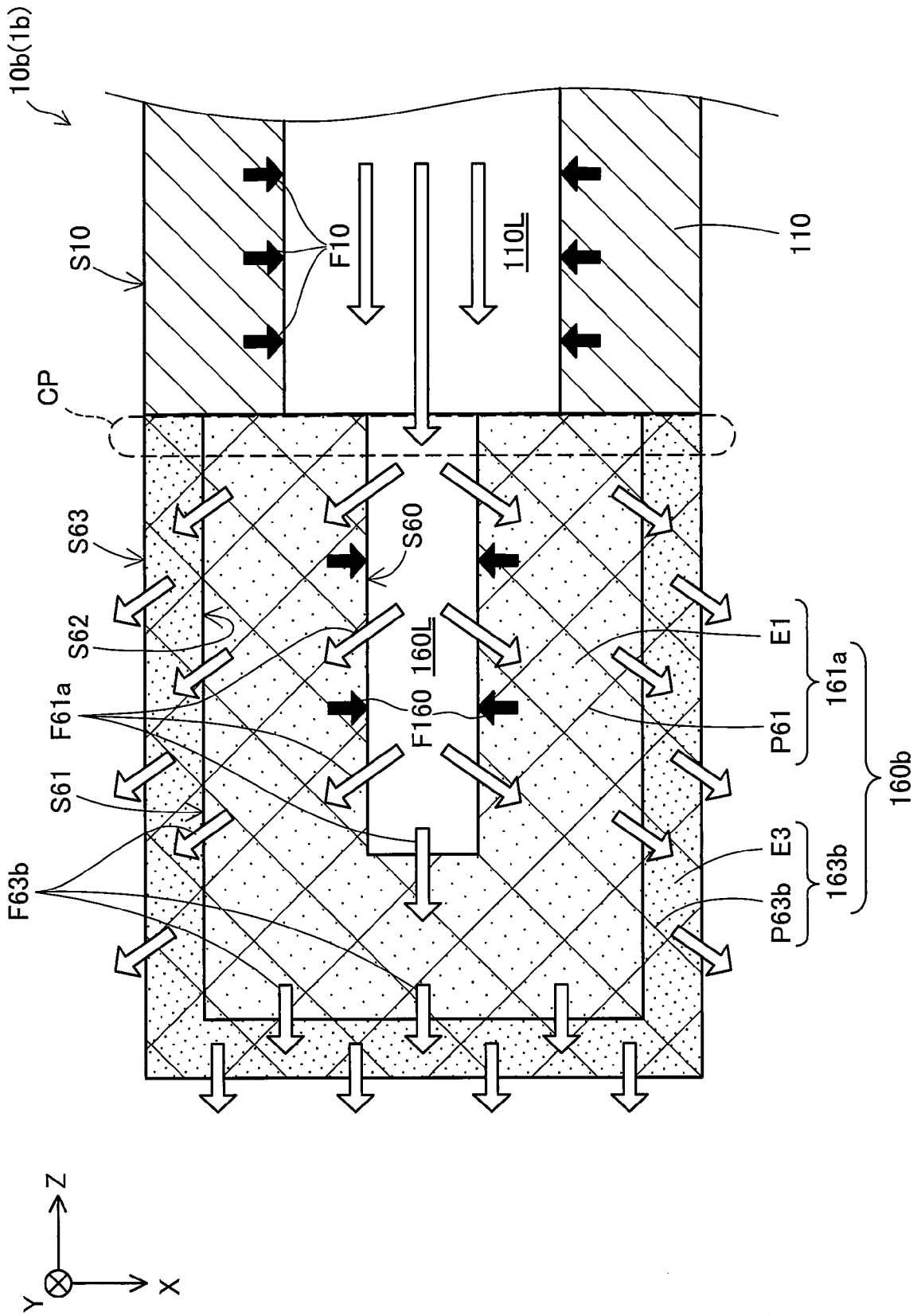
[図5]


10a(1a)
S10
F10
110L
110
CP
S63
S60
S62
E1
161a
160L
F61a
F160
P61
160a
S61
E1
163a
F63a
P63
Z
Y
X

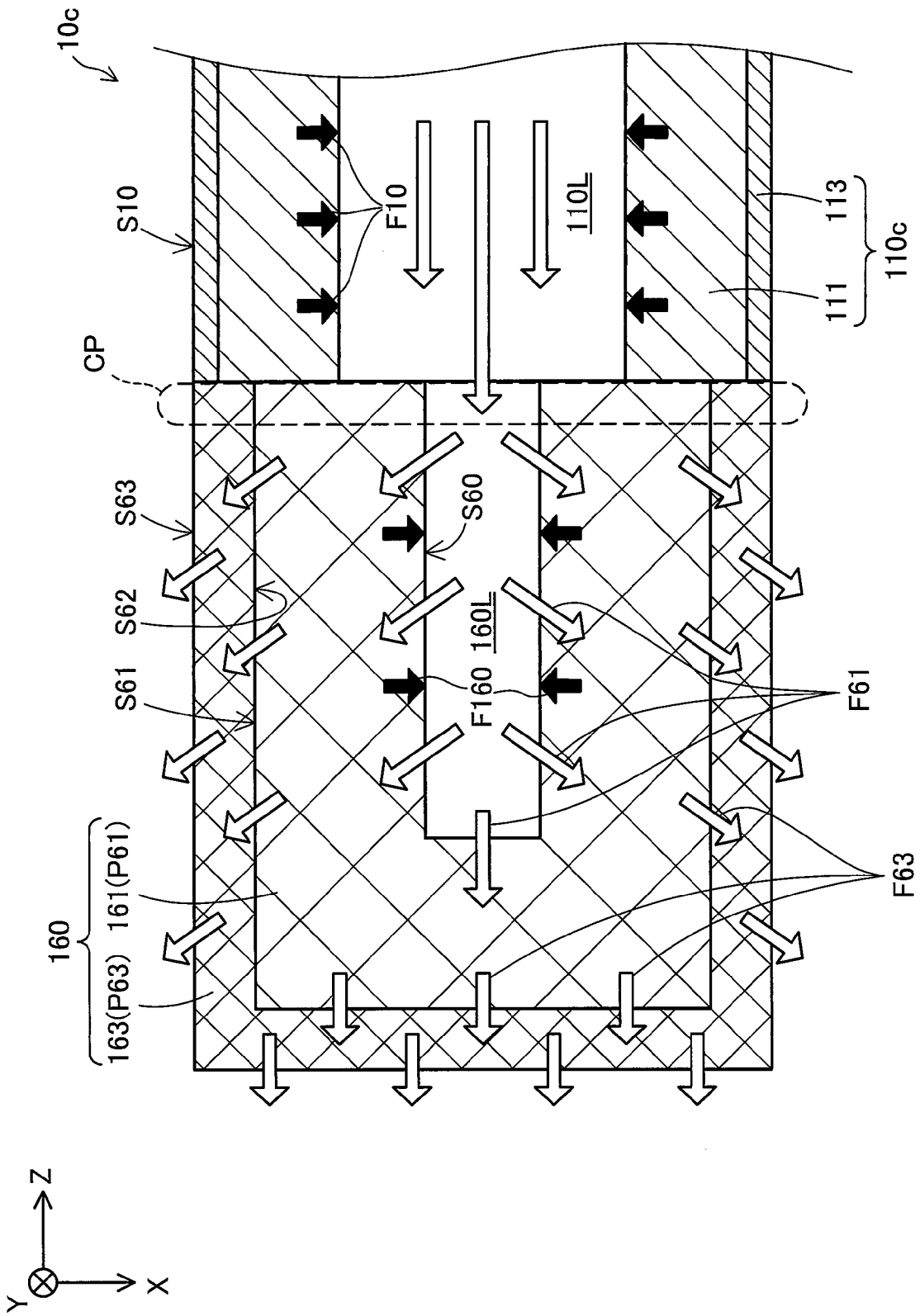
[図6]


(A)
160a(161a)
P61
CA
E1
(B)
160a(161a)
P61
CA
E1
CS
(C)
160a(161a)
P61
E1
CA

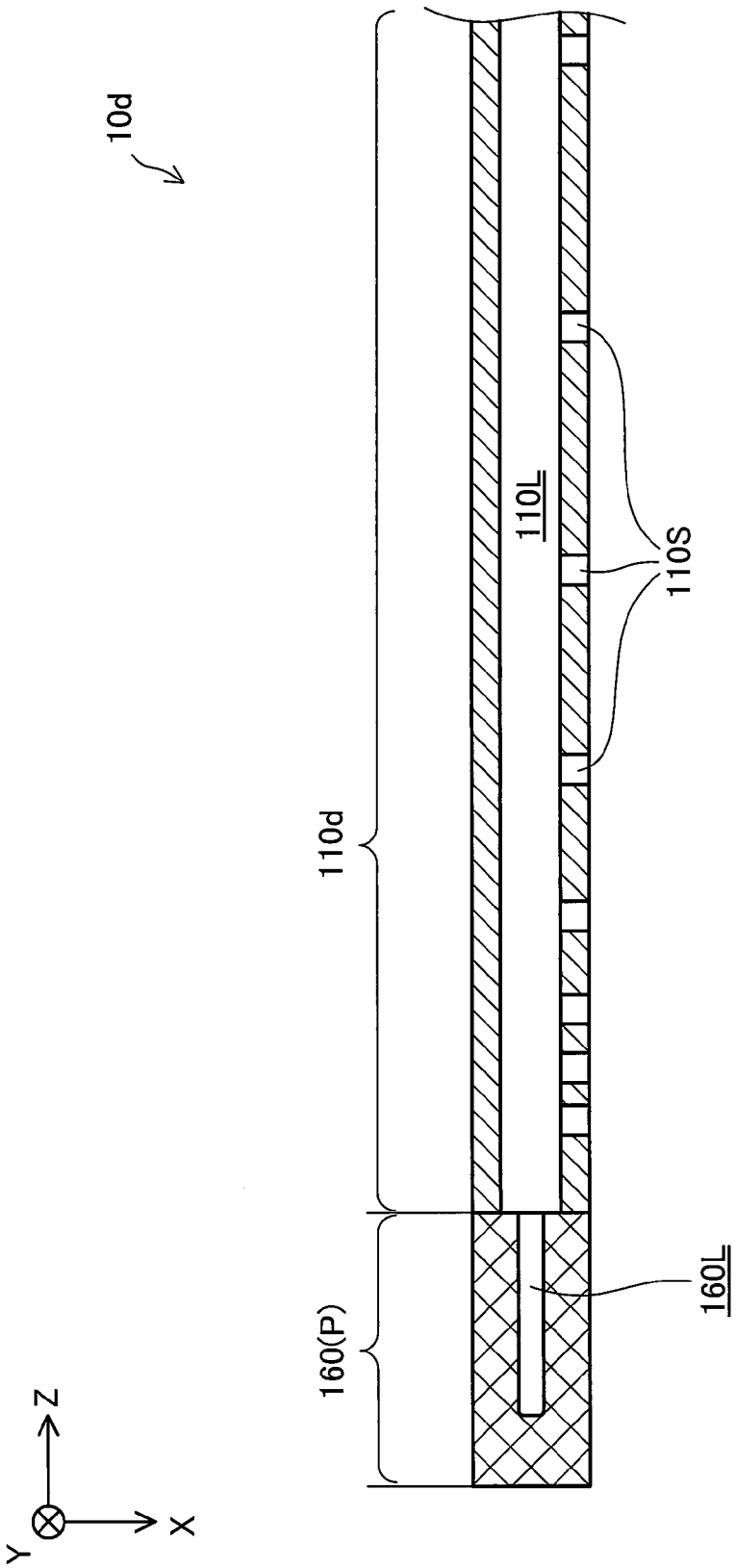
[図7]


10b(1b)
S10
F10
110L
110
CP
S63
S60
S62
F61a
160L
F160
E1
P61
161a
160b
S61
F63b
E3
P63b
163b
Z
X
Y

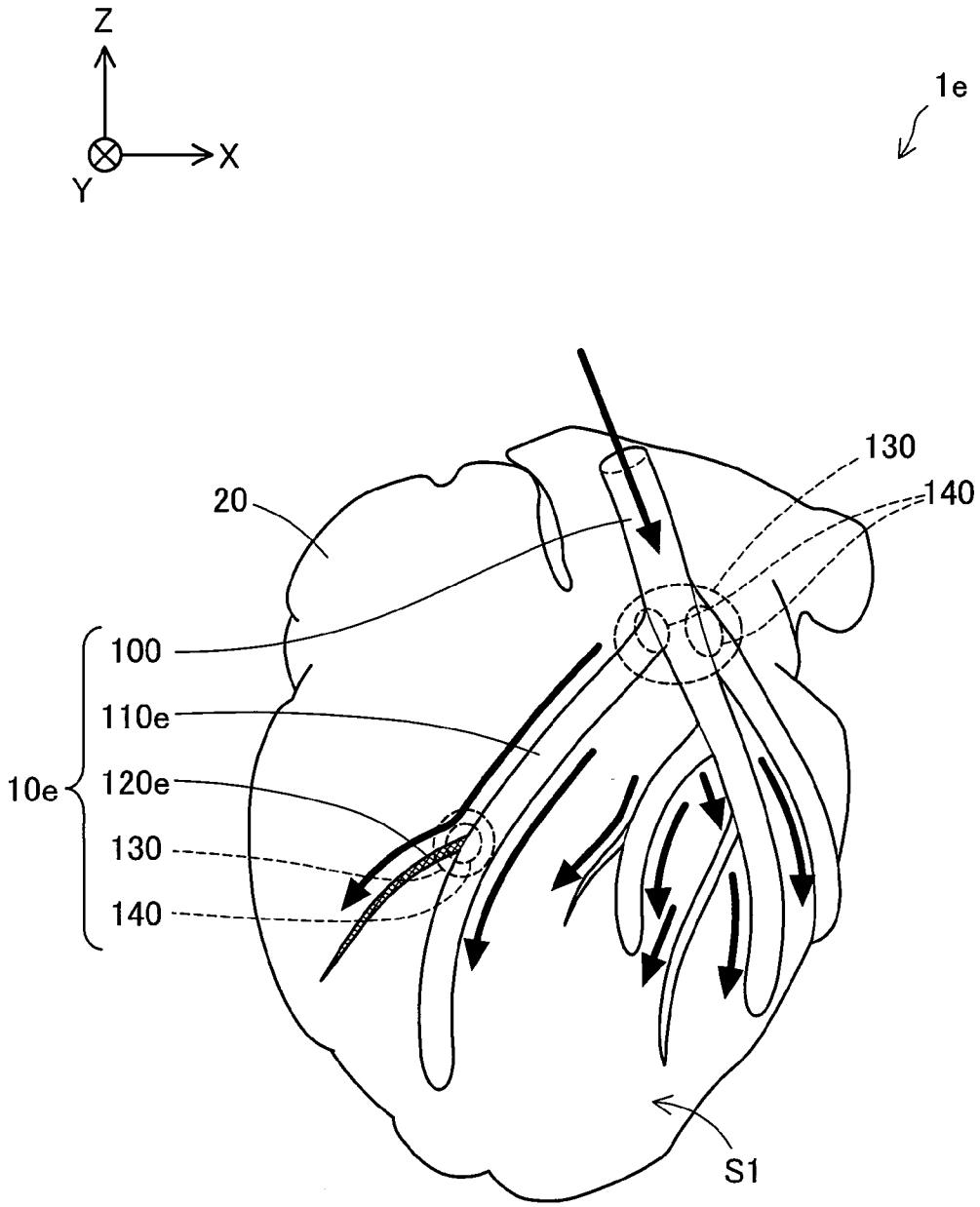
[図8]


10c
S10
F10
110L
113
110c
111
CP
S63
S60
S62
160L
S61
F160
F61
160
161(P61)
163(P63)
F63
Z
Y
X

[図9]



[図10]



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2020/047406

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int. Cl. G09B9/00(2006.01)i, G09B23/30(2006.01)i
FI: G09B23/30, G09B9/00 Z

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. G09B9/00, G09B23/30

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 1971-2021
Registered utility model specifications of Japan 1996-2021
Published registered utility model applications of Japan 1994-2021

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 2012-68505 A (TERUMO CORP.) 05 April 2012, entire text, all drawings | 1-11 |
| A | US 2010/0167251 A1 (THE REGENTS OF THE UNIVERSITY OF CALIFORNIA) 01 July 2010, entire text, all drawings | 1-11 |
| P, A | JP 2020-91307 A (ASAHI INTECC CO., LTD.) 11 June 2020, entire text, all drawings | 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 | Date of mailing of the international search report |
|---|---|
| 04.03.2021 | 16.03.2021 |
| Name and mailing address of the ISA/<br>Japan Patent Office<br>3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,<br>Tokyo 100-8915, Japan | Authorized officer<br><br>Telephone No. |

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2020/047406

| Patent Documents referred to in the Report | Publication Date | Patent Family | Publication Date |
|---|---|---|---|
| JP 2012-68505 A | 05.04.2012 | (Family: none) | |
| US 2010/0167251 A1 | 01.07.2010 | WO 2008/151202 A2 entire text, all drawings | |
| JP 2020-91307 A | 11.06.2020 | WO 2020/116277 A1 entire text, all drawings | |

国際調査報告

国際出願番号
PCT/JP2020/047406

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

G09B 9/00(2006.01)i; G09B 23/30(2006.01)i
FI: G09B23/30; G09B9/00 Z

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））

G09B9/00; G09B23/30

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 | １９７１－２０２１年 |
| 日本国実用新案登録公報 | １９９６－２０２１年 |
| 日本国登録実用新案公報 | １９９４－２０２１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 2012-68505 A (テルモ株式会社) 05.04.2012 (2012-04-05)<br>全文全図 | 1-11 |
| A | US 2010/0167251 A1 (THE REGENTS OF THE UNIVERSITY OF CALIFORNIA) 01.07.2010 (2010-07-01)<br>全文全図 | 1-11 |
| P, A | JP 2020-91307 A (朝日インテック株式会社) 11.06.2020 (2020-06-11)<br>全文全図 | 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 |
|---|---|
| 04.03.2021 | 16.03.2021 |

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）
奈良田　新一　2D 3805
電話番号 03-3581-1101 内線 3241

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/JP2020/047406

| 引用文献 | 公表日 | パテントファミリー文献 | 公表日 |
|---|---|---|---|
| JP 2012-68505 A | 05.04.2012 | （ファミリーなし） | |
| US 2010/0167251 A1 | 01.07.2010 | WO 2008/151202 A2<br>全文全図 | |
| JP 2020-91307 A | 11.06.2020 | WO 2020/116277 A1<br>全文全図 | |