(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 101981608 B
(45)授权公告日 2014.08.27

(21)申请号 200980110436.3

(22)申请日 2009.03.27

(30)优先权数据
2008-086398 2008.03.28 JP
2008-086399 2008.03.28 JP
2008-086400 2008.03.28 JP
2008-086401 2008.03.28 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2010.09.25

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2009/056912 2009.03.27

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2009/119908 JA 2009.10.01

(73)专利权人 泰尔茂株式会社
地址 日本东京都

(72)发明人 三泽裕

(74)专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事务所（普通合伙） 11277
代理人 刘新宇

(51)Int.Cl.
G09B 23/30(2006.01)
A61B 19/00(2006.01)

(56)对比文件
JP 特开 2004-275682 A,2004.10.07, 说明书全文、附图 1-6.
JP 特开 2005-40299 A,2005.02.17, 全文.
JP 实开平 5-50477 U,1993.07.02, 说明书全文、附图 1-4.

审查员 张小丽

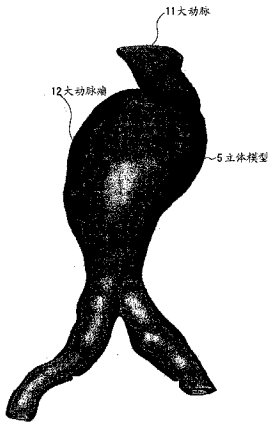
权利要求书1页 说明书13页 附图26页

(54)发明名称

生物体组织立体模型及其制造方法

(57)摘要

使包含人体病变部的内部组织立体模型化。再现包含病变部位的管腔壁部分的厚度、柔软度，并且能够确认管腔壁的动作、管腔壁内部的液体的流动，由此通过视觉识别等来能够明确地确认管腔内的病变部位的状态，其结果能够更容易诊断管腔内。



CN 101981608 B

1. 一种生物体组织立体模型，其特征在于，用于以使用根据生物体组织的病变部位的三维数据制作的病变部位断层数据通过紫外线固化进行层叠造型的方式再现管腔部的管腔壁部的厚度，该管腔部包含生物体组织的病变部位，

上述管腔部是血管，

上述病变部位断层数据包括所述血管的管腔壁部分与外部组织之间的边界，其中，所述边界是根据健康人或具有相同疾病的患者的解剖学上的信息提取的。

2. 根据权利要求 1 所述的生物体组织立体模型，其特征在于，

手术器具进入到所再现的上述病变部位的进入部位形成于上述管腔部的侧面。

3. 根据权利要求 1 或者 2 所述的生物体组织立体模型，其特征在于，

上述生物体组织立体模型包括多个部件，各上述部件与相邻的上述部件在上述管腔部的结合部进行结合，上述结合部具有重叠结合部以使得在相邻的各上述部件的结合部相结合的状态下上述管腔部的内面部位不会产生高度差。

4. 根据权利要求 1 或 2 所述的生物体组织立体模型，其特征在于，

上述病变部位是血管。

5. 根据权利要求 3 所述的生物体组织立体模型，其特征在于，

上述病变部位是血管。

6. 一种生物体组织立体模型的制造方法，其特征在于，具有以下工序 ：

根据生物体组织的病变部位的三维数据来制作病变部位断层数据，该病变部位断层数据再现包含上述病变部位的管腔部的管腔壁部分的厚度 ；以及

使用上述病变部位断层数据通过紫外线固化来对立体模型进行层叠造型

其中，上述管腔部是血管，

上述病变部位断层数据包括所述血管的管腔壁部分与外部组织之间的边界，所述边界是根据健康人或具有相同疾病的患者的解剖学上的信息提取的。

7. 根据权利要求 6 所述的生物体组织立体模型的制造方法，其特征在于，

还具有以下工序 ：将用于在上述管腔部的侧面或者端面形成手术器具进入到所再现的上述病变部位的进入部位的三维数据与上述病变部位断层数据进行结合。

8. 根据权利要求 6 或者 7 所述的生物体组织立体模型的制造方法，其特征在于，

上述生物体组织立体模型包括多个部件，上述制造方法还具有以下工序 ：以在对相邻的各上述部件进行结合的上述管腔部的结合部相结合的状态下上述管腔部的内面部位不会产生高度差的方式，使重叠结合部的三维数据与上述病变部位断层数据相结合。

生物体组织立体模型及其制造方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种生物体组织立体模型及其制造方法，特别是优选适用于再现具有人体内部的病变部位的生物体组织的情况。

背景技术

[0002] 作为再现人体内部的生物体组织的立体模型，提出有以下模型：使用造影剂并利用 X 射线 CT、MRI 的数据来得到断层图像信息，根据从该断层图像信息得到的三维数据来再现生物体组织（参照专利文献 1 ～ 4）。

[0003] 专利文献 1：日本特开平 8-1874 号公报。

[0004] 专利文献 2：日本特开 2006-343434 号公报。

[0005] 专利文献 3：日本特开平 5-11689 号公报。

[0006] 专利文献 4：日本专利第 3613568 号公报。

[0007] 在对人体的生物体组织中产生的病变部位、特别是体内病变部位的状态进行确认并且研究治疗时，医生无法直接通过视觉识别来进行诊断，因此如果能够再现该体内的病变部位的生物体组织立体模型来呈现，则作为进行适当的治疗的工具而有效性较大。

[0008] 特别是，对于血管那样具有内腔的生物体组织还能够通过将导管等手术器具导通到内腔来进行病变部位的诊断、治疗，因此如果能够适当地再现产生了病变部位的生物体组织的立体模型则实用效果较大。

[0009] 另外，关于血管那样具有管状管腔的生物体组织，如果能够利用立体模型来获知在管腔内流动的血液等流体的流向，则在确认生物体组织的功能方面有效。

[0010] 并且，关于血管那样具有管状管腔的生物体组织，如果除了由于流过管腔内的流体、例如血液的压力发生变动而生物体组织进行伸缩的动作以外，由于对管腔内插入处理器具、或者处置器具在管腔内的扩张等而管腔内的压力过大，则该生物体组织的病变部位有可能产生破裂等不合适的动作。

[0011] 对于这一点，由于以往技术不具有用于获知由再生组织模型再现的生物体组织的动作的功能，因此作为生物体组织模型而尚不充分。

[0012] 并且，在以往作为根据三维数据来再现生物体组织的方法，例如使用利用根据三维数据生成的光来使光固化性树脂固化的方法的情况下，由于所再现的生物体组织立体模型是使活性能量线固化性树脂固化而得到的模型，因此具有大于生物体组织的刚性的刚性，因而不具有柔软度，因此无法成为再现生物体组织的柔软度的模型，从而要求提高作为确认支架移植体 (stentgraft)、支架 (stent) 的适应性等的手术手的技术模拟装置的功能。

发明内容

[0013] 本发明是考虑以上点而完成的，提出了一种如下生物体组织立体模型及其制造方法：能够适当地再现包含病变部位的管腔部，另外，关于具有管腔的生物体组织，能够视觉

识别流过管腔内的流体的流向，或者能够掌握在管腔内的压力发生变化时与该变化相应地产生的生物体组织部位中的变化，或者使用活性能量线固化性树脂的已固化的树脂来能够将生物体组织立体模型制作成具有柔软度的模型。

[0014] 用于解决上述问题的本发明作为生物体组织立体模型来再现包含病变部位的管腔壁部分的厚度。

[0015] 另外，本发明在根据生物体断层图像数据来制作的生物体管腔模型中，从管腔壁向管腔突出形成薄板状小片。

[0016] 或者，本发明在根据生物体断层图像数据来制作的生物体模型中，根据与由管腔壁包围的管腔内的压力的变化相应地在设置于管腔壁上的测量结构产生的位移来测量管腔内的压力。

[0017] 或者，本发明在根据生物体断层图像数据使液状的活性能量线固化性树脂固化来制作的生物体模型中，将未固化的液状分区封入到已固化的树脂部内。

[0018] 根据本发明，通过包括病变部位在内地再现管腔壁部分的厚度，能够明确地视觉识别管腔内的病变部位的状态，其结果能够更容易诊断管腔内。

[0019] 另外，根据本发明，从管腔壁向管腔突出形成薄板状小片，由此通过对与流过管腔内的流体的流向对应地进行动作的薄板状小片的动作进行视觉识别来能够确认流体的流向。

[0020] 并且，根据本发明，在根据生物体断层图像数据来制作包围管腔的管腔壁时，在管腔壁上形成测量结构，根据该测量结构中产生的位移来测量管腔内的压力，由此能够根据管腔内的压力变化来可靠地测量管腔壁中产生的动作。

[0021] 并且，根据本发明，在通过对活性能量线固化性树脂进行固化处理来制作生物体组织的生物体模型时，将未固化的液状分区封入到已固化的树脂部内，由此能够得到具有柔软的肌肤触感的生物体现象主体模型。

附图说明

[0022] 图 1 是表示本发明的一个实施方式的生物体组织立体模型制造系统的框图。

[0023] 图 2 是表示图 1 的图像数据处理装置 3 的造型数据生成处理过程的流程图。

[0024] 图 3 是表示图 1 的图像数据处理装置 3 的造型数据生成处理过程的流程图。

[0025] 图 4 是表示关于上段断层数据的正面纵截面数据 D21、侧面纵截面数据 D31 以及横截面数据 D11 的截面图。

[0026] 图 5 是表示图 4 的上段断层数据的中间造型图像数据的截面图。

[0027] 图 6 是表示中段断层数据的正面纵截面数据、侧面纵截面数据以及中段断层数据的截面图。

[0028] 图 7 是表示图 6 的中间造型图像数据的截面图。

[0029] 图 8 是表示下段断层数据的正面纵截面数据、侧面纵截面数据以及横截面数据的截面图。

[0030] 图 9 是表示图 8 的中间造型图像数据的截面图。

[0031] 图 10 是用于说明大动脉瘤中存在血栓的情况下的处理的示意图。

[0032] 图 11 是表示制作出的立体模型的侧视图。

[0033] 图 12 是用于说明存在大动脉离解的情况下的图像数据的处理的示意图。

[0034] 图 13 是用于说明血管存在分支的情况下的图像数据的处理的示意图。

[0035] 图 14 是用于说明存在本来应该没有的血管的情况下的图像处理的示意图。

[0036] 图 15 是用于说明能够插入手术器具的立体模型的侧视图。

[0037] 图 16 是表示图 15 的插入端口的侧视图。

[0038] 图 17 是表示图 15 的连接端部的结构的截面图。

[0039] 图 18 是表示使流向显示头（流れ表示子）从管腔壁突出而成的立体模型的局部截面图。

[0040] 图 19 是用于说明大动脉瘤中存在血栓的情况下应用流向显示头的情况的示意图。

[0041] 图 20 是表示设置于立体模型上的动作检测部的立体图。

[0042] 图 21 是表示从不同的方向观察动作检测部的立体图。

[0043] 图 22 是用于说明利用动作检测用突头进行的动作检测动作的示意图。

[0044] 图 23 是用于说明利用应变检测元件（歪検出素子）进行的动作检测动作的示意图。

[0045] 图 24 是用于说明利用压敏机构进行的动作检测动作的示意图。

[0046] 图 25 是用于说明液状分区的形成处理的示意图。

[0047] 图 26 是表示应用于大动脉瘤中存在血栓的大动脉的立体模型的实施方式的侧视图。

[0048] 图 27 是表示图 26 的横截面结构的截面图。

[0049] 附图标记说明

[0050] 1 :生物体组织立体模型制造系统 ;2 :三维数据获取装置 ;3 :图像数据处理装置 ;4 :立体模型制作装置 ;5 :立体模型 ;11 :大动脉 ;11A1 ～ 11A4 :外表面 ;11B1 ～ 11B4 :管腔壁 ;11C1 ～ 11C4 :血流部分 ;11D2、11D3 :血栓部分 ;12 :大动脉瘤 ;13 :血栓 ;21 :大动脉 ;21A1 ～ 21A5 :边界 ;21B2 ～ 21B5 :双重血管壁 ;21C1 ～ 21C5 :管腔壁 ;22 :鼓起 ;23 :双重血管壁 ;31 :胸部大动脉弓 ;31A1 ～ 31A6 :边界 ;31B1 ～ 31B6 :血流 ;31C1 ～ 31C6 :管腔壁 ;32 :头臂动脉 ;33 :左颈总动脉 ;34 :左锁骨下动脉 ;41 :心脏 ;42 :大动脉 ;44 :旁路血管 ;45A ～ 45D :边界 ;46A ～ 46C :血流 ;47、48 :连接血管部 ;49 :旁路血管部 ;50B ～ 50D :血流 ;51 :流向显示头 ;51A :脚部 ;51B :流动抵接部 ;52 :管腔壁 ;53 :管腔内面 ;54 :管腔 ;60 :管腔壁 ;60A :外表面 ;60B :应变检测用孔 ;60C :柔软部 ;60D :固化部 ;60E :未固化部 ;60F、60G :固化板部 ;61 :动作检测用突头 ;62、66、69 :动作检测部 ;70 :压敏机构 ;71 :位移检测部 ;71A :发光元件 ;71B :受光元件 ;72 :位移检测部 ;72A :检测器主体 ;72B :压敏板 ;72C :触头 ;80 :生物体组织部位 ;81 :液状分区 ;82 :固状固化树脂部 ;83 :管腔壁。

具体实施方式

[0051] 下面，根据附图来详细说明本发明的一个实施方式。

[0052] (1) 生物体组织立体模型制造系统

[0053] 在图 1 中，1 整体表示生物体组织立体模型制造系统，三维数据获取装置 2 从被检者获取与包含要制作生物体组织立体模型的生物体组织的部位有关的三维断层数据 S1，并

将该三维断层数据 S1 传输到图像数据处理装置 3。

[0054] 在本实施方式的情况下，三维数据获取装置 2 是 X 射线 CT 装置，从作为生物体组织的大动脉的病变部位获取以 1[mm] 的片宽度进行切片而得到的由 100 ～ 300 张、例如 300 张断层图像构成的三维断层数据 S1，将该三维断层数据 S1 提供给图像数据处理装置 3。

[0055] 图像数据处理装置 3 从该三维断层数据 S1 各层的图像数据提取要作为生物体组织立体模型而造型的生物体组织部位（在本实施方式的情况下大动脉的病变部位）的图像数据，并且根据需要对提取的该图像数据进行插值编辑处理。

[0056] 这样，图像数据处理装置 3 生成由多层平面点数据构成的断层造型数据 S2 并提供给立体模型制作装置 4。

[0057] 立体模型制作装置 4 由光造型机构成，对于断层造型数据 S2 的各层，在点数据的位置处将紫外线激光照射到液状光固化性树脂的液面，由此对各层使规定厚度的树脂层固化，将由此固化后的光固化性树脂按照断层造型数据 S2 的各层来进行层叠，由此形成立体地连接固化层而成的立体模型 5。

[0058] 在此，作为立体模型制作装置 4 能够应用例如 seamet（シーメット）股份有限公司、RM-3000、层叠间距 0.05[mm] 的光造型装置。

[0059] 该光造型装置选择性地照射由计算机控制的紫外线激光而使规定厚度的液状光固化性树脂固化，使得在放入到容器内的液状光固化性树脂的液面上得到期望的图案，接着在该固化层上提供与一层相当的量的液状树脂，同样地利用紫外线激光与上述同样地进行照射以及固化，反复进行层叠操作来得到连续的固化层。

[0060] 另外，作为光固化性树脂能够应用聚氨酯丙烯酸酯 (urethane acrylate) 类光固化树脂组合物（参照专利文献 5）、硅酮系光固化树脂组合物（参照专利文献 6）。

[0061] 在制作除了骨骼和牙齿以外的生物体组织的模型的情况下，优选伸长率较大且杨氏模量较小的上述树脂组合物等，特别优选上述硅酮系光固化树脂组合物。

[0062] 专利文献 5：日本特开平 9-169827 号公报。

[0063] 专利文献 6：日本特开 2006-2087 号公报。

[0064] (2) 图像数据处理装置

[0065] 图像数据处理装置 3 通过图 2 以及图 3 示出的造型数据生成处理过程 RT0 来对由三维数据获取装置 2 提供的三维断层数据 S1 进行图像处理。

[0066] 在本实施方式的情况下，如在图 4、图 6 以及图 8 中通过上段部、中段部、下段部的断层数据表示的代表例那样，三维断层数据 S1 通过横截面数据 D11、D12 以及 D13、正面纵截面数据 D21、D22 以及 D23、侧面纵截面数据 D31、D32 以及 D33，以亮度的明亮度（因而图像的浓淡）来表现体内的三维位置上的图像点的生物体组织。

[0067] 在此，图 4 的 (C)、图 6 的 (C) 以及图 8 的 (C) 的横截面数据 D11、D12 以及 D13 表示图 4 的 (A) 和 (B)、图 6 的 (A) 和 (B) 以及图 8 的 (A) 和 (B) 的正面纵截面数据 D21、D22 及 D23、侧面纵截面数据 D31、D32 及 D33 中示出的横截面线 L1 的高度上的断层数据。

[0068] 同样地，如图 4 的 (C)、图 6 的 (C) 以及图 8 的 (C) 所示，图 4 的 (A) 和 (B)、图 6 的 (A) 和 (B) 以及图 8 的 (A) 和 (B) 的正面纵截面数据 D21、D22 及 D23 以及侧面纵截面数据 D31、D32 及 D33 表示通过侧面纵截面线 L3 和正面纵截面线 L2 在人体的前后方向的位置以及左右方向的位置处取的纵截面数据。

[0069] 这样，图像数据处理装置 3 的用户通过进行指定横截面线 L1、正面纵截面线 L2 以及侧面纵截面线 L3 的位置的操作，使得能够从作为三维断层数据 S1 而提供的断层数据中选择要作为断层造型数据 S2 而得到的包含生物体组织的部位的断层图像数据，并将该断层图像数据显示在图像数据处理装置 3 的显示器上，并且能够对显示的该图像数据进行编辑操作（对与作为目标而指定的图像区域内的生物体组织的部位有关的图像数据进行删除 / 加入 / 变更等图像处理）。

[0070] 当进入造型数据生成处理过程 RT0 时，图像数据处理装置 3 首先在步骤 SP1 中根据用户的指定操作从三维断层数据 S1 选定包含作为要形成生物体组织立体模型的造型对象（即目标）的血管、脏器等生物体组织的断层图像并显示在显示器上，之后，在步骤 SP2 中确认是否识别出该造型对象。

[0071] 在本实施方式的情况下，用户通过移动横截面线 L1、正面纵截面线 L2 以及侧面纵截面线 L3，搜索包含人体内的造型对象（例如大动脉）的断层图像的范围，从而识别处理对象区域 TG。

[0072] 此时，图像数据处理装置 3 根据用户的指定操作而进入到步骤 SP3，关于包含造型对象（即目标）的处理对象区域 TG，从三维断层数据提取具有与造型对象的亮度相同亮度的图像数据并显示在显示器上。

[0073] 在本实施方式的情况下，将大动脉的病变部位作为目标，对包含该目标的上下方向的高度范围、左右方向的宽度范围以及前后方向的深度范围设定有处理对象区域 TG，在显示器上显示包含该处理对象区域 TG 的断层数据中的一个、例如图 4 示出的上段断层数据。

[0074] 在此，作为目标而指定的大动脉是具有充满血液的内腔的管状生物体组织，在作为对其病变部位的检查而在三维数据获取装置 2 中获取三维断层数据 S1 时，使用造影剂来拍摄，因此血管的内腔作为具有明亮的亮度的图像数据被取入到图像数据处理装置 3。

[0075] 与此相对，在图 4 的 (C) 示出的横截面数据 D11 中，处理对象区域 TG 内的血管的管腔壁部分显示为与位于其外侧的其它组织没有明显区别的图像数据。

[0076] 因此，图像数据处理装置 3 在下一个步骤 SP4 中根据用户的操作，提取血管的管腔壁部分与外部组织之间的边界作为该造型对象。

[0077] 该提取动作是根据解剖学上的信息而假设健康的人体内的造型对象（即大动脉）的位置、形状或者考虑基于具有相同疾病的患者的解剖例的信息来进行的。

[0078] 实际上，在作为提取对象的血管与其它脏器之间在浓淡上多少有些不同时，将浓度与血管的管腔壁部分的浓度相同的图像数据部分作为血管而与外部组织的图像分割开，由此沿着造型对象的外壁进行该提取动作。

[0079] 另外，在仅利用图 4 的 (C) 的横截面数据 D11 无法与外部组织分割开的情况下，通过参照位于该横截面数据 D11 上下的横截面数据，将与多个断层图像的图像流（从上方位置向下方位置的图像流或者从下方位置向上方位置的图像流）相适应的图像数据作为造型对象的图像数据而从外部组织分割开。

[0080] 另外，有时在造型对象包含病变部位的情况下，虽然浓淡上没有差异，但是包含该病变部位的造型对象的外部形状与解剖学上的健康人的脏器的外形形状不同（异常鼓起的情况、异常细的情况等），因此将该不同点包括在内地提取对象图像与其它组织之间的边

界。

[0081] 当这样对造型对象进行的提取与外侧的其它组织之间的边界的提取处理结束时，在下一个步骤 SP5 中，图像数据处理装置 3 进行从该处理对象区域 TG 删除该造型对象以外的部分的处理。

[0082] 其结果，如图 5 的 (C) 所示，图像数据处理装置 3 从横截面数据 D11 能够得到要造型的生物体组织立体模型的一个截面的具有外形形状的中间造型图像数据 OB1，将该中间造型图像数据 OB1 存储到内部存储器。

[0083] 当与上述一个断层数据有关的造型对象的提取处理结束时，图像数据处理装置 3 经由步骤 SP6 返回到上述步骤 SP3，对 300 个断层数据中的另一个断层数据同样地反复进行步骤 SP3-SP4-SP5-SP6-SP3 的处理循环的处理，由此依次对所有的断层数据进行造型对象的提取处理。

[0084] 这样，例如通过对图 6 的 (C) 示出的中断断层数据的横截面数据 D12 进行提取处理，能够得到提取出图 7 的 (C) 示出的中间造型图像数据 OB2 的横截面数据 D12。

[0085] 另外，同样地，对图 8 的 (C) 示出的下段断层数据的横截面数据 D13 进行提取处理，由此能够得到提取出图 9 的 (C) 示出的中间造型图像数据 OB3 的横截面数据 D13。

[0086] 这样，当 300 个断层数据的处理全部结束时，图像数据处理装置 3 在步骤 SP6 中得到肯定结果而进入到下一个步骤 SP7。

[0087] 关于该步骤 SP7 的处理，利用通过上述步骤 SP3-SP4-SP5-SP6-SP3 的处理而存储在图像数据处理装置 3 的存储器中的中间造型图像数据 (OB1 ～ OB3)，将该中间造型图像数据 (OB1 ～ OB3) 作为立体图像显示在显示器上。

[0088] 接着该立体图像的显示处理，在步骤 SP8 中，图像数据处理装置 3 使用户判断是否能够正确地提取出造型对象，在判断为从断层数据提取的造型对象不正确时，返回到上述步骤 SP3，再次重新进行造型对象的提取处理。

[0089] 与此相对，在判断为能够正确地提取出造型对象的情况下，在下一个步骤 SP9 中，图像数据处理装置 3 使用户判断是否能够正确地进行了删除处理，在得到否定结果时返回到上述步骤 SP5，在上述步骤 SP5 中对认为没有正确进行该删除处理的断层数据进行删除处理。

[0090] 当在步骤 SP9 中得到肯定结果时，图像数据处理装置 3 进入到步骤 SP10，通过平滑 (smoothing) 处理来去除噪声而使表面平滑之后，在步骤 SP11 中，使用户判断是否缺失临床上所需的数据，在确认出存在缺失的数据时返回到上述步骤 SP10 而重新进行平滑处理。

[0091] 如果不久在步骤 SP11 中得到肯定结果，则这种情况在临床上也意味着没有问题，因此在步骤 SP12 中图像数据处理装置 3 判断造型对象是否为血管。

[0092] 在此，如果得到否定结果，则图像数据处理装置 3 进入到步骤 SP13 而立即进行制作要传输给立体模型制作装置 4 的断层造型数据 S2 的处理。

[0093] 与此相对，当在步骤 SP12 中得到肯定结果时，意味着在目前处理的立体图像中需要内腔，因此在步骤 SP16 中图像数据处理装置 3 使用户判断是否提取了血管壁。

[0094] 在此，如果得到肯定结果，则意味着作为造型对象而造型出血管，此时，图像数据处理装置 3 进入到步骤 SP13 而进行制作具有内腔的断层造型数据 S2 的处理。

[0095] 另外，如果造型对象是不具有病变部位的血管，则由于利用造影剂对从三维数据

获取装置 2 得到的三维断层数据 S1 进行了拍摄，血管的管腔壁部分在解剖学上以固定厚度包围周围，因此在步骤 SP16 中得到肯定结果。

[0096] 与此相对，当在上述步骤 SP16 中得到否定结果时，这意味着在目前的处理中制作的立体图像作为血管还尚未完成。

[0097] 因此，图像数据处理装置 3 进入到步骤 SP17，使用户对目前制作的立体图像写入规定壁厚的管腔壁的图像数据之后，显示立体图像。

[0098] 在此，关于血管壁的壁厚，基于在解剖学上较粗血管的壁厚较厚而血管变细则壁厚也变薄，根据造型对象的血管部位的条件来决定壁厚。

[0099] 接着，图像数据处理装置 3 进入到步骤 SP18，使用户对显示在显示器上的血管的立体图像判断在血管中是否存在挤破、离解。

[0100] 在此，当得到否定结果时，在步骤 SP19 中，图像数据处理装置 3 修正该问题，返回到上述步骤 SP18，由此进行修正处理直到血管的立体图像中不存在问题。

[0101] 这样，图像数据处理装置 3 在步骤 SP13 中结束根据来自三维数据获取装置 2 的三维断层数据 S1 进行的断层造型数据 S2 的生成处理，在步骤 SP14 中对由光造型机构成的立体模型制作装置 4 发送断层造型数据 S2，由此实施造型处理，由此在步骤 SP15 中结束该造型数据生成处理过程 RT0。

[0102] (3) 问题的修正处理

[0103] 作为上述造型数据生成处理过程 RT0 的步骤 SP18-SP19-SP18 中的问题的修正处理，存在以下情况。

[0104] (3-1) 大动脉瘤中存在血栓的情况

[0105] 如图 10 所示，在提供了由于大动脉 11 中产生大动脉瘤 12 而存在血栓 13 的三维断层数据 S1 时，图像数据处理装置 3 在造型数据生成处理过程 RT0 的步骤 SP4 中提取造型对象与其它组织之间的边界，由此在高度水平 V1、V2、V3 以及 V4 中提取大动脉瘤 12 的部分异常鼓起的外表面 11A1、11A2、11A3 以及 11A4 作为大动脉 11 的三维断层数据 15。

[0106] 然后，在上述步骤 SP17 中，图像数据处理装置 3 使用户在大动脉 11 的外表面 11A1、11A2、11A3 以及 11A4 的内侧增加规定的管腔壁 11B1、11B2、11B3 以及 11B4 的壁厚之后在显示器上显示大动脉 11 的立体图像。

[0107] 在此，在解剖学上大动脉 11 是较粗血管，因此将管腔壁 11B1、11B2、11B3 以及 11B4 的壁厚选定为比较厚的厚度。

[0108] 另外，管腔壁 11B1、11B2、11B3 以及 11B4 的内腔的血流部分 11C1、11C2、11C3 以及 11C4 包含造影剂，由此被比管腔壁 11B1、11B2、11B3 以及 11B4 明亮的图像数据所填满。

[0109] 因此，得到如下图像数据：不存在血栓 13 的高度水平 V1 和 V4 的血流部分 11C1 和 11C4 在整体上与管腔壁 11B1 和 11B4 的内面接触，与此相对，存在血栓 13 的血流部分 11C2 和 11C3 在血栓部分 11D2 和 11D3 处不与管腔壁 11B2 和 11B3 接触，在两者之间存在大致接近大动脉 11 的浓度的图像部分。

[0110] 这样，在将大动脉作为造型对象而进行图像处理时，图像数据处理装置 3 在步骤 SP18 中生成在血管中存在离解这样的判断结果。

[0111] 因此，在问题修正步骤 SP19 中，如果制作修正成从大动脉 11 的管腔壁 11B2 和 11B3 分割出血栓部分 11D2 和 11D3 而得到的图像的断层造型数据 S2，则从立体模型制作装

置 4 得到的立体模型 5 如图 11 所示那样成为再现具有大动脉瘤 12 的大动脉 11（具有在大动脉瘤 12 内部存在血栓 13 的内部结构）的模型。

[0112] (3-2) 存在大动脉离解的情况

[0113] 如图 12 所示，关于在解剖学的信息中在高度水平 V11 处正常的大动脉 21，在高度水平 V12 ～ V15 处在大动脉 21 中存在鼓起部分 22 的情况下，在造型数据生成处理过程 RT0 的步骤 SP4 中提取造型对象与其它组织之间的边界作为根据从三维数据获取装置 2 得到的三维断层数据 S1 得到的三维断层数据 25，结果得到边界 21A1、21A2、21A3、21A4 以及 21A5。

[0114] 然后，在上述步骤 SP17 中输入大动脉 11 的管腔壁 21C1、21C2、21C3、21C4 以及 21C5 时，如果在高度水平 V12、V13、V14 以及 V15 的断层数据中存在双重血管壁 21B2、21B3、21B4 以及 21B5，则图像数据处理装置 3 在步骤 SP18 中判断为在血管中存在挤破、离解，因此在步骤 SP19 中进行问题的修正处理。

[0115] 在本实施方式的情况下，能够确认出在双重血管壁 21B2、21B3、21B4 以及 21B5 与所输入的管腔壁 21C2、21C3、21C4 以及 21C5 之间存在血流部分 21D2、21D3、21D4 以及 21D5，根据情况也有时看到双重血管壁 21B4 那样一部分被切断而在皮瓣 (flap) 上下垂。

[0116] 在步骤 SP18 中能够确认出这样的血管时，能够制作不会丢失上述三维断层数据 25 所具有的血管信息而再现的立体模型。

[0117] (3-3) 存在血管的分支的情况

[0118] 如图 13 所示，在关于胸部大动脉弓 31 从三维数据获取装置 2 取入三维断层数据 S1 的情况下，图像数据处理装置 3 在造型数据生成处理过程 RT0 的步骤 SP4 中提取出造型对象与其它组织之间的边界时，在高度水平 V22 处提取了较大椭圆形状的边界 31A1，与此相对，在比该主体部分高的高度水平 V21 处提取了与头臂动脉 32、左颈总动脉 33 以及左锁骨下动脉 34 对应的较小椭圆形状的边界 31A2、31A3 以及 31A4，并且在边界 31A1 下侧的高度水平 V23 处提取了与两个分支对应的椭圆形状的边界 31A5 和 31A6。

[0119] 在得到这种造型对象图像的三维断层数据 35 时，各边界 31A1 ～ 31A6 内部由于血流 31B1 ～ 31B6 所包含的造影剂而存在明亮的图像数据，由此，如果作为提取出管腔壁 31C1 ～ 31C6 的数据而在上述步骤 SP6 中确认出不存在解剖学上的矛盾，则在判断是否已提取出血管壁的步骤 SP16 中得到肯定结果，因此省略步骤 SP17 的壁厚的输入而进入到造型数据的制作处理步骤 SP13。

[0120] 如果这样则能够省略处理过程，与此相应地能够使造型数据生成处理过程 RT0 简单化。

[0121] (3-4) 存在本来应该没有的血管的分支的情况

[0122] 在图 14 中示出如下情况下的图像数据处理：在将大动脉 42 从心脏 41 分支的部位设为造型对象的情况下，关于大动脉 42 的部分，在高度水平 V31、V32 以及 V33 处得到管腔壁 43A、43B 以及 43C 作为三维断层数据 43，并且在心脏 41 的高度水平 V34 处得到断层图像 43D，提供了包含有存在解剖学上本来应该没有的旁路血管 44 的造型对象的三维断层数据 S1。

[0123] 在这种情况下，关于高度水平 V31、V32 以及 V33，图像数据处理装置 3 在造型数据生成处理过程 RT0 的步骤 SP4 中，提取造型对象与其它组织之间的边界，由此能够分别提取边界 45A、45B 以及 45C。

[0124] 与此同时，关于高度水平 V34，同样地在造型数据生成处理过程 RTO 的步骤 SP4 中提取心脏 41 与其它组织之间的边界 45D 作为造型对象。

[0125] 在此，在高度水平 V31、V32 以及 V33 处，在管腔壁 43A、43B 以及 43C 的内侧得到血流 46A、46B 以及 46C 的影像图像，与此相对，在高度水平 V34 处，不生成与血流相当的部分的数据。

[0126] 以上图像数据处理是根据解剖学上的信息来进行的，但是在图 14 的造型对象的情况下，除此以外对旁路血管 44 进行图像数据处理。

[0127] 即，在高度水平 V32 的断层数据中，大动脉 42 与旁路血管 44 之间的连接部包含连接血管部 47。

[0128] 另外，在高度水平 V34 处，在旁路血管 44 与心脏 41 相连接的部分包含连接血管部 48。

[0129] 并且，在三维断层数据 43 中，在高度水平 V33 处，在大动脉的管腔壁 43C 附近包含旁路血管部 49。

[0130] 在解剖学上无法预测这些与旁路血管 44 有关的连接血管部 47 和 48 以及旁路血管部 49，但是在各血管部中存在血流 50B、50C 以及 50D 的情形作为造影剂的图像而被显示，因此能够判断这些部分是血管。

[0131] 这样，关于旁路血管 44，连续地生成从连接血管部 47 通过旁路血管部 49 而到达连接血管部 48 的高度方向的断层数据，因此图像数据处理装置 3 根据断层数据的特殊性来判断出存在旁路血管 44，从而对旁路血管 44 进行图像处理。

[0132] (4) 手术器具的进入口部件

[0133] 图 11 示出的立体模型 5 是根据由图像数据处理装置 3 生成的断层造型数据 S2 并使用立体模型制作装置 4 而得到的，不仅再现其外形形状，也再现内腔的结构。

[0134] 因此，关于位于大动脉瘤 12 的内腔内的血栓 13(图 10)，如果能够利用该立体模型来试行将用于对该血栓 13 进行手术的手术器具插入到该大动脉瘤 12 的位置的临床操作方法，则有效性较大。

[0135] 如图 15 所示，作为在临床上进行这种手术操作方法之前进行研究的工具，从三维数据获取装置 2 得到与位于从大动脉 11 分离的位置上的大腿动脉 5Y 有关的三维断层数据 S1，使用图 2 以及图 3 示出的造型数据生成处理过程 RTO 来生成断层造型数据 S2，在立体模型制作装置 4 中对该断层造型数据 S2 进行处理，由此作为立体模型 5X 而再现大腿动脉 5Y。

[0136] 在此，在解剖学上大腿动脉 5Y 位于从立体模型 5 的大动脉瘤 12 分离的位置上，因此与具有大动脉瘤 12 的立体模型 5 分开地将立体模型 5X 作为与立体模型 5 的部件相连接的部件而准备。

[0137] 此时，临床上以将导管插入到大腿动脉而送进大动脉瘤为目的，使图像数据处理装置 3 进行处理动作，使得与设置插入端口的大腿部的位置对应地在立体模型 5X 上设置插入端口部件 5Y1，该插入端口部件 5Y1 再现插入端口。

[0138] 临床上使用的插入端口部件 5Y1 具有图 16 示出的结构。

[0139] 插入端口部件 5Y1 具有整体上具有圆筒形状的插入端口主体 5Y2，在向该大腿动脉的安装侧端部 5Y3 的侧部切下与大腿动脉的内腔连通的连通开口 5Y4，由此以连通开口

5Y4 沿着大腿动脉的方式倾斜地安装插入端口部件 5Y1。

[0140] 这样，将导管插入到导管插入侧端部 5Y5 的、截面为圆形状的开口，导管的前端通过连通开口 5Y4 而被插入到大腿动脉。

[0141] 在此，临床上在安装插入端口部件 5Y1 之后插入导管的操作方法作为一系列手术而进行，因此关于对于大腿动脉的设置方向、设置位置，使用立体模型 5 和 5X，能够在手术之前预先试行插入导管的操作。

[0142] 关于通过三维数据获取装置 2 从大腿部位得到的三维断层数据 S1，图像数据处理装置 3 对通过执行图 2 以及图 3 的造型数据生成处理过程 RTO 来制作的断层数据附加插入端口部件 5Y1 的断层数据来制作立体模型 5X。

[0143] 如图 17 的 (A) 所示，在作为不同部件而制作的立体模型 5 与立体模型 5X 之间的连接端部 5A 上形成由圆筒状凹部构成的嵌入部 5A1，其周缘部被切入管腔壁 5A2 的厚度部分。

[0144] 与此相对，在立体模型 5X 的连接端部 5X1 上形成由圆筒状凸部构成的突出部 5X2，其圆周部具有切掉管腔壁 5X3 的厚度部分的外周部的结构。

[0145] 立体模型 5 的连接端部 5A 的内腔 5A3 与立体模型 5X 的连接端部 5X 1 的内腔 5X4 具有相同的内径。

[0146] 如图 17 的 (B) 所示，突出部 5X2 被无缝隙地嵌入到嵌入部 5A1，由此在被插入到立体模型 5X 的内腔 5X4 的作为手术器具的导管从突出部 5X2 通过嵌入部 5A1 的边界时，由于该边界不存在高度差而该导管的前端无阻力地能够从连接端部 5X1 的内腔 5X4 移动到连接端部 5A 的内腔 5A3。

[0147] 这样，通过将作为不同部件的立体模型 5 和 5X 进行连接来再现直到位于从大动脉瘤 12 分离的位置上的大腿动脉 5Y 的插入端口部件 5Y1 为止的具有与临床上的内腔结构相同的内腔结构的立体模型，由此在实际临床中进行之前能够试行从插入端口部件 5Y1 插入导管的导管插入操作方法。

[0148] 其结果，在由于大动脉 11 的内腔中的大动脉瘤的产生位置而插入端口部件 5Y1 的设置位置或者设置角度不适当的情况下，能够事先确认这种不适当的情况。

[0149] 此时，预先准备在不同的条件下设置位置和设置角度不同的多个立体模型 5X，如果将该多个立体模型 5X 通过连接端部 5X1 连接到具有大动脉瘤 12 的立体模型 5 的连接端部 5A，则能够确认更佳的插入端口部件 5Y1 的设置条件。

[0150] (5) 实施方式的动作和效果

[0151] 在以上结构中，利用了从三维数据获取装置 2 得到的三维断层数据 S1 包含人体内的立体位置的图像信息的情况，能够得到再现如血管那样具有内腔的生物体组织的立体模型。

[0152] 这样，能够适当地得到作为能够充分预测包括人体部位中的病变部位、之前的手术痕迹在内的体内组织的状态的工具的立体模型。

[0153] 与此同时，通过将能够对血管插入手术器具的插入端口部件设置在立体模型上，能够预先测试临床上的操作方法，由此能够更容易地进行手术。

[0154] (6) 流向显示头

[0155] 关于图 10 ～图 14，对上述那样在图像数据处理装置 3 中生成的断层造型数据 S2

中的具有管状管腔的生物体组织、例如血管附加图 18 示出的流向显示头 51。

[0156] 流向显示头 51 在管腔壁 52 的管腔内面 53 上隔着适合视觉识别的间隔以突出到内腔空间的方式直立。

[0157] 在本实施方式的情况下，流向显示头 51 是薄板状的小片，具备具有挠性的较细的脚部 51A 和形成于脚部 51A 的前端部的宽大的流动抵接部 51B。

[0158] 这样，在由管腔壁 52 包围的管腔 54 内流动由箭头 a 表示的流体（相当于血液的模拟流体），在该流体与从管腔内面 53 突出的流向显示头 51 的流动抵接部 51B 抵接时，由于较大地构成该流动抵接部 51B，因此从流体受到力而倾斜或者进行转动使得改变朝向。

[0159] 这样，流向显示头 51 与由管状的管腔壁 52 包围的管腔 54 内流动的流体的流向对应地变更其状态，因此通过视觉识别该流向显示头 51 的变化来能够辨别流体的流向。

[0160] 如果将该流向显示头 51 例如应用于上述图 10 的在大动脉瘤中存在血栓的情况，则能够如图 19 所示那样根据利用没有血栓的管腔壁 11B 1 和 11B4 的流向显示头 51 能够视觉识别的流体的流向和通过对存在血栓 13 的管腔壁 11B2 和 11B 3 的流向显示头 51 进行视觉识别来可知的流体的流向，来确认存在血栓 13 的大动脉瘤 12 中的血液的流向。

[0161] 根据以上结构，利用从管腔壁 52 的管腔内面 53 突出的流向显示头 51 来能够视觉识别在被管腔壁所包围的管腔内流动的流体的影响，由此能够提供用于诊断流体的流向与病变部位之间的关系的信息。

[0162] 实际上，通过从图像数据处理装置 3 向立体模型制作装置 4 提供包含有使流向显示头 51 突出于管腔壁 52 的三维断层数据的断层造型数据 S2，制作成立体模型 5，关于根据三维断层数据来制作该流向显示头 51，应用专利文献 6 所述的活性能量效果性树脂较有效。

[0163] 此外，在图 18 的实施方式中，作为流向显示头 51 使用了在脚部 51A 的前端部形成有宽大的流动抵接部 51B 的形状的流向显示头，但是形状并不限于此，能够应用各种形状，总之，只要应用通过在管腔壁 52 的管腔 54 上突出从而按照流体 a 的流动来变形的薄板状小片即可。

[0164] (7) 管腔壁的动作检测

[0165] (7-1) 由动作检测器进行的检测

[0166] 如上所述，图像数据处理装置 3 通过对从三维数据获取装置 2 获取到的三维断层数据 S1 进行图像处理，生成与作为目标的生物体组织有关的断层造型数据 S2，通过将该断层造型数据 S2 提供给立体模型制作装置 4 来能够得到立体模型 5。

[0167] 关于立体模型 5，如上述图 10 以及图 11 所示，作为再现包含有在大动脉瘤 12 中存在血栓 13 的病变部位的大动脉 11 的立体模型，在再现图 20 以及图 21 示出的立体模型 5 的情况下，在其管腔壁 60 的外表面上设置有排列多个动作检测用突头 61 而成的动作检测部 62。

[0168] 在本实施方式的情况下，如图 22 的 (A) 以及 (B) 所示，在动作检测部 62 中，从大动脉 11 的管腔壁 60 起以在虚拟排列线 L11 上相互保持相互间距离 W1 的方式排列具有圆柱形状的多个动作检测用突头 61。

[0169] 在以上结构中，当对由管腔壁 60 包围的管腔施加压力时，如图 22 的 (C) 所示，管腔壁 60 由于受到内压 P1 而向外侧鼓起。

[0170] 此时，构成动作检测部 62 的动作检测用突头 61 的相互间距离 W1 从施加压力之前的状态（图 22 的 (B)）起，管腔壁 60 的外表面 60A 随着管腔壁 60 鼓起而间隔向打开方向动作（图 22 的 (C)），由此动作检测用突头 61 的间隔距离扩大到 W1X。

[0171] 该动作检测用突头 61 的间隔变化与管腔壁 60 的鼓起、即内压 P1 的大小对应。

[0172] 如果从该状态去除内压 P1，则管腔壁 60 恢复到初始状态，因此由于外表面 60A 的伸缩消失而恢复到初始的相互间距离 W1。

[0173] 根据以上结构，用户视觉识别设置在管腔壁 60 的外表面 60A 上的动作检测部 62 的动作检测用突头 61 的相互间距离 W1 的变化，由此能够获知管腔壁 60 的鼓起变化、即内压 P1 的大小变化。

[0174] 因而，即使在管腔壁 60 中存在病变部位的情况下，通过观察该动作检测用突头 61 的相互间距离 W1 的变化，也能够掌握管腔壁 60 中存在病变部位的情况下的管腔壁 60 对于内压 P1 的动作。

[0175] (7-2) 由应变检测元件进行的检测

[0176] 图 23 表示通过应变检测元件 65 将施加到管腔壁 60 的应变能够作为电信号来检测的动作检测部 66。

[0177] 在这种情况下，在管腔壁 60 的外表面 60A 的虚拟排列线 L12 上穿设有多个应变检测用孔 60B，并且，如图 23 的 (C) 所示，对该应变检测用孔 60B 内压入应变检测元件 65，由此构成动作检测部 66。

[0178] 根据图 23 的结构，如果由管腔壁 60 包围的管腔内的压力变高而管腔壁 60 稍微鼓起，则应变检测用孔 60B 的壁面发生位移而对于所嵌入的应变检测元件 65 的压力减少，由此能够从应变检测元件 65 得到与所施加的压力对应地变化的电检测输出。

[0179] 这样，根据图 23 的结构，能够得到能够将管腔内的压力作为定量的数值来检测的动作检测部 66。

[0180] (7-3) 由压敏机构进行的检测

[0181] 图 24 是经由设置在管腔壁 60 上的压敏机构 70 来检测管腔壁 60 内的压力变化的动作检测部 69。

[0182] 在本实施方式的情况下，如图 24 的 (B) 所示，在立体模型制作装置 4（图 1）中根据断层造型数据 S2 来进行光固化处理时，在管腔壁 60 的使光固化性树脂光固化而得到的固化部 60D 内形成不使光固化性树脂光固化而以液体的状态原样残留的未固化部 60E。

[0183] 在本实施方式的情况下，固化部 60D 具有在虚拟排列线 L13 上排列多个横截面为长方形状并且纵截面的厚度较薄的未固化部 60E 而成的结构，由此形成柔软部 60C，该柔软部 60C 在上侧和下侧位置处通过较薄的固化板部 60F 和 60G 夹持未固化部 60E。

[0184] 这样，在管腔壁 60 中的形成未固化部 60E 的部分以外的部分上，管腔壁 60 具有作为原来的光固化性树脂的刚性，与此相对，在形成未固化部 60E 的位置上，处于通过较薄的固化板部 60F 和 60G 来支承作为未固化的液状的光固化性树脂的区间的未固化部 60E 的状态，因此形成该结构部分对于管腔内的压力变化起反应的压敏机构 70。

[0185] 如图 24 的 (C) 和 (D) 所示，当由管腔壁 60 包围的管腔内的压力变高时，该压敏机构 70 采用以固化板部 60F 和 60G 与未固化部 60E 一起向外侧偏移的方式发生位移的反应方法。

[0186] 在图 24 的 (C) 的实施方式的情况下，利用这种压敏机构 70 的位移动作，设置位移检测部 71 来检测该压敏机构 70 的位移动作，该位移检测部 71 使从发光元件 71A 放射的检测光在外侧的固化板部 60F 的表面上反射而由受光元件 71B 接收。

[0187] 另外，在图 24 的 (D) 的情况下，设置有位移检测部 72，该位移检测部 72 在使设置在从检测器主体 72A 突出的压敏板 72B 的前端上的触头 72C 与外侧的固化板部 60F 接触的状态下，在压敏机构 70 由于管腔内压力而进行位移动作时，通过该动作来推压压敏板 72B，由此从检测器主体 72A 输出与该推压量相应的检测输出。

[0188] 根据图 24 的结构，能够得到动作检测部 69，该动作检测部 69 通过在管腔壁 60 内设置作为不进行光固化的液状区间的未固化部 60E，来构成根据由管腔壁 60 包围的管腔内的压力来向外侧进行位移动作的压敏机构 70，因此能够得到该压敏机构 70 的位移量、即与管腔内的压力对应的位移检测输出。

[0189] 另外，即使在作为立体模型 5 而构成刚性较大的管腔壁 60 的情况下，也能够得到与管腔内部的压力变化对应的检测输出，因此关于包含通过再现生物体组织来提取出的病变部位的生物体机构，能够得到用于研究管腔壁的动作的有效的信息。

[0190] (8) 液状分区的形成处理

[0191] 如上所述，在图像数据处理装置 3 中用于再现生物体组织的断层造型数据 S2 被提供给立体模型制作装置 4 时，如图 25 的 (A) 和 (B) 所示，立体模型制作装置 4 进行如下处理：在作为目标的生物体组织中的、不会成为内腔的生物体组织部位 80 的内部残留液状分区 81，与此同时在其它区域形成固状固化树脂部 82。

[0192] 在本实施方式的情况下，在生物体组织 80 的虚拟排列线 L14 上排列圆板状的液状分区 81，不对该液状分区 81 进行液状的活性能量线固化性树脂的固化处理而残留液状的树脂材料，由此设为将液状分区 81 封入到固状固化树脂部 82 内的结构。

[0193] 这样，如上述图 10 以及图 11 所示，关于作为大动脉 11 的病变部位而在大动脉瘤 12 中存在血栓 13 的立体模型 5，如图 26 所示那样作为其管腔壁 83（图 10 的 11B1 ～ 11B4）、血栓 13 的部分，制作出具有将液状分区 81 封入到固状固化树脂部 82 内的结构的立体模型 5。

[0194] 如果表示该立体模型 5 的横截面，则如图 27 所示，关于管腔壁 83 和在大动脉瘤 12 内侧产生的血栓 13，都通过在形成管腔壁 83 的固状固化树脂部 82 内封入液状分区 81 而成的结构而制作出柔软的生物体组织。

[0195] 根据以上结构，在根据在图像数据处理装置 3 中生成的断层造型数据 S2 来在立体模型制作装置中制作再现生物体组织的立体模型 5 时，具有在光固化处理后的固状固化树脂部 82 中封入未光固化而以液状残留的液状分区 81 而成的结构，因此封入有该液状分区 81，与此相应地立体模型 5 的管腔壁 83 的外表面具有柔软的肌肤触感。

[0196] 因而，在用户触摸该立体模型 5 的情况下，具有接近体内的生物体组织的柔软度，因此即使用作确认支架移植体、支架的适应性等的手术手的技术模拟装置，也不会感到不协调而能够细查立体模型 5。

[0197] 产业上的可利用性

[0198] 能够将本发明利用于再现具有病变部位的人体内部的生物体组织的场合。

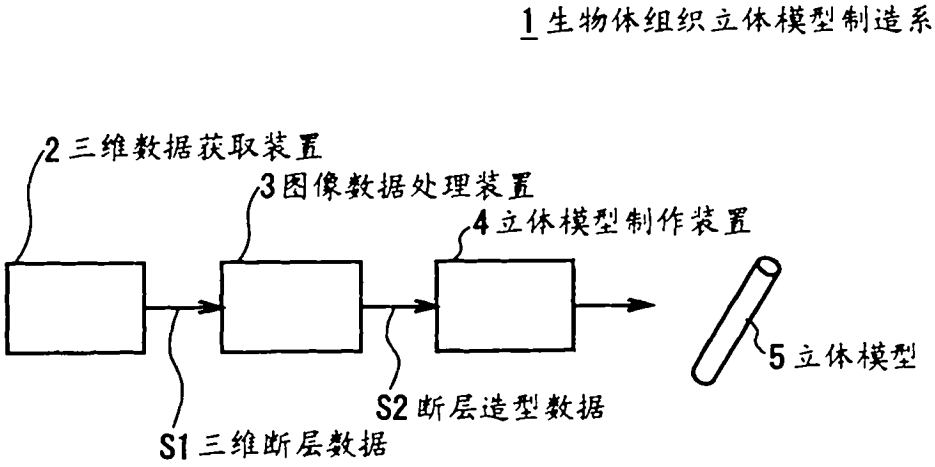

1 生物体组织立体模型制造系统
2 三维数据获取装置
3 图像数据处理装置
4 立体模型制作装置
5 立体模型
S1 三维断层数据
S2 断层造型数据

图 1

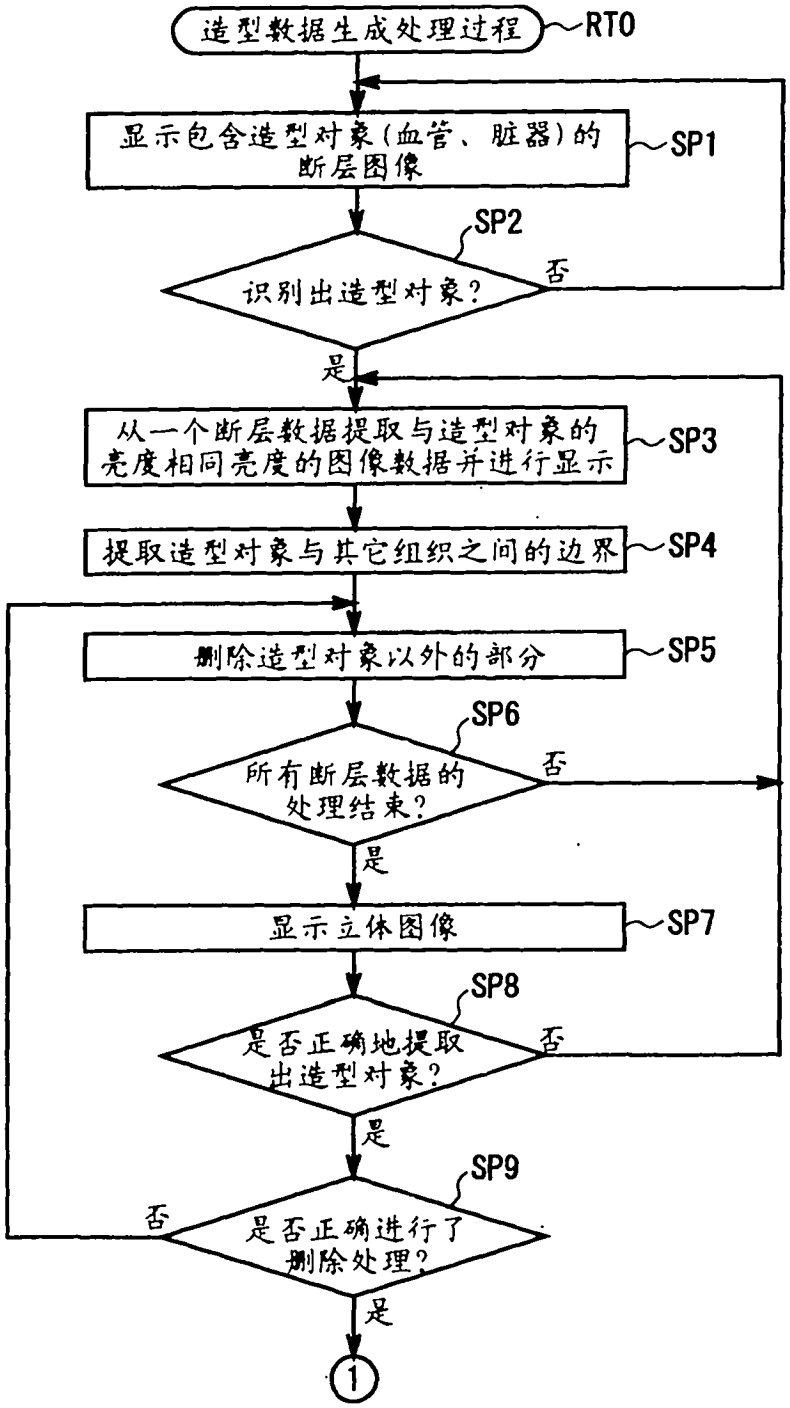

造型数据生成处理过程
RT0
显示包含造型对象(血管、脏器)的断层图像
SP1
SP2
识别出造型对象?
否
是
从一个断层数据提取与造型对象的亮度相同亮度的图像数据并进行显示
SP3
提取造型对象与其它组织之间的边界
SP4
删除造型对象以外的部分
SP5
SP6
所有断层数据的处理结束?
否
是
显示立体图像
SP7
SP8
是否正确地提取出造型对象?
否
是
SP9
是否正确进行了删除处理?
否
是
1

图 2

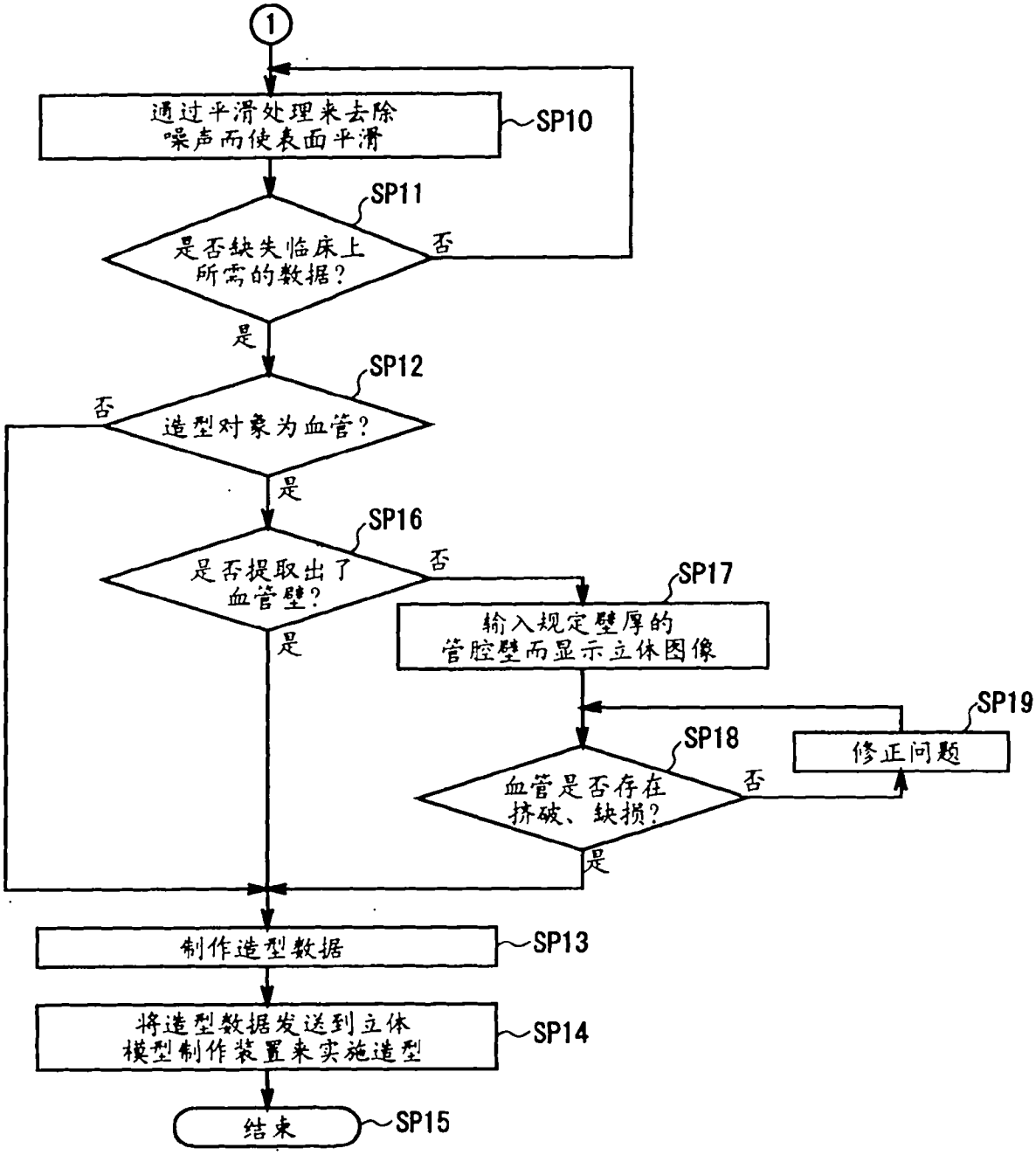

1
通过平滑处理来去除噪声而使表面平滑
SP10
SP11
是否缺失临床上所需的数据？
否
是
SP12
否
造型对象为血管？
是
SP16
是否提取出了血管壁？
否
是
SP17
输入规定壁厚的管腔壁而显示立体图像
SP19
修正问题
SP18
血管是否存在挤破、缺损？
否
是
制作造型数据
SP13
将造型数据发送到立体模型制作装置来实施造型
SP14
结束
SP15

图 3

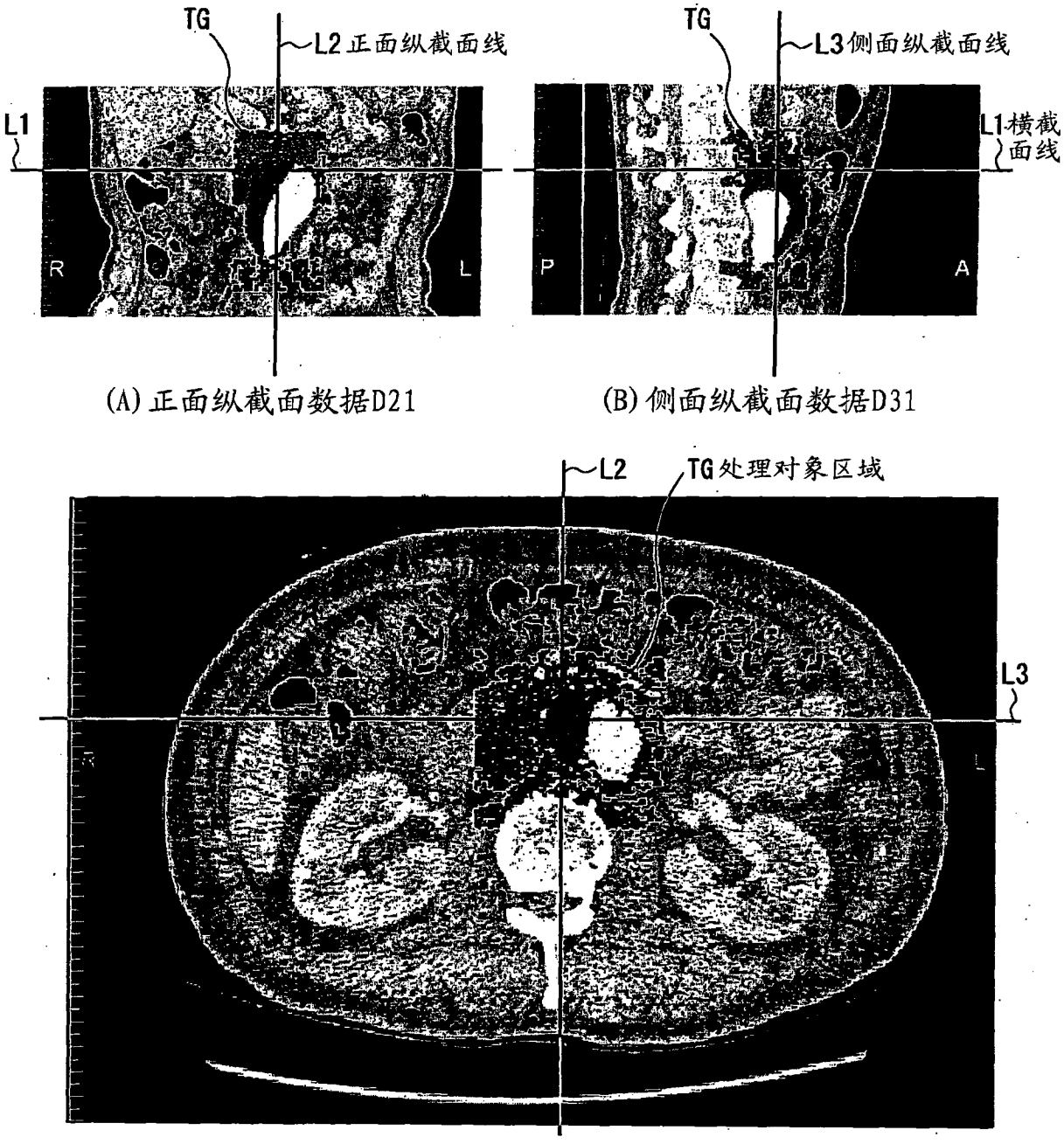
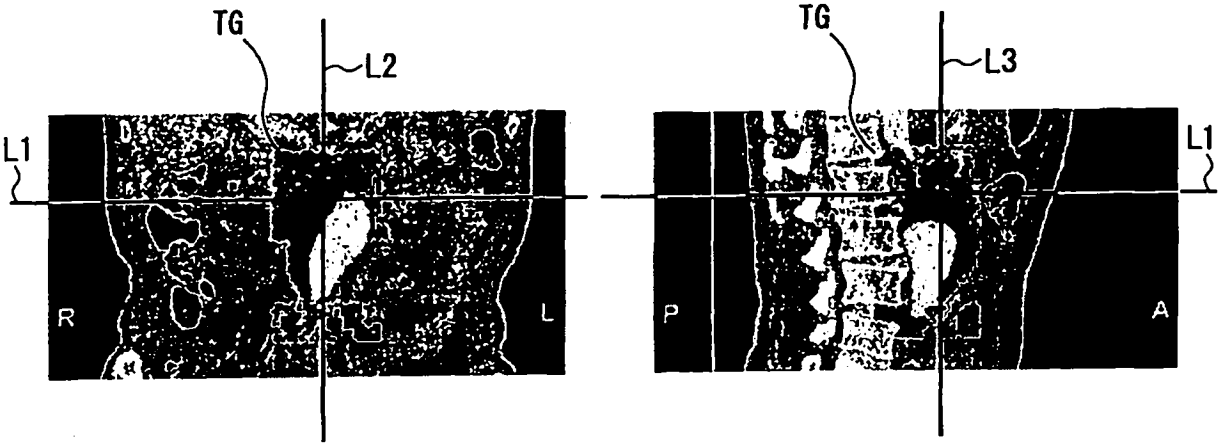
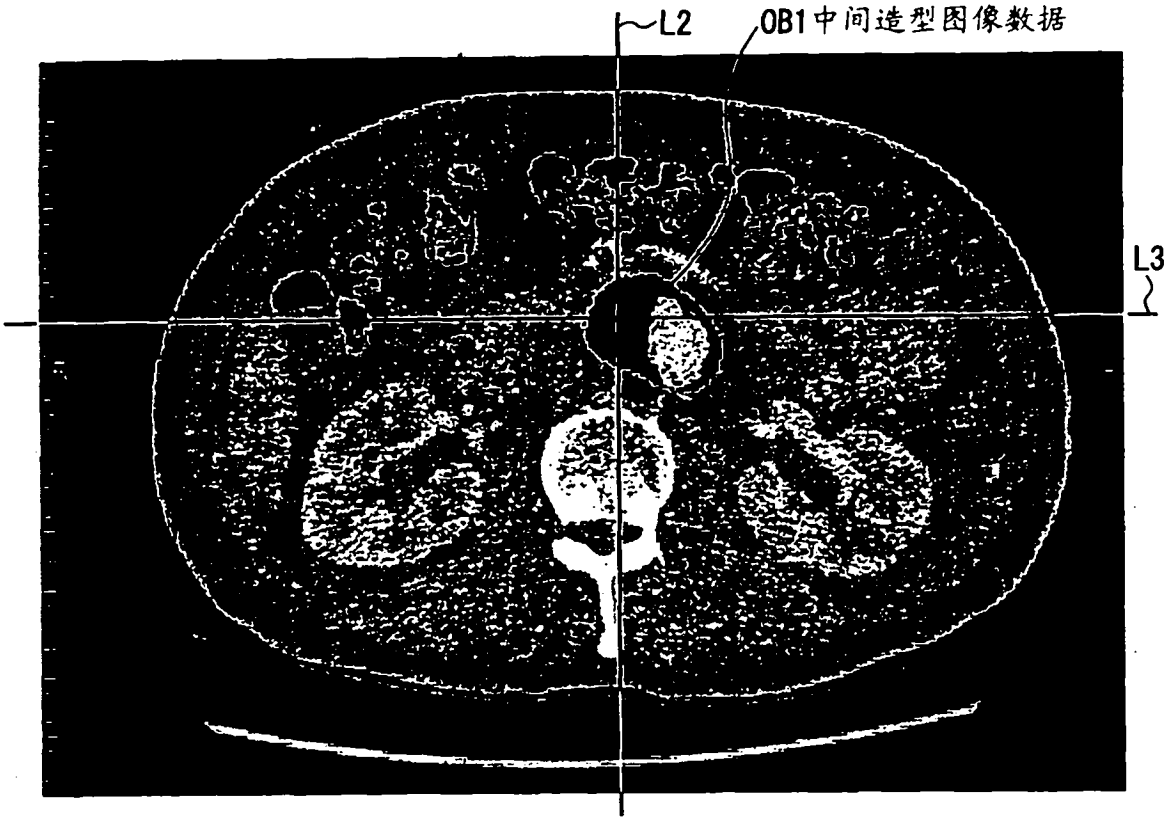

TG
L2正面纵截面线
L1
R
L
(A)正面纵截面数据D21
TG
L3侧面纵截面线
L1横截面线
P
A
(B)侧面纵截面数据D31
L2
TG处理对象区域
L3
(C)横截面数据D11

图 4

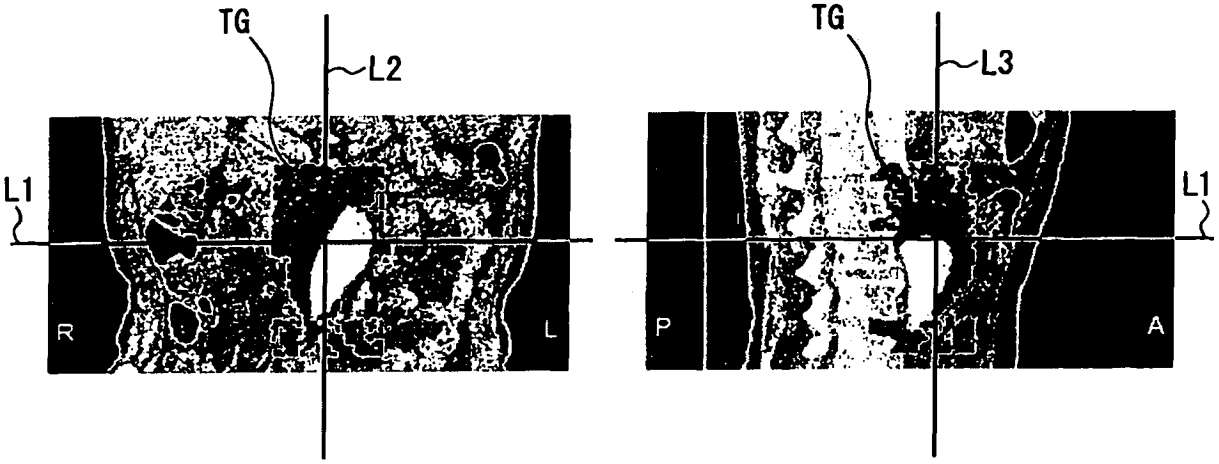


(A) 正面纵截面数据D21　　(B) 侧面纵截面数据D31

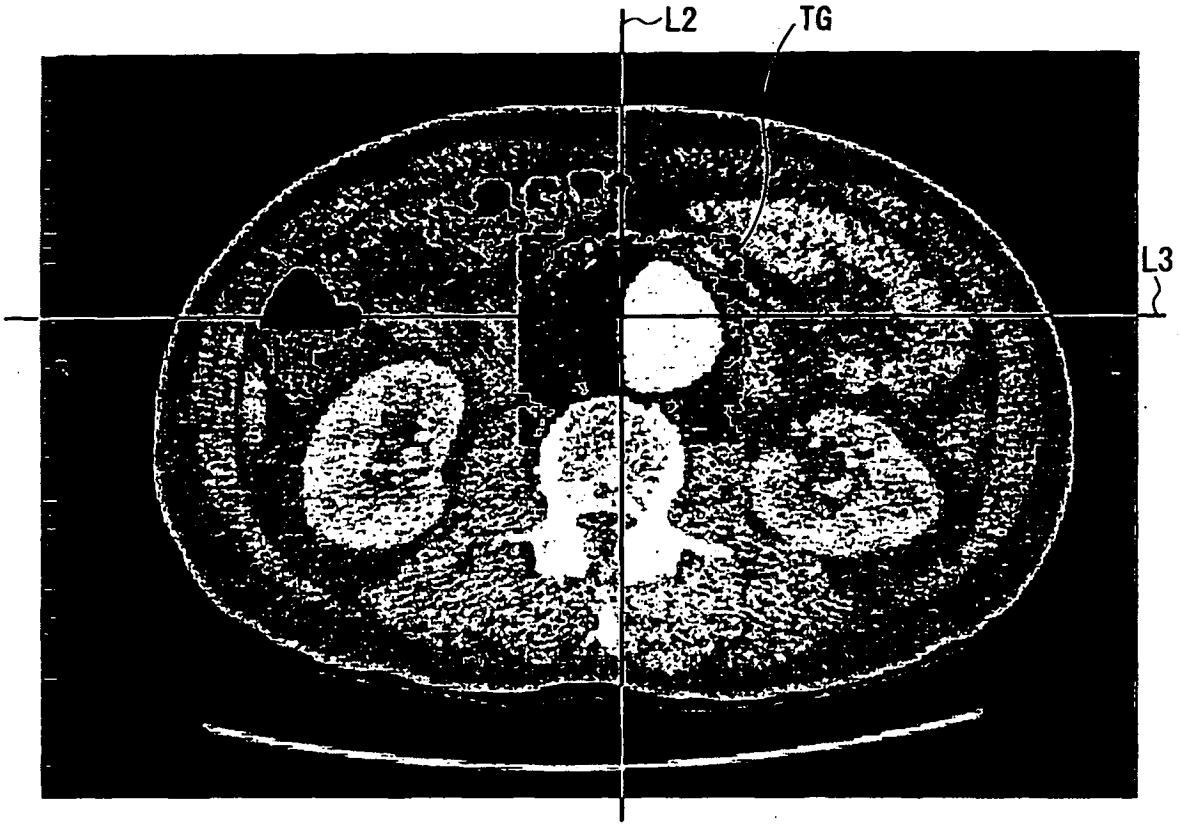


(C) 横截面数据D11

图 5

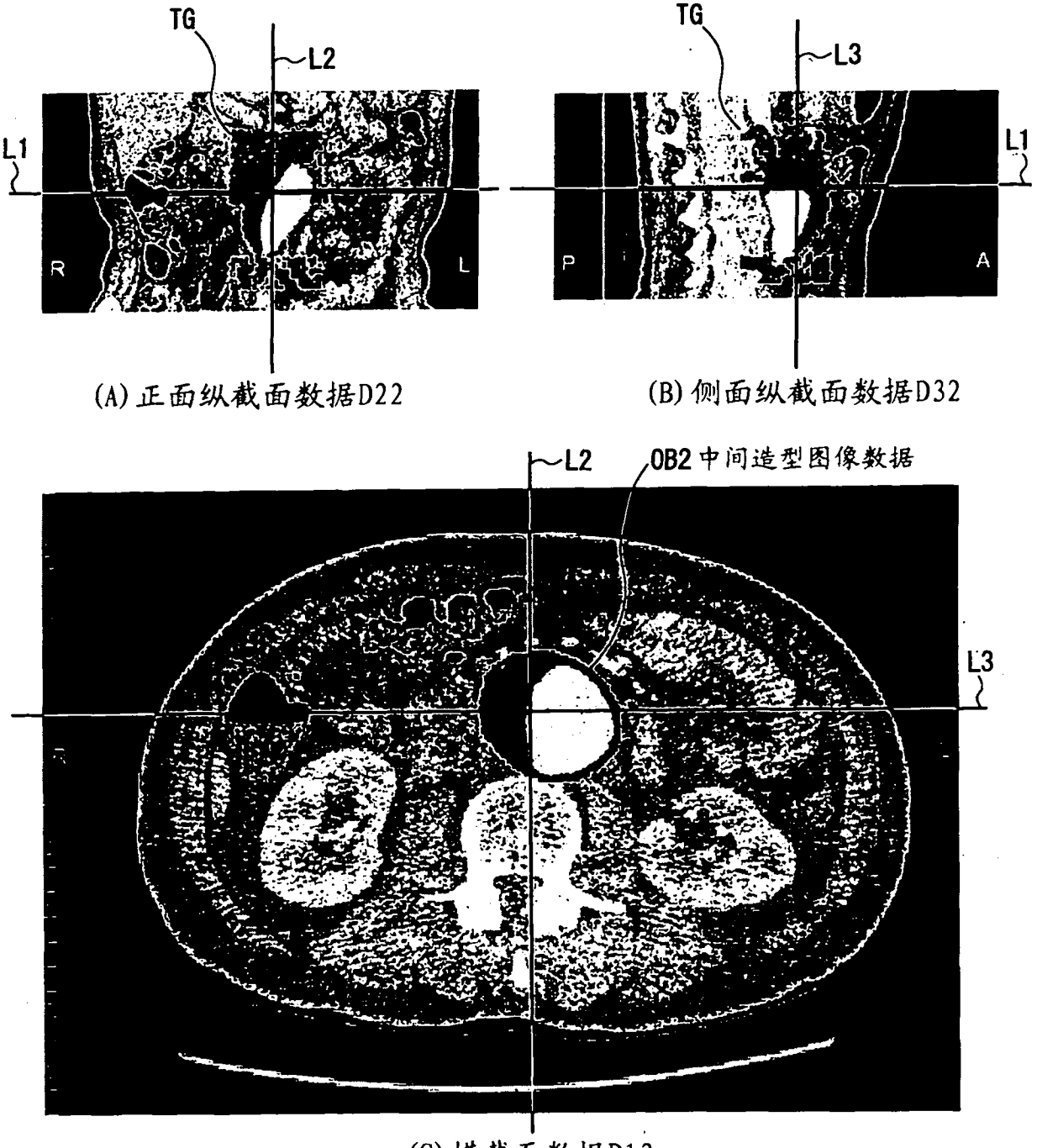


(A) 正面纵截面数据D22　　(B) 侧面纵截面数据D32



(C) 横截面数据D12

图 6



(A) 正面纵截面数据D22

(B) 侧面纵截面数据D32

(C) 横截面数据D12

图 7

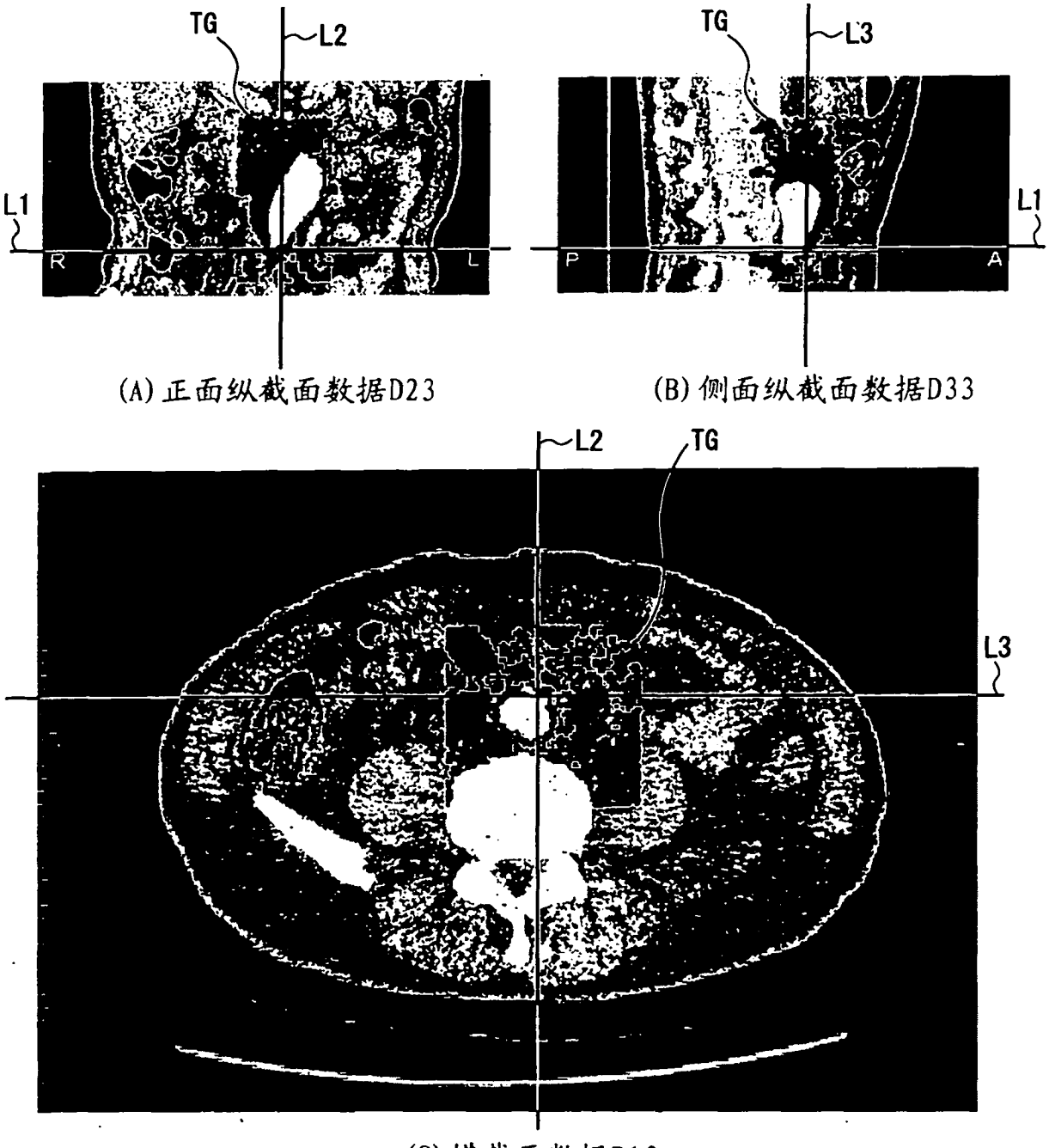
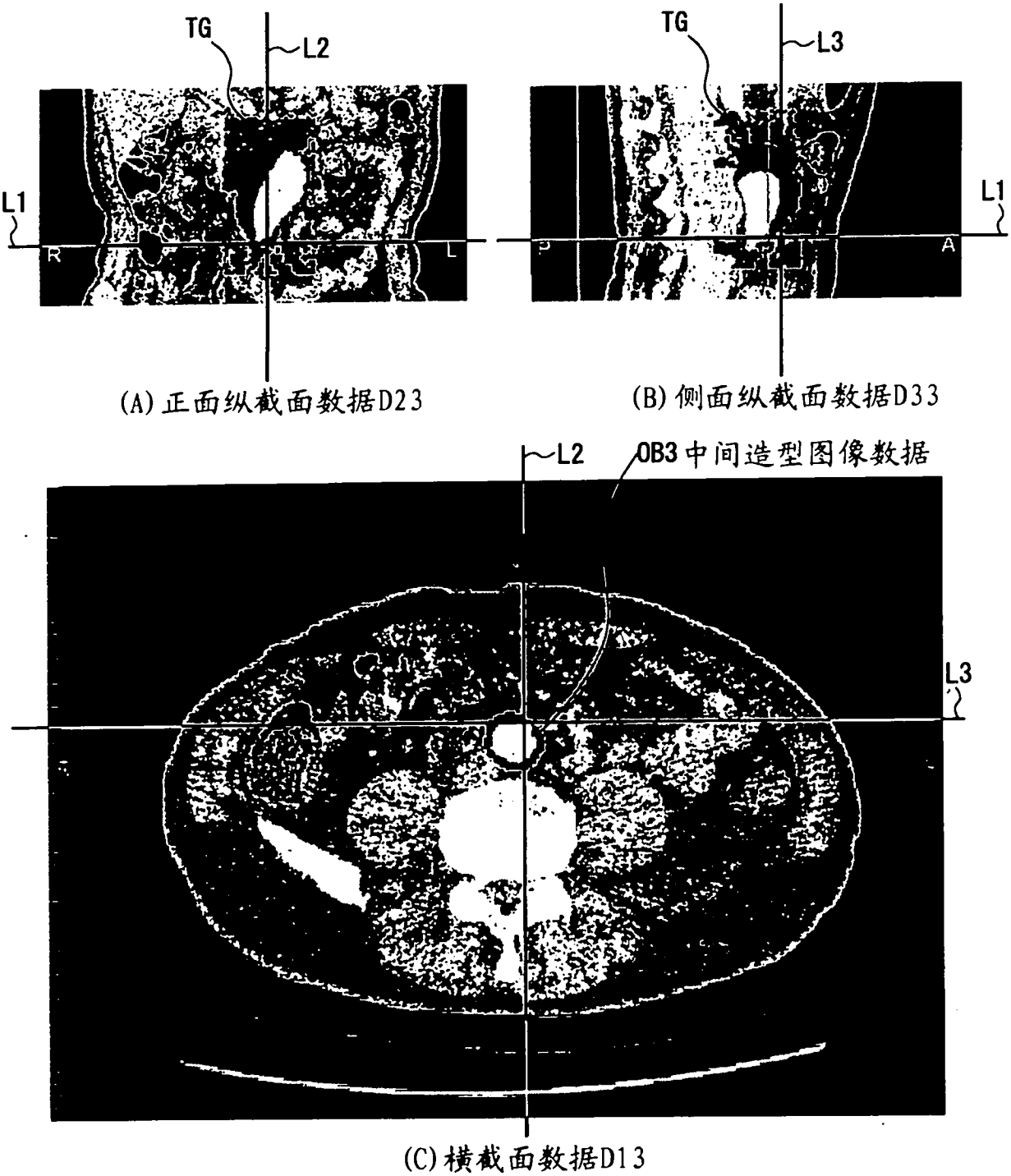

TG
L2
L1
R
L
(A) 正面纵截面数据D23
TG
L3
L1
P
A
(B) 侧面纵截面数据D33
L2
TG
L3
(C) 横截面数据D13

图 8



(A) 正面纵截面数据D23

(B) 侧面纵截面数据D33

(C) 横截面数据D13

图 9

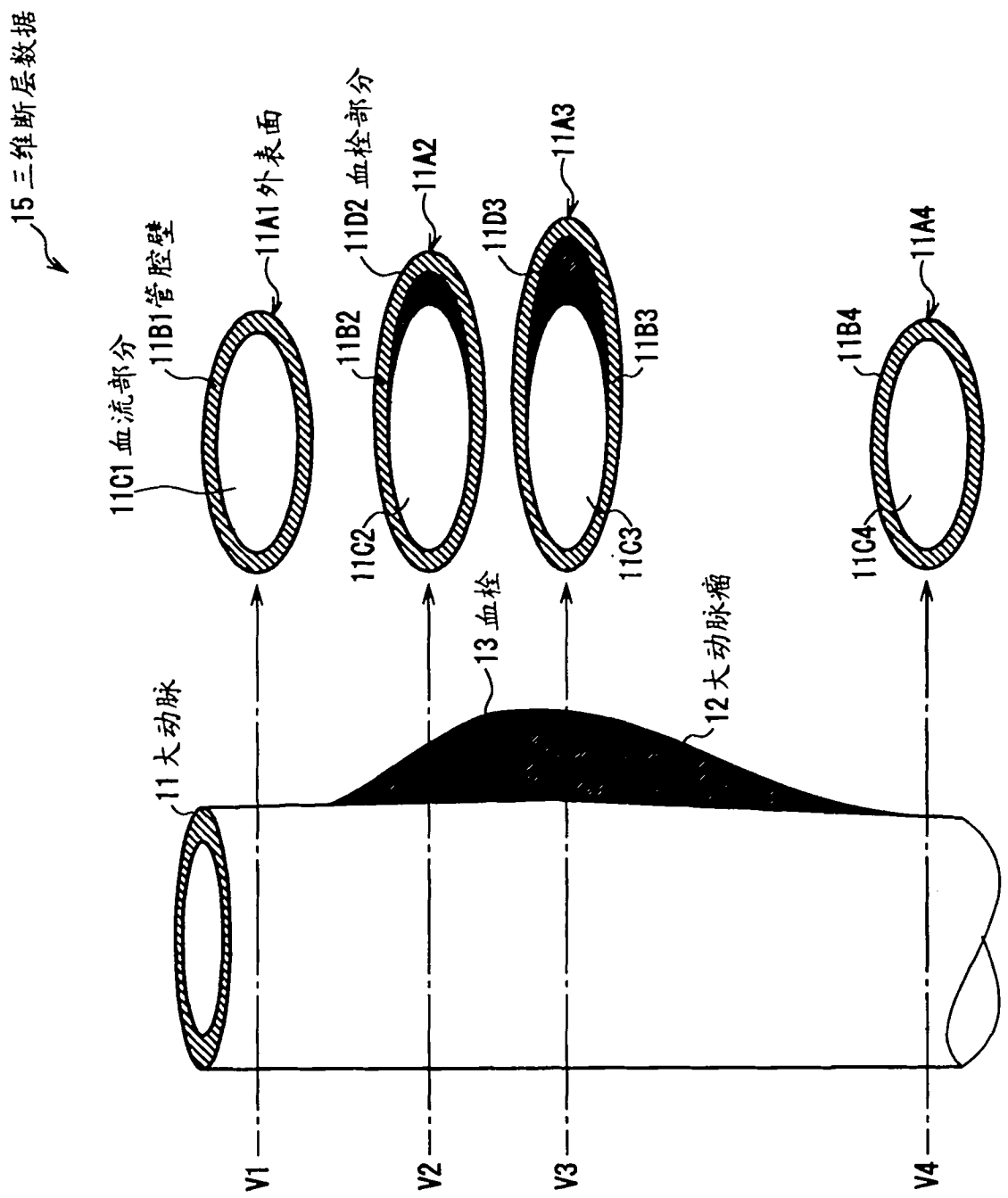

15 三维断层数据
11A1 外表面
11B1 管腔壁
11C1 血流部分
11A2
11D2 血栓部分
11B2
11C2
11A3
11D3
11B3
11C3
11A4
11B4
11C4
11 大动脉
13 血栓
12 大动脉瘤
V1
V2
V3
V4

图 10

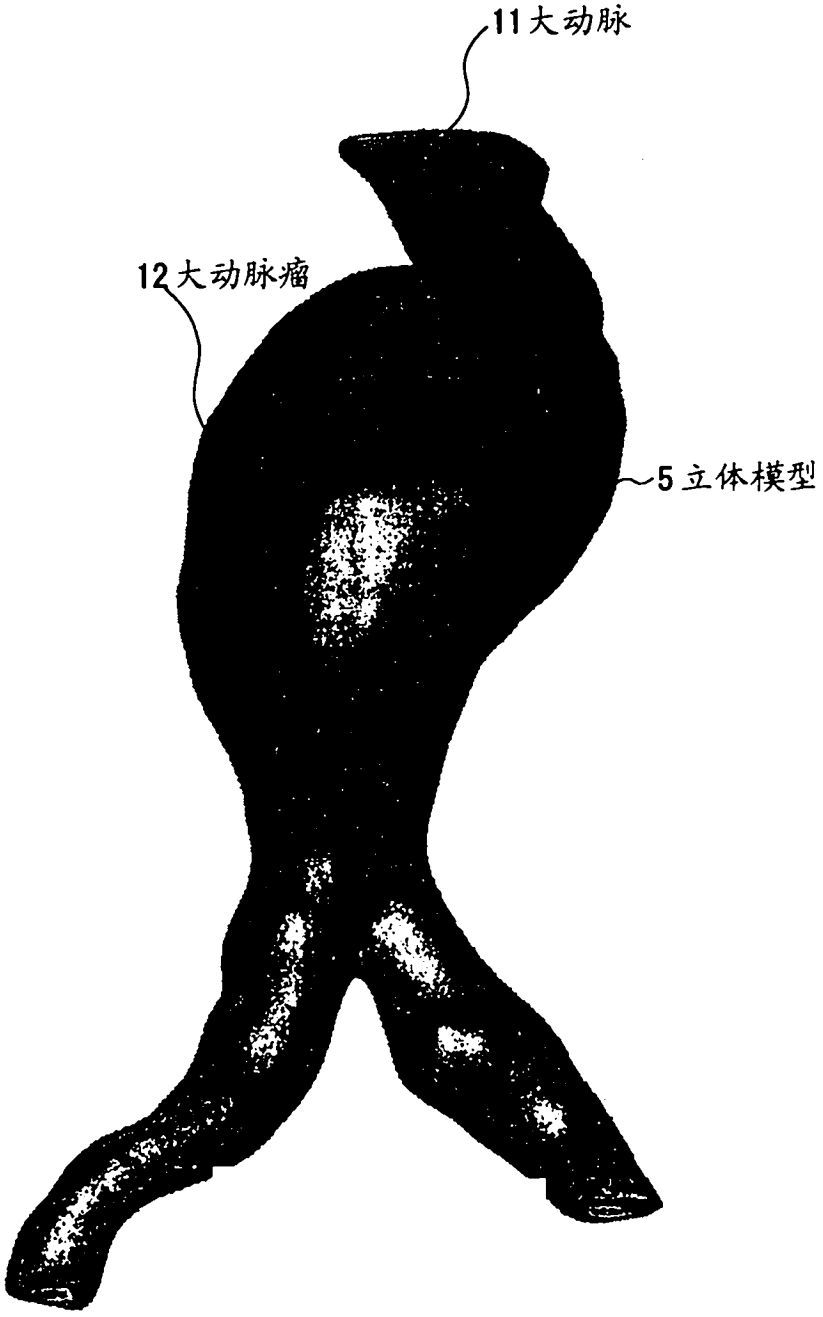


图 11

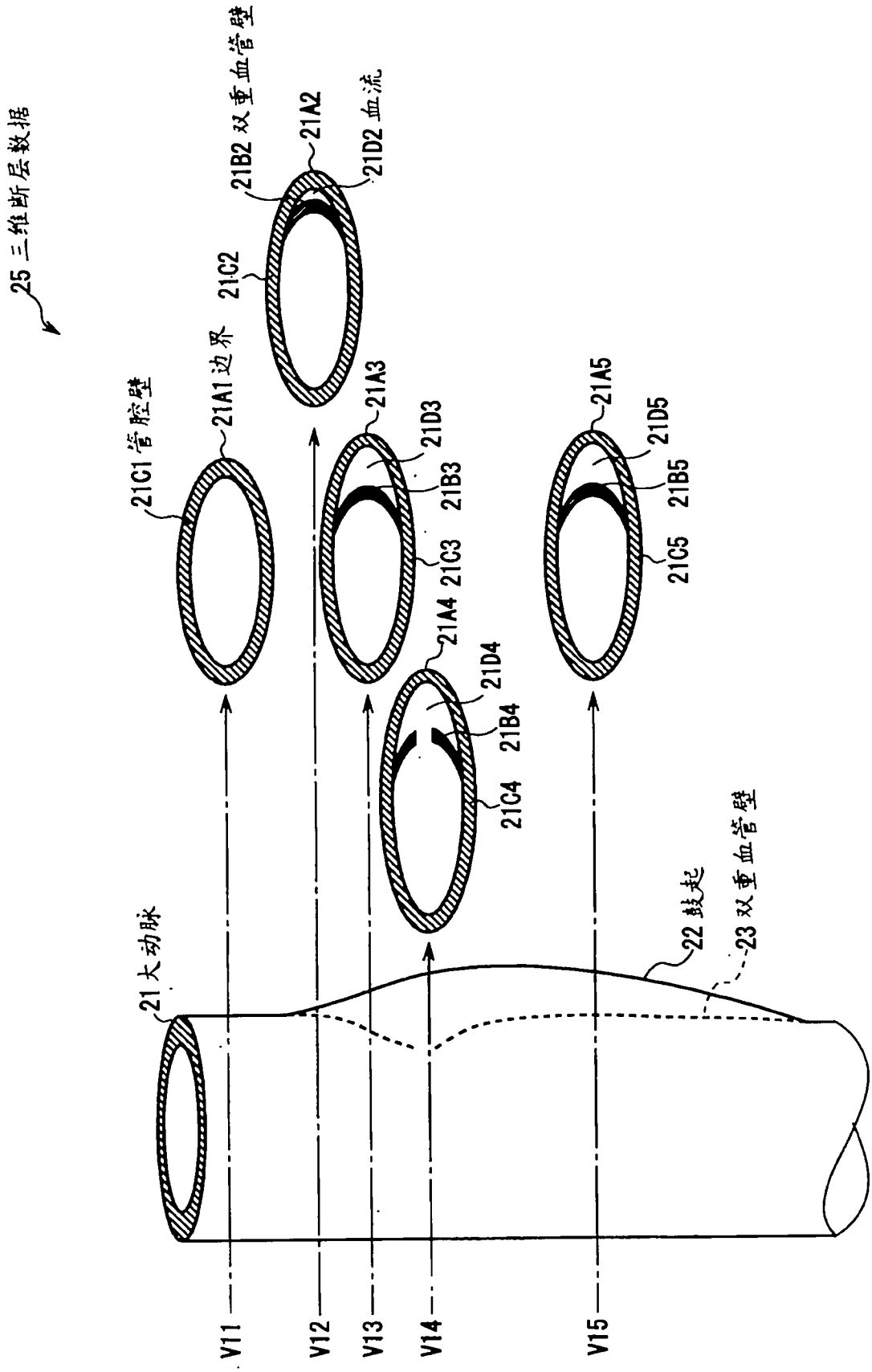

25 三维断层数据
21B2 双重血管壁
21A2
21D2 血流
21C2
21A1 边界
21C1 管腔壁
21A3
21D3
21B3
21C3
21A4
21D4
21B4
21C4
21A5
21D5
21B5
21C5
21 大动脉
22 鼓起
23 双重血管壁
V11
V12
V13
V14
V15

图 12

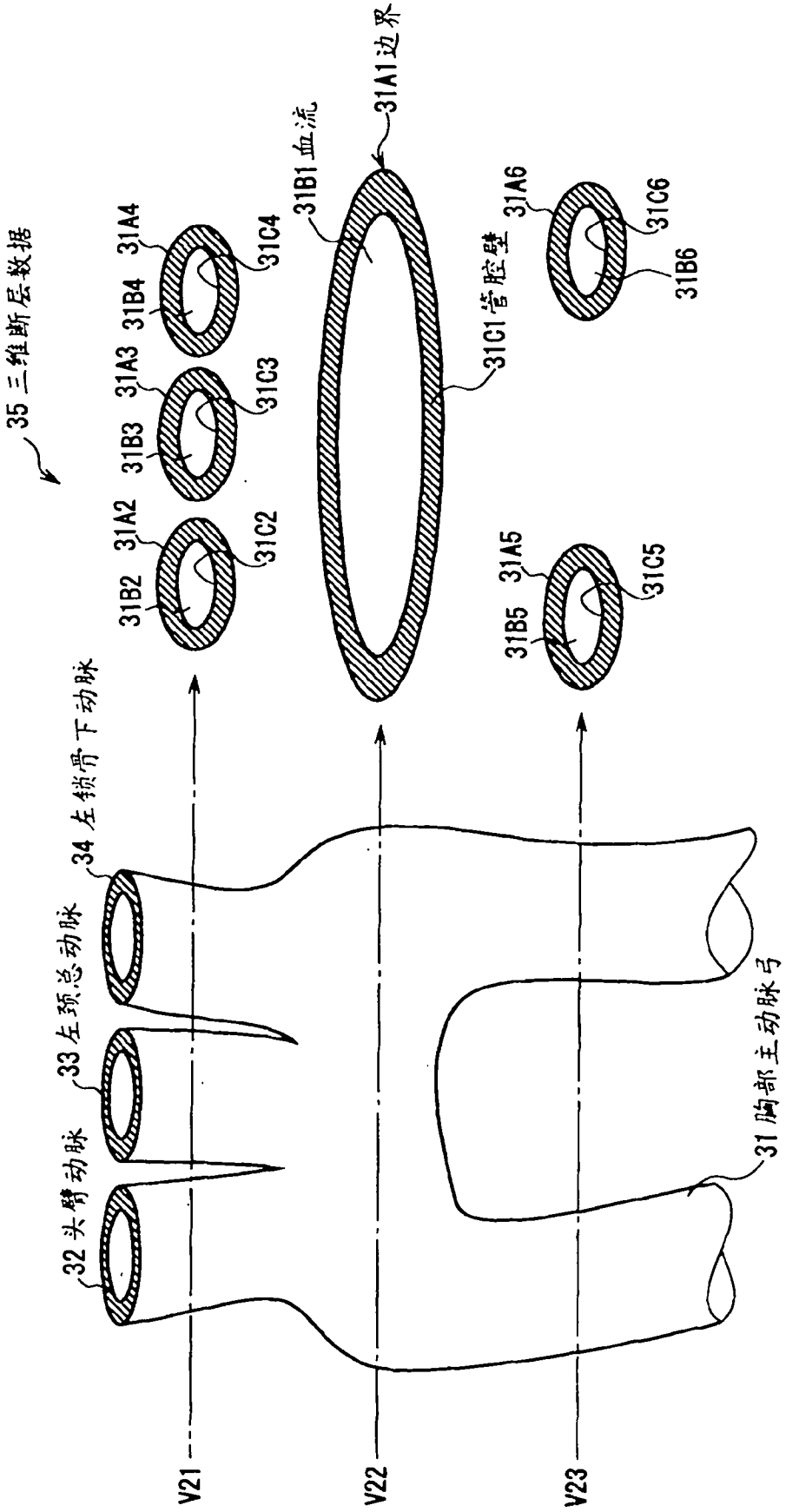

35 三维断层数据
31A1 边界
31B1 血流
31C1 管腔壁
31A2
31B2
31C2
31A3
31B3
31C3
31A4
31B4
31C4
31A5
31B5
31C5
31A6
31B6
31C6
34 左锁骨下动脉
33 左颈总动脉
32 头臂动脉
31 胸部主动脉弓
V21
V22
V23

图 13

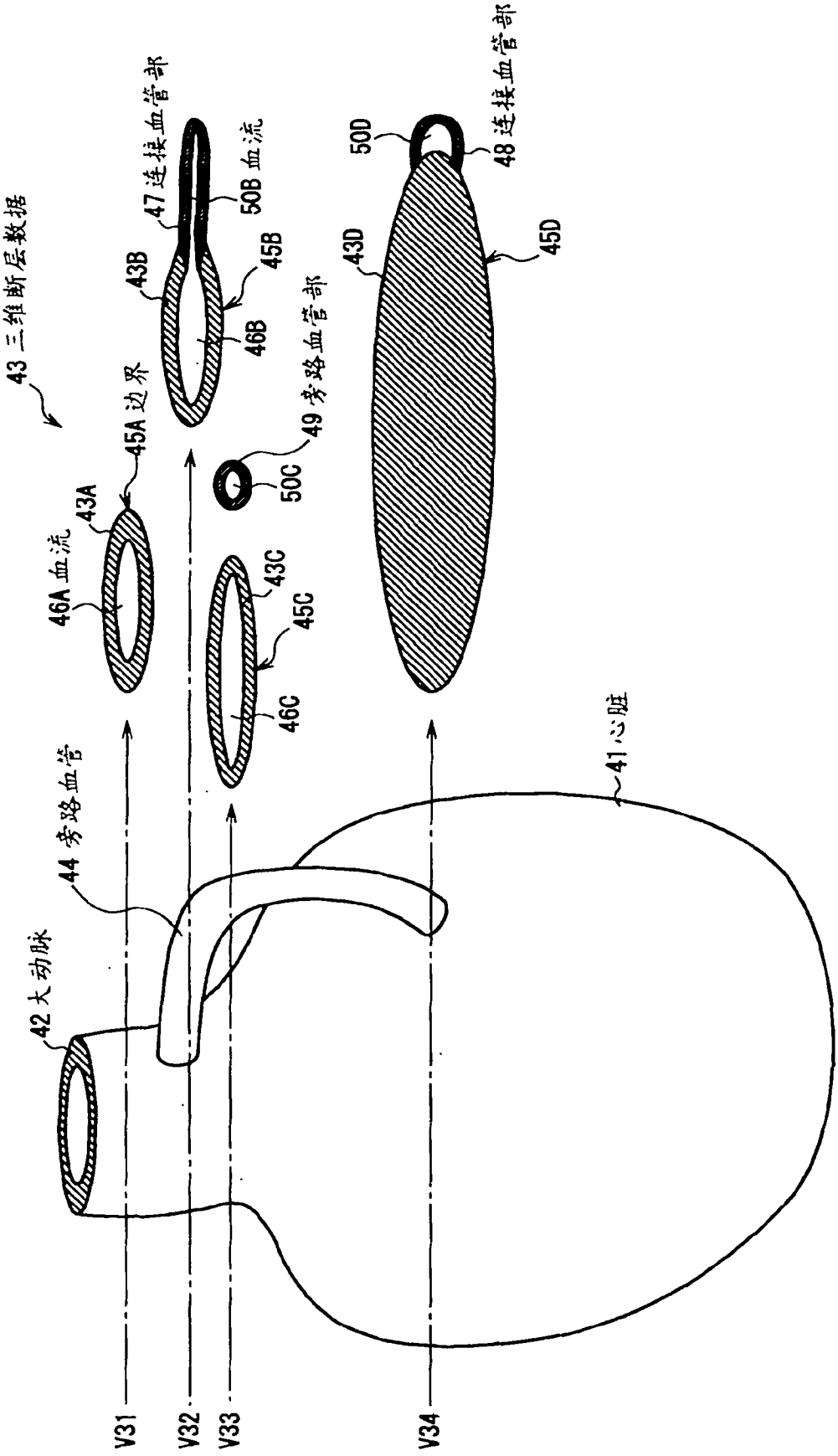

43 三维断层数据
47 连接血管部
50B 血流
43B
45B
46B
45A 边界
49 旁路血管部
50C
43A
46A 血流
43C
45C
46C
50D
48 连接血管部
43D
45D
41 心脏
44 旁路血管
42 大动脉
V31
V32
V33
V34

图 14

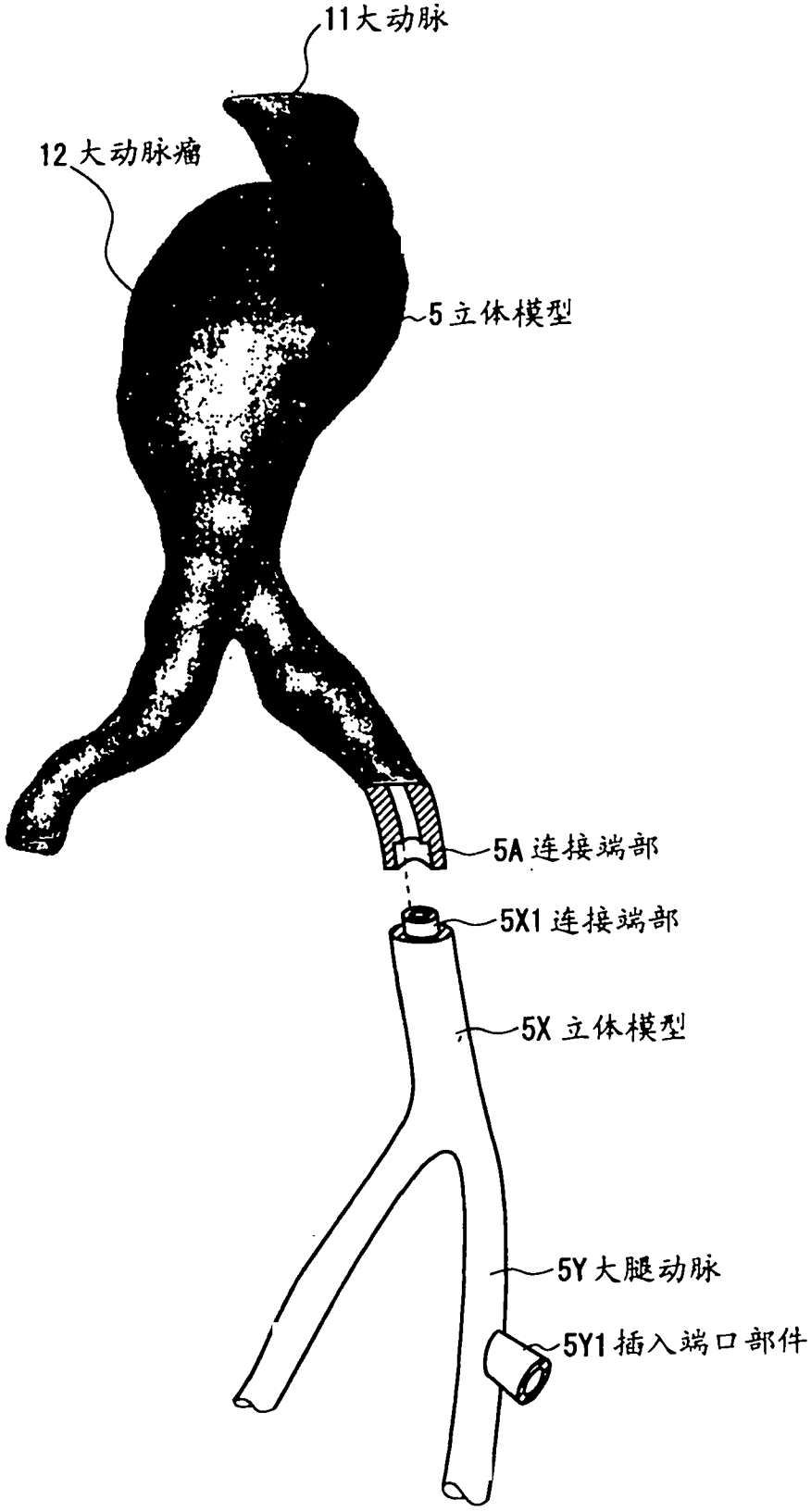

11大动脉
12大动脉瘤
5立体模型
5A连接端部
5X1连接端部
5X立体模型
5Y大腿动脉
5Y1插入端口部件

图 15

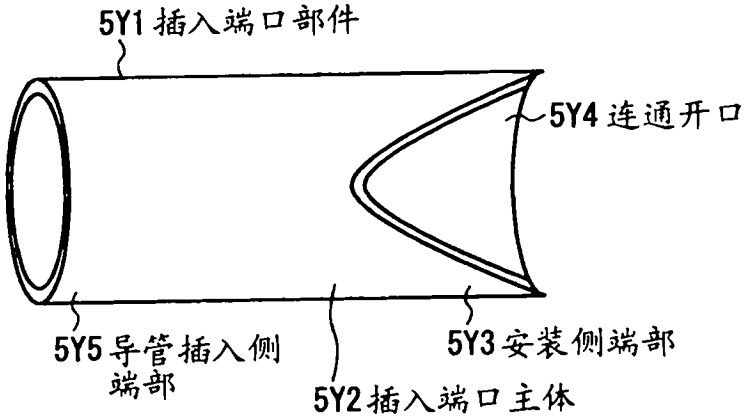

5Y1 插入端口部件
5Y4 连通开口
5Y5 导管插入侧端部
5Y3 安装侧端部
5Y2 插入端口主体

图 16

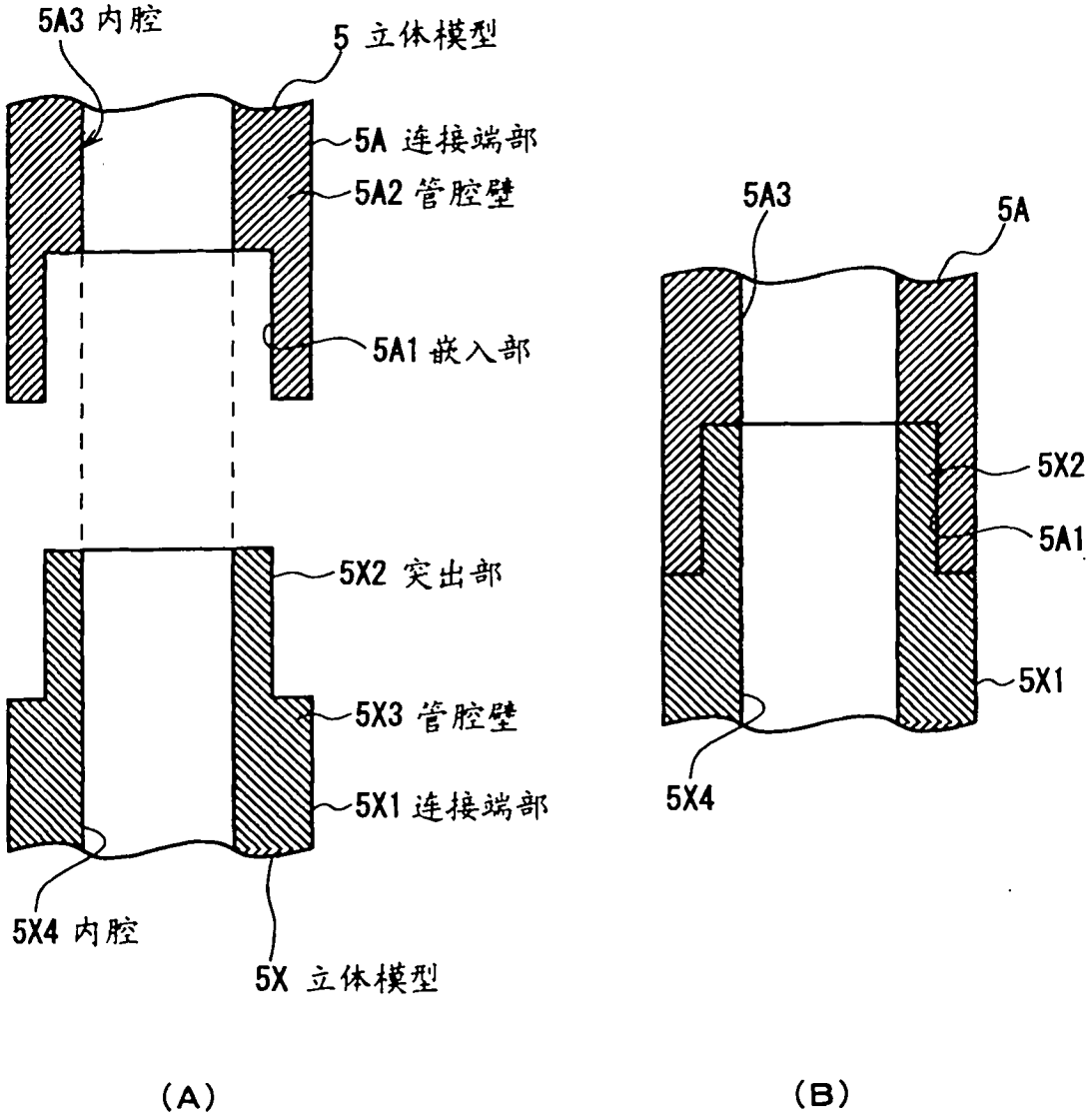

5A3 内腔
5 立体模型
5A 连接端部
5A2 管腔壁
5A1 嵌入部
5X2 突出部
5X3 管腔壁
5X1 连接端部
5X4 内腔
5X 立体模型
5A3
5A
5X2
5A1
5X1
5X4
(A)
(B)

图 17

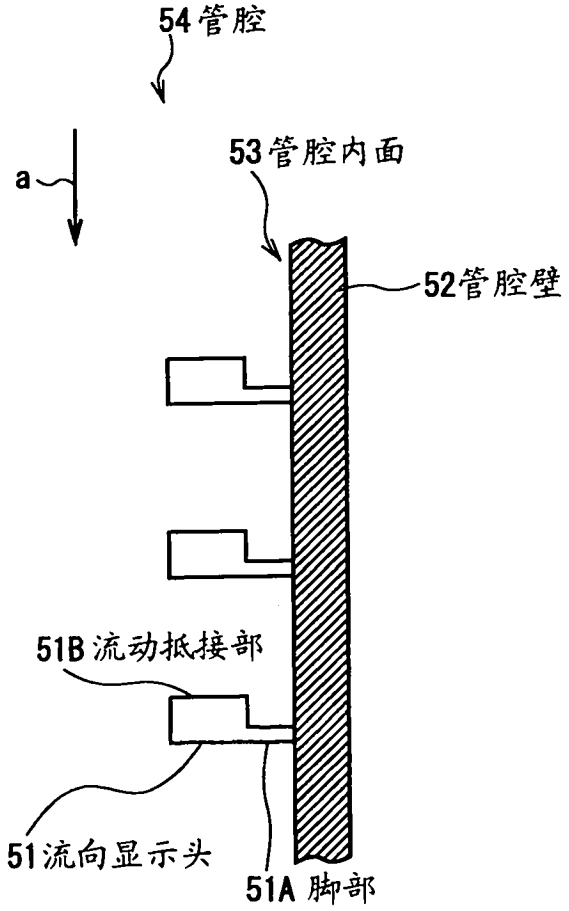


图 18

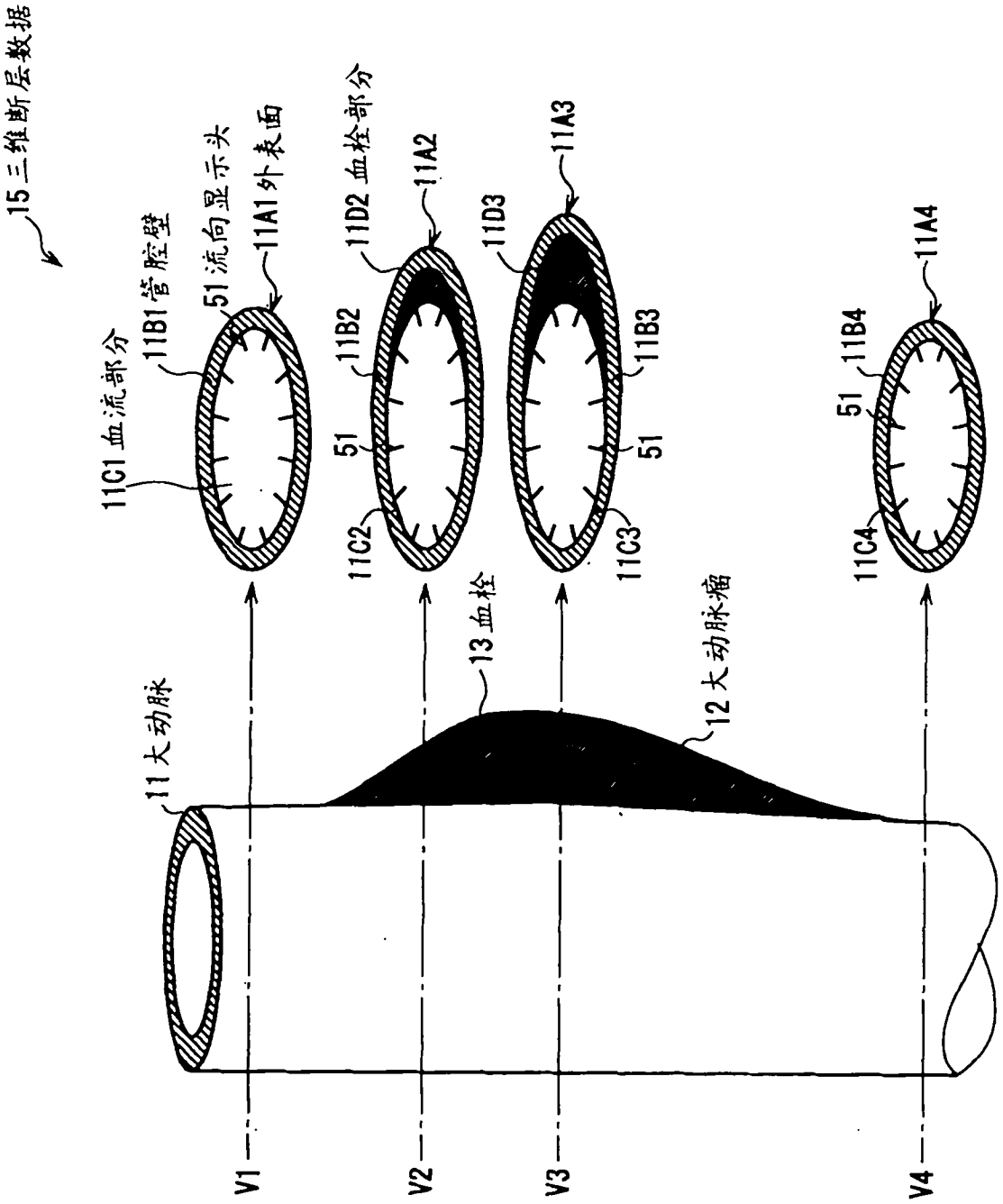

15 三维断层数据
11C1 血流部分
11B1 管腔壁
51 流向显示头
11A1 外表面
11B2
11D2 血栓部分
11A2
11D3
11A3
11B3
11B4
11A4
51
11C2
11C3
11C4
11 大动脉
13 血栓
12 大动脉瘤
V1
V2
V3
V4

图 19

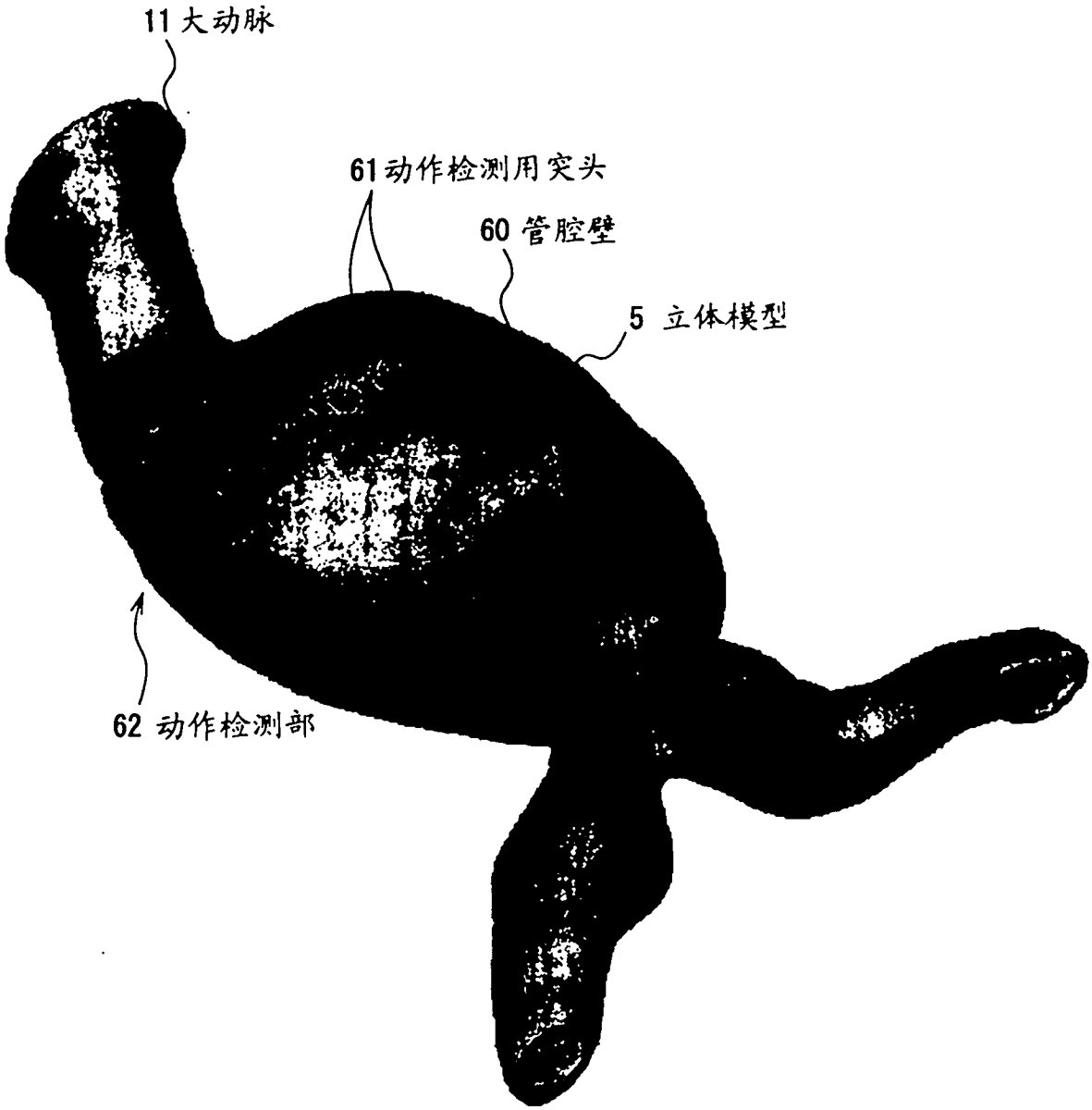


图 20

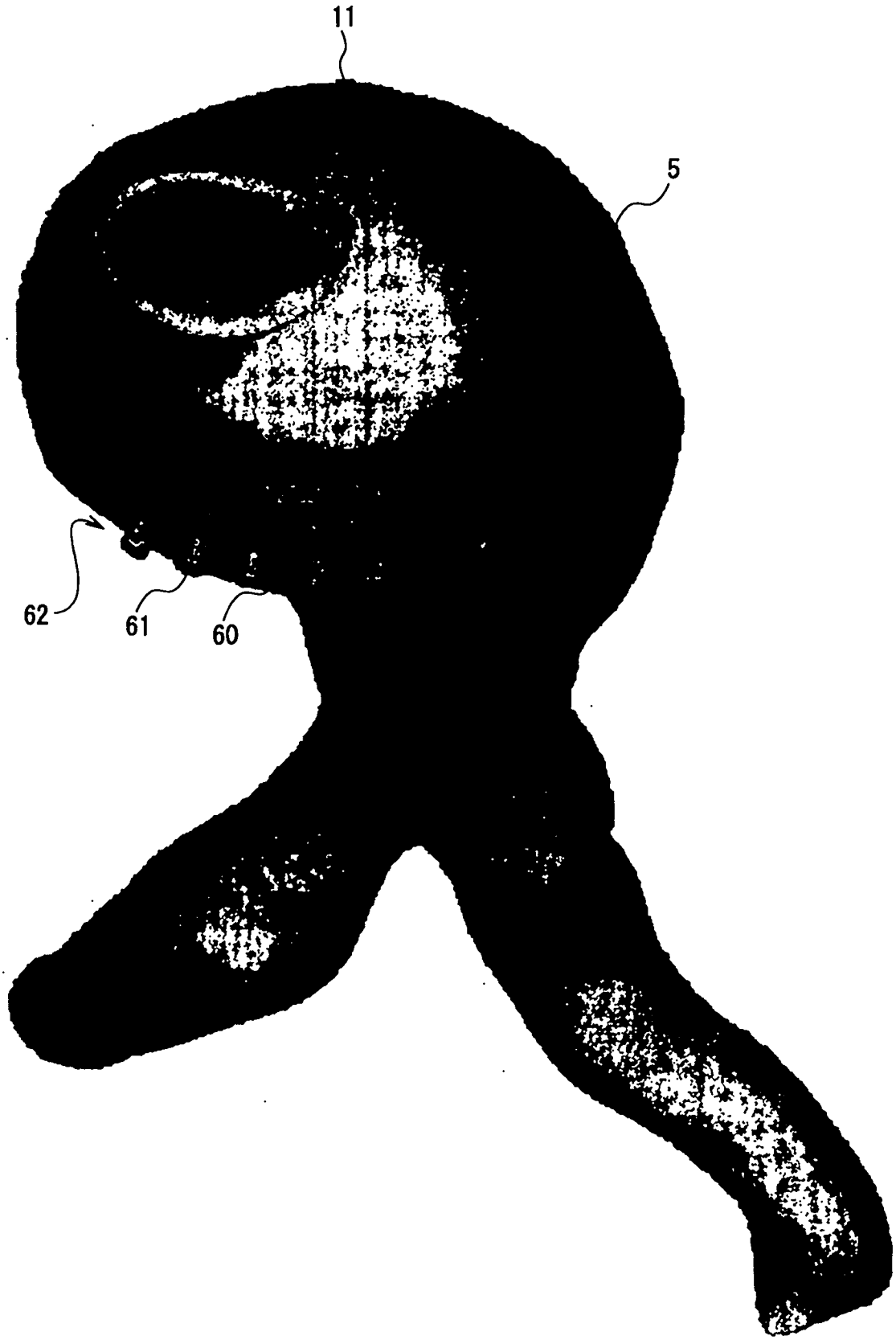


图 21

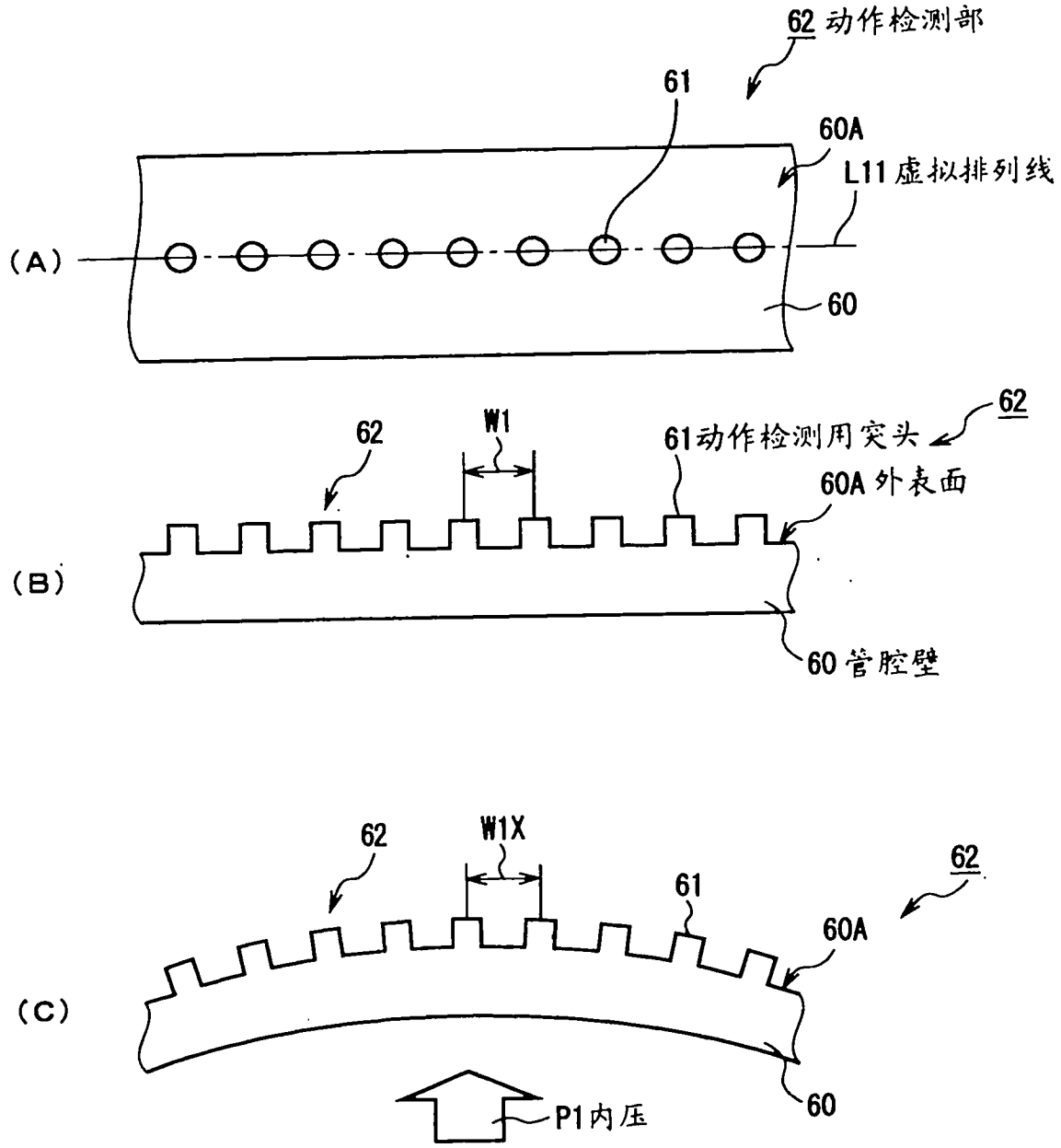

62 动作检测部
61
60A
L11 虚拟排列线
(A)
60
62
W1
61动作检测用突头
62
60A 外表面
(B)
60 管腔壁
62
W1X
61
62
60A
(C)
60
P1 内压

图 22

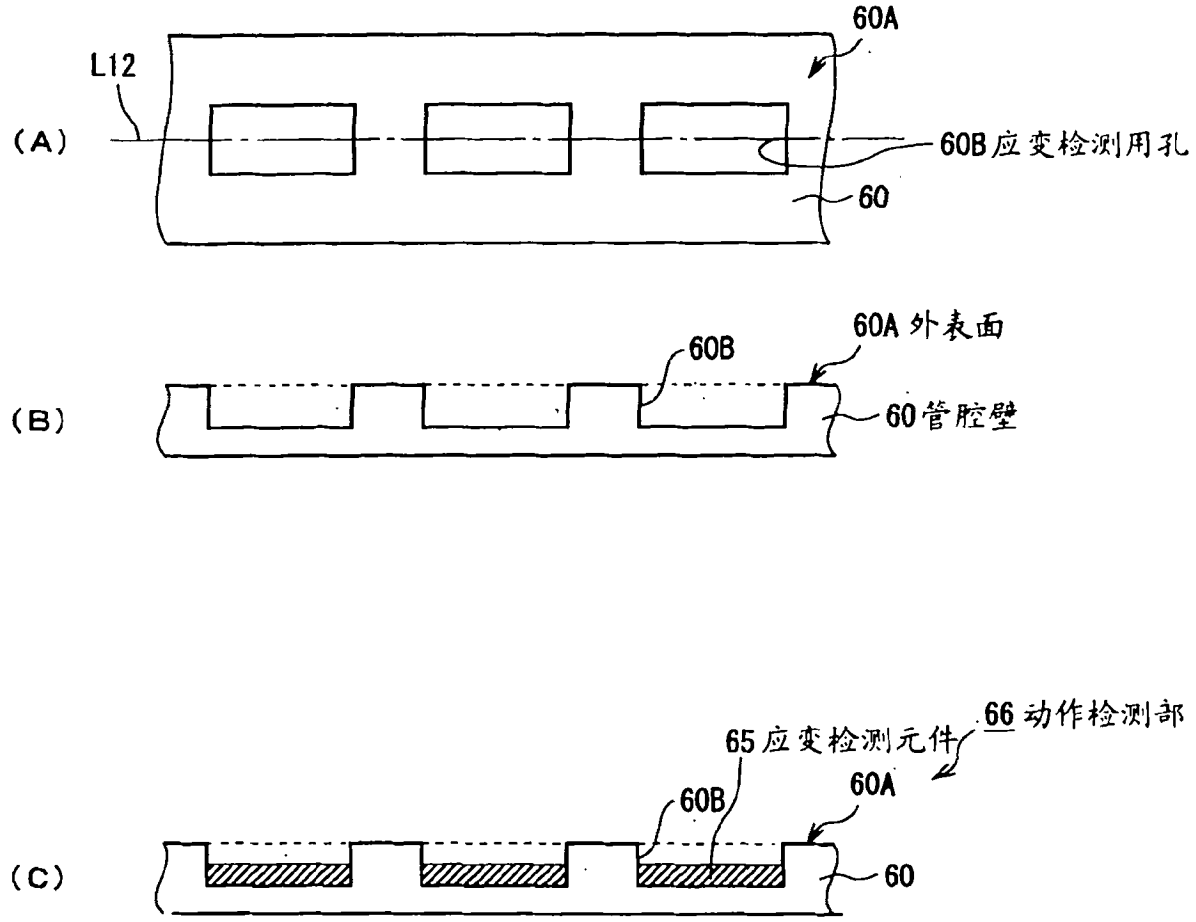

60A
L12
(A)
60B应变检测用孔
60
60A外表面
60B
(B)
60管腔壁
66动作检测部
65应变检测元件
60B
60A
(C)
60

图 23

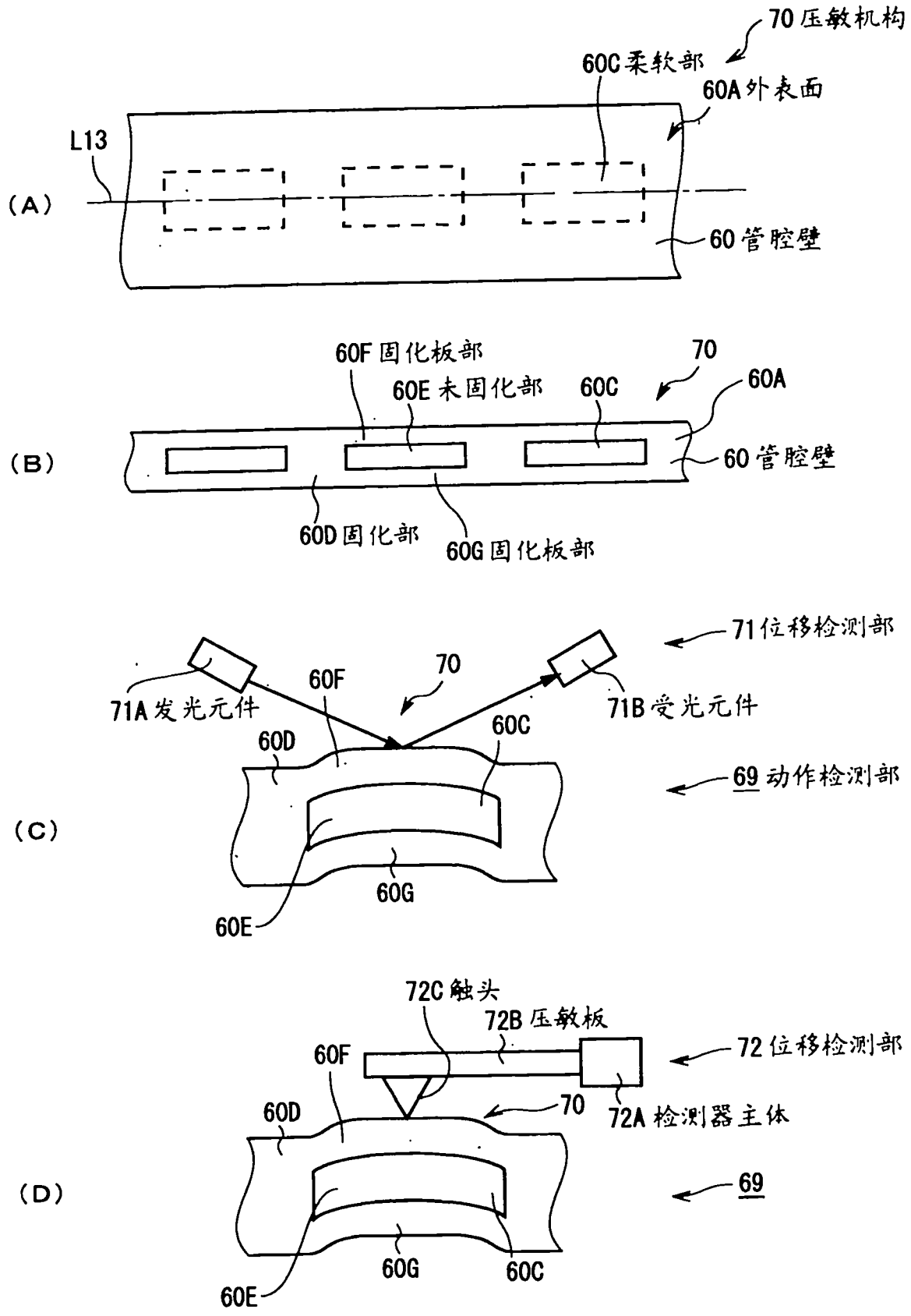

70 压敏机构
60C 柔软部
60A 外表面
L13
(A)
60 管腔壁
60F 固化板部
70
60E 未固化部
60C
60A
(B)
60 管腔壁
60D 固化部
60G 固化板部
71 位移检测部
71A 发光元件
60F
70
71B 受光元件
60C
60D
69 动作检测部
(C)
60G
60E
72C 触头
72B 压敏板
72 位移检测部
60F
70
72A 检测器主体
60D
(D)
69
60G
60C
60E

图 24

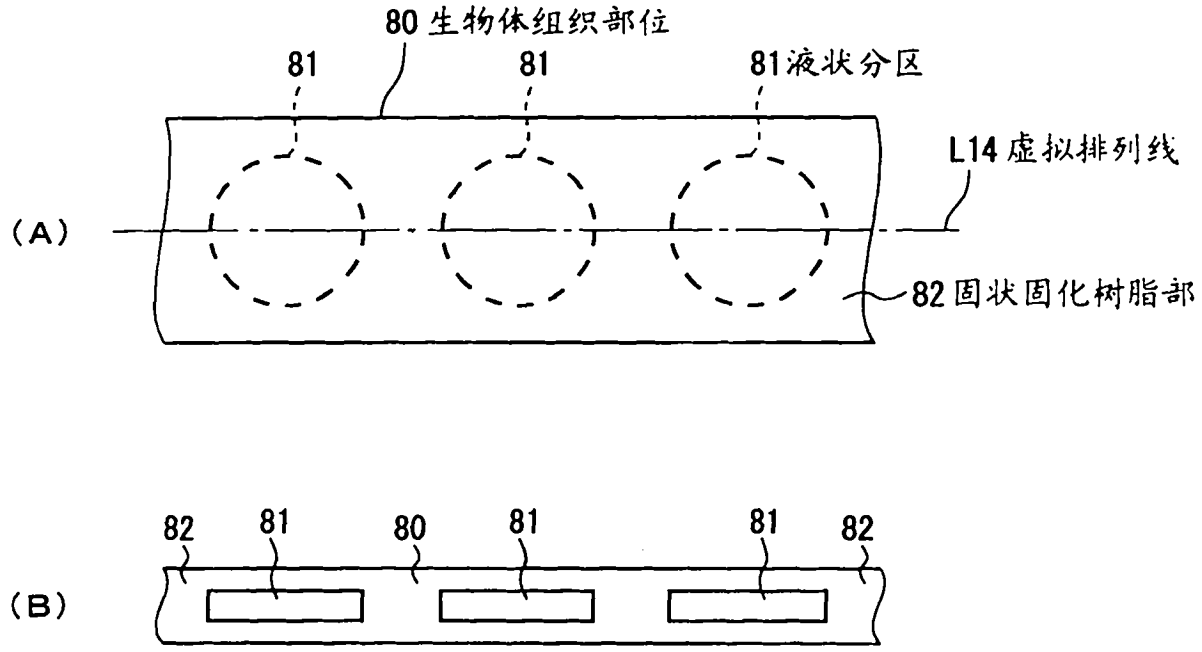

80 生物体组织部位
81
81
81液状分区
L14 虚拟排列线
(A)
82 固状固化树脂部
82
81
80
81
81
82
(B)

图 25

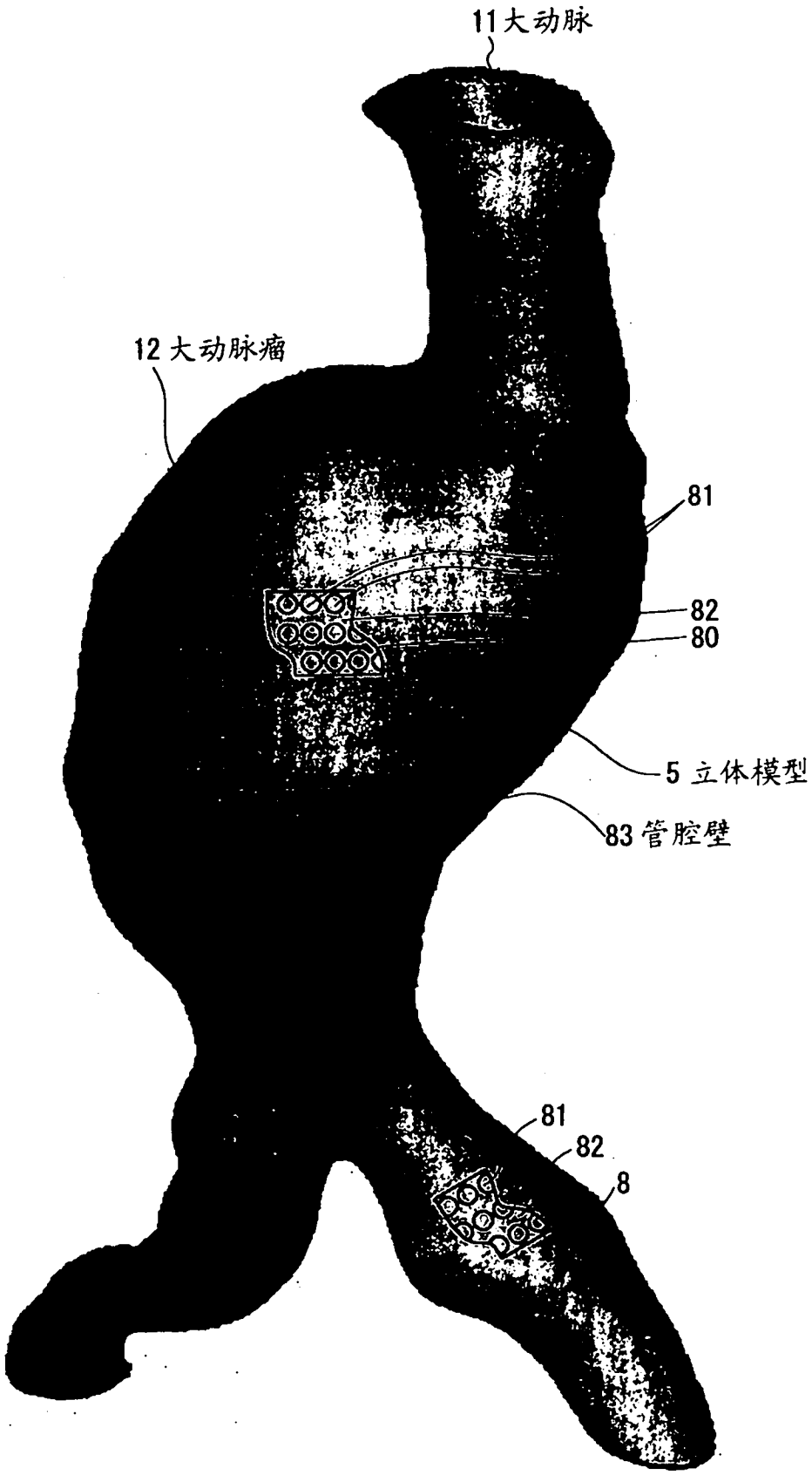


图 26

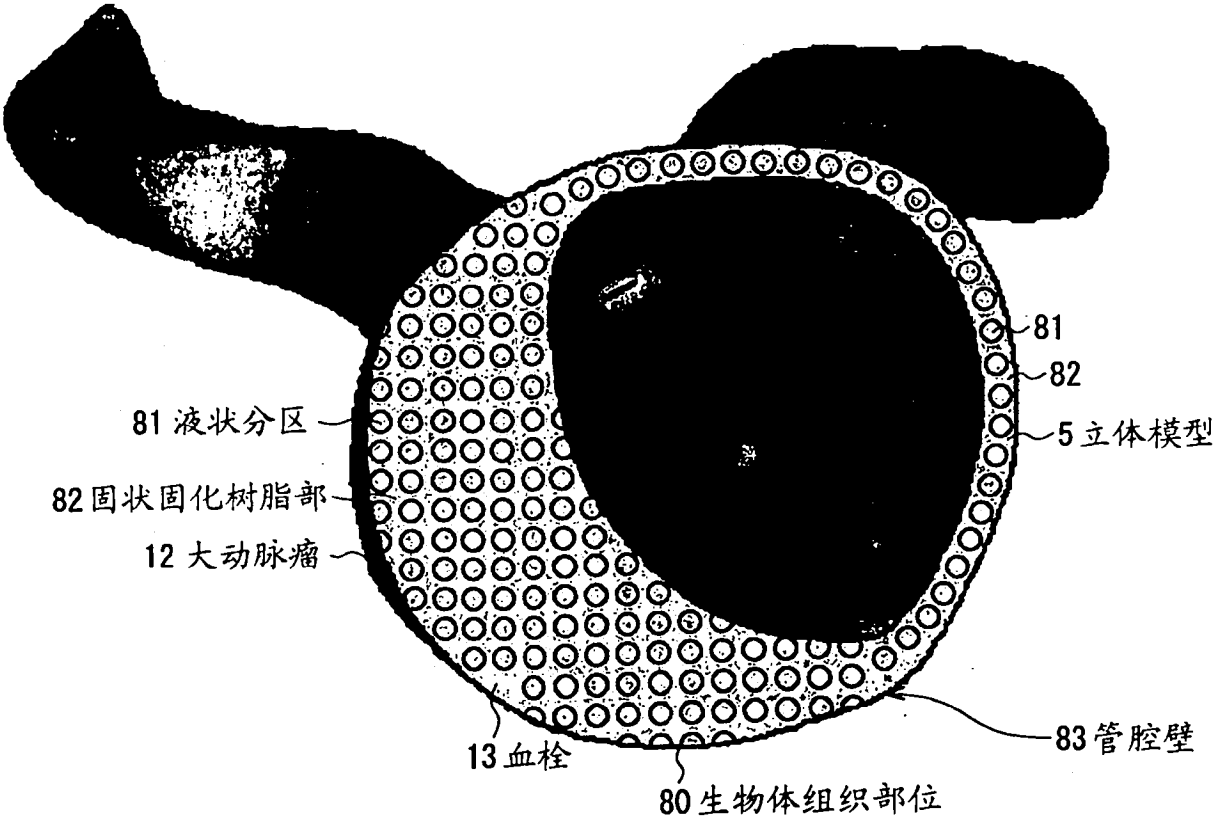


图 27