(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国 际 局

(43) 国际公布日
2017 年 3 月 9 日 (09.03.2017)

WIPO | PCT

(10) 国际公布号
WO 2017/036027 A1

(51) 国际专利分类号:
G09B 23/28 (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2015/099180

(22) 国际申请日: 2015 年 12 月 28 日 (28.12.2015)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(30) 优先权:
201510555405.6 2015 年 9 月 1 日 (01.09.2015) CN

(71) 申请人: **深圳先进技术研究院 (SHENZHEN INSTITUTES OF ADVANCED TECHNOLOGY)** [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道 1068 号, Guangdong 518055 (CN)。

(72) 发明人: **吴剑煌 (WU, Jianhuang)**; 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道 1068 号, Guangdong 518055 (CN)。 **王浩宇 (WANG, Haoyu)**; 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道 1068 号, Guangdong 518055 (CN)。

(74) 代理人: **北京三友知识产权代理有限公司 (BEIJING SANYOU INTELLECTUAL PROPERTY AGENCY LTD.)**; 中国北京市金融街 35 号国际企业大厦 A 座 16 层, Beijing 100033 (CN)。

(81) 指定国 (除另有指明，要求每一种可提供的国家保护): 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, JP, KE, KG, KN, KP, KR, 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, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

[见续页]

(54) **Title**: SURGICAL SIMULATION SYSTEM FOR ENDOVASCULAR INTERVENTION

(54) **发明名称** : 血管内介入手术模拟系统

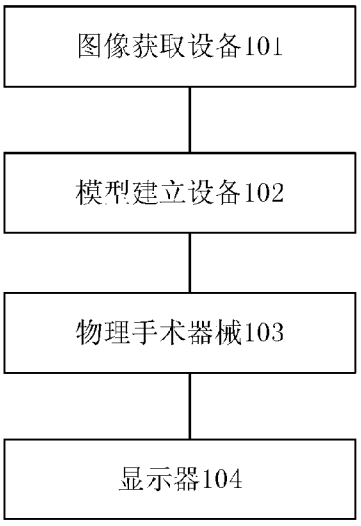


图 1

101 Image acquisition device
102 Model establishing device
103 Physical operative instrument
104 Display

(57) **Abstract**: A surgical simulation system for endovascular intervention enables operations including customizing a surgical scheme for a patient, optimizing a surgical route, rehearsing a surgical procedure, etc. The simulation system comprises: an image acquisition device (101) acquiring medical image data of a vessel which is to be performed endovascular intervention surgical simulation on and tissues and organs surrounding the vessel, the medical image data being medical image data of a specific patient; a model establishing device (102) establishing a three-dimensional geometric model (501) of the vessel and the tissues and organs surrounding the vessel from the medical image data; a physical operative instrument (103) for a user to operate during the endovascular intervention surgical simulation, wherein the model establishing device (102) controls, according to the operation of the user on the physical operative instrument (103), a motion trajectory (502) of a three-dimensional model of the operative instrument in the three-dimensional geometric model (501) of the vessel; and a display (104) displaying the three-dimensional model (501) of the vessel and the tissues and organs surrounding the vessel, and the motion trajectory of the three-dimensional model of the operative instrument in the three-dimensional geometric model of the vessel.

(57) **摘要**:

[见续页]

WO 2017/036027 A1

(84) **指定国** (除另有指明，要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (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)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告(条约第 21 条(3))。

一种血管内介入手术模拟系统，可以进行制定个性化患者的手术方案、优化手术路径、手术预演等操作。模拟系统包括：图像获取设备（101），获取待进行血管内介入手术模拟的血管及血管周围组织器官的医学图像数据，医学图像数据为指定患者的医学图像数据；模型建立设备（102），建立医学图像数据中血管及血管周围组织器官的三维几何模型（501）；物理手术器械（103），由用户在进行血管内介入手术模拟时进行操作；模型建立设备（102）还根据用户对物理手术器械（103）的操作，控制三维手术器械模型在血管的三维几何模型（501）中的运动轨迹（502）；显示器（104），显示血管及血管周围组织器官的三维（501）和三维手术器械模型在血管的三维几何模型中的运动轨迹。

血管内介入手术模拟系统

技术领域

本发明涉及医疗器械技术领域，特别涉及一种血管内介入手术模拟系统。

背景技术

介入手术是在医学影像设备的引导下，在人体某一部位切一个小洞（米粒大小），然后将导丝、导管等介入器械送入人体，对体内病变部位进行诊断和局部治疗的一种微创手术。介入治疗具有不开刀，创伤小，恢复快，效果好的特点。目前，介入手术过程中的手术器械引导主要依靠二维实时的透视成像技术所得到的图像，根据二维的图像来引导器械在三维空间的操作，必然要求准确高效的手眼配合以及大量的实践经验。因此，一个合格的操作介入手术医生都需要经过长期的技能培训和练习。

如何有效、快速且经济地培养一位合格的手术医生是医学领域面临的重要问题。目前临床传统的训练方式有四种：捐献的尸体、人体模型、动物和病人。这些方式都存在各自明显的缺点而影响了训练效果：第一种方式由于捐献的尸体有限，而且受血液凝固时间的限制，只能用于对血管外部的了解（如血管走行、支配区域和毗邻结构）。第二种方式，固定的人体模型不能体现人体结构的可变性、多样性，及器官内部结构。第三种方式，动物的解剖结构和人体不同，训练环境不理想，另外，动物麻醉及放射设备匹配的局限，几乎没有在动物身上进行血管内训练的机会。勉力为之，也同第一种方式一样，由于尸体和动物不能重复使用，增加了培训成本；前三种方式都不适于血管内手术技术训练。因之第四种方式成了医师培训的唯一方式。在传统手术中，医生是根据从标本或书上获得的人体解剖知识，并结合临床经验制定手术方案的，并在自己大脑中进行术前的手术预演，这种方式的不足在于手术方案的质量取决于医生个体临床经验与技能，不利于事先发现整个手术过程中的问题，不但增加了手术风险，而且不符合伦理道德，容易引起医疗纠纷，同时又不具有可重复性，也不利于医生之间相互学习、探讨。

现有技术中还提供了一种用于血管介入手术训练模拟器，该训练模拟器包括模拟训练平台、双屏模拟手术监视器、模拟手术台、模拟病人和软件平台，通过对模拟病人进行介入手术来训练，但是由于模拟病人是固定的、不能体现人体结构的可变性、多样性及器官内部结构，因此，上述血管介入手术训练模拟器只适用于为初学者提供训练平台，不能针对某个个性化患者进行制定手术方案、优化手术路径、手术预演等操作。

发明内容

本发明实施例提供了一种血管内介入手术模拟系统，以实现能够针对某个个性化患者进行制定手术方案、优化手术路径、手术预演等操作。该系统包括：图像获取设备，用于获取待进行血管内介入手术模拟的血管及血管周围组织器官的医学图像数据，该医学图像数据为指定患者的医学图像数据；模型建立设备，用于根据获取的医学图像数据建立血管及血管周围组织器官的三维几何模型；物理手术器械，由用户在对所述血管及血管周围组织器官的三维几何模型进行血管内介入手术模拟时进行操作；所述模型建立设备，还用于建立物理手术器械的三维手术器械模型，并根据用户对所述物理手术器械的操作，控制所述三维手术器械模型在血管的三维几何模型中的运动轨迹；显示器，用于显示所述血管及血管周围组织器官的三维几何模型和所述三维手术器械模型在血管的三维几何模型中的运动轨迹。

在本发明实施中，通过获取待进行血管内介入手术模拟的血管及血管周围组织器官的医学图像数据，该医学图像数据为指定患者的医学图像数据（例如，某个个性化患者的医学图像数据），并建立血管及血管周围组织器官的三维几何模型，然后，在对上述血管及血管周围组织器官的三维几何模型进行血管内介入手术模拟时，用户通过操作物理手术器械，模型建立设备根据用户对物理手术器械的操作，实时控制三维手术器械模型在血管的三维几何模型中的运动轨迹，通过显示器直观、实时地显示血管三维几何模型以及物理手术器械的三维手术器械模型在血管三维几何模型中的运动轨迹，使得可以帮助有经验的医生进行制定个性化患者的手术方案、优化手术路径、手术预演等操作，提高手术的成功率。

附图说明

为了更清楚地说明本发明实施例中的技术方案，下面将对实施例描述中所需要使用的附图作简单地介绍，显而易见地，下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例，对于本领域普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动的前提下，还可以根据这些附图获得其他的附图。在附图中：

图 1 是本发明实施例提供的一种血管内介入手术模拟系统的结构框图；

图 2 是本发明实施例提供的一种信号采集装置的结构图；

图 3 是本发明实施例提供的一种力反馈装置的结构图；

图 4 是本发明实施例提供的一种三维手术器械模型的示意图；

图 5 是本发明实施例提供的一种三维手术器械模型在血管的三维几何模型中运动轨迹的示意图；

图 6 是本发明实施例提供的一种造影剂扩散模拟技术路线示意图。

具体实施方式

为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚明白，下面结合附图对本发明实施例做进一步详细说明。在此，本发明的示意性实施例及其说明用于解释本发明，但并不作为对本发明的限定。

在本发明实施例中，提供了一种血管内介入手术模拟系统，如图 1 所示，该系统包括：

图像获取设备 101，用于获取待进行血管内介入手术模拟的血管及血管周围组织器官的医学图像数据，该医学图像数据为指定患者的医学图像数据；

模型建立设备 102，用于根据获取的医学图像数据建立血管及血管周围组织器官的三维几何模型；

物理手术器械 103，由用户在对所述血管及血管周围组织器官的三维几何模型进行血管内介入手术模拟时进行操作；

所述模型建立设备 102，还用于建立物理手术器械的三维手术器械模型，并根据用户对所述物理手术器械的操作，控制所述三维手术器械模型在血管的三维几何模型中的运动轨迹；

显示器 104，用于显示所述血管及血管周围组织器官的三维几何模型和所述三维手术器械模型在血管的三维几何模型中的运动轨迹。

由图 1 所示可知，在本发明实施例中，通过获取待进行血管内介入手术模拟的血管及血管周围组织器官的医学图像数据，该医学图像数据为指定患者的医学图像数据（例如，某个个性化患者的医学图像数据），并建立血管及血管周围组织器官的三维几何模型，然后，在对上述血管及血管周围组织器官的三维几何模型进行血管内介入手术模拟时，用户通过操作物理手术器械，模型建立设备根据用户对物理手术器械的操作，实时控制三维手术器械模型在血管的三维几何模型中的运动轨迹，通过显示器直观、实时地显示血管三维几何模型以及物理手术器械的三维手术器械模型在血管三维几何模型中的

运动轨迹，使得可以帮助有经验的医生进行制定个性化患者的手术方案、优化手术路径、手术预演等操作，提高手术的成功率。

具体的，上述物理介入手术器械是指用于临床介入手术的实际手术器械，比如导丝、导管。用户可以根据病灶的特点、大小、位置、手术方案选择不同类型的手术器械在本发明的设备上进行操作。所述物理手术器械在血管内介入手术模拟系统上的入口与所述三维手术器械模型在所述血管的三维几何模型上的穿刺点对应。

在具体实施时，上述图像获取设备、模型建立设备的功能可以通过软件来实现，例如，计算机、工作站等。具体的，如果用户是为了给具体个性化患者进行手术规划预演，则可以首先通过图像获取设备获取患者的血管及解剖结构的 DSA（Digital Subtraction Angiography，数字减影血管造影），CT（Computed Tomography，电子计算机断层扫描）或 MRI（Magnetic Resonance Imaging，核磁共振成像）等模态的图像序列。患者的医学图像数据通过网络接口，从医学影像工作站获取到待处理的计算机或工作站，或根据实际需要，借助于移动存储等媒介转载获取医学图像数据。

其次，利用计算机技术或者手工技术对获取的患者医学图像进行医学图像处理及分析。具体的内容包括图像预处理、图像分割、图像配准。图像预处理是指由计算机对图像进行增强、噪声去除、改善图像质量，采用的方法有图像平滑、锐化、滤波。图像分割是指有计算机程序自动识别或解剖专家参与手工勾画，分割成感兴趣的图像区域。根据获取图像的特点，利用组织器官的密度和连续性对图像进行分割，依靠解剖知识对结果进行修正和补充。图像配准是指将不同源的图像，寻找空间某种变换，使得两幅图像的对应点达到空间位置和解剖结构上的一致，使具有诊断意义及手术区域上的点达到匹配。根据图像的特点，采用刚体配准方法或弹性配准方法对采样图像进行配准。

最后，采用模型建立设备对图像处理分析后的结果进行三维几何模型重建，获取血管及其周围组织器官的三维几何面模型。根据获取得到三维几何模型的特点，采用简化、光顺、网格优化、碎片去除、细分曲面拟合对几何模型进行后续处理，这些后续处理的顺序，可以根据输入模型的特点进行动态变化，比如先对输入模型进行光顺去噪，再接着进行网格简化；或者比如输入模型的碎片很多，可以先进行碎片清除，再进行网格简化等等。同时根据每种具体的处理方法，可以采用串行或并行（比如，基于图像处理器（Graphic Processing Unit，简称为 GPU））的技术分别处理。

在具体实施时，为了可以根据用户对物理手术器械的操作，实时、准确地生成三维手术器械模型在血管的三维几何模型中的运动轨迹，显示在显示器上，直观、实时地反

馈给用户，在本实施例中，上述系统还包括：信号采集装置，用于在用户对所述物理手术器械进行推进、后拉或旋转操作（物理手术器械推进，则三维手术器械模型在血管的三维几何模型中推进；物理手术器械后拉，则三维手术器械模型在血管的三维几何模型中后拉；物理手术器械旋转，则三维手术器械模型在血管的三维几何模型中向左或向右运动）时，采集所述物理手术器械的角位移和线位移；所述模型建立设备，还用于根据所述物理手术器械的角位移和线位移，生成所述三维手术器械模型在血管的三维几何模型中的运动轨迹。

具体的，如图 2 所示，上述信号采集装置包括：传动平台 201；物理手术器械导向槽，贯穿所述传动平台，且与所述传动平台的上平面平行，用于输导所述物理手术器械 202；定位球 203，放置在所述传动平台上平面的中心处，位于所述物理手术器械导向槽正上方，且与所述物理手术器械导向槽中的物理手术器械接触；限位部件 204，安装在所述传动平台上平面上、所述定位球的一侧，用于阻止所述定位球移位；两个光电码盘，均固定在所述传动平台上平面上，所述两个光电码盘的转轴相互垂直形成直角，所述两个光电码盘中转轴与所述物理手术器械导向槽平行的为第一光电码盘 205，所述两个光电码盘中转轴与所述物理手术器械导向槽垂直的为第二光电码盘 206，所述定位球位于所述直角中，且与所述两个光电码盘的转轴接触，所述限位部件在所述直角的角平分线上；两个放光二极管，所述两个放光二极管中的一个为第一放光二极管 207，固定在所述第一光电码盘的一侧；所述两个放光二极管中的另一个为第二放光二极管 208，固定在所述第二光电码盘的一侧，两个放光二极管用于输出光脉冲信号；第一光电编码器 209，固定在所述第一光电码盘的另一侧，用于在用户对所述物理手术器械进行操作，所述定位球带动所述两个光电码盘的转轴（2051、2061）旋转时，采集所述第一放光二极管发射的且透过所述第一光电码盘的光脉冲信号，并根据采集的光脉冲信号的规律生成电信号，该电信号表示所述第一光电码盘的转轴的第一转速，该第一转速用于计算所述物理手术器械的角位移；第二光电编码器 210，固定在所述第二光电码盘的另一侧，用于在用户对所述物理手术器械进行操作，所述定位球带动所述两个光电码盘的转轴（2051、2061）旋转时，采集所述第二放光二极管发射的且透过所述第二光电码盘的光脉冲信号，并根据采集的光脉冲信号的规律生成电信号，该电信号表示所述第二光电码盘的转轴的第二转速，该第二转速用于计算所述物理手术器械的线位移。

具体的，当用户操作导管（或导丝）后退或者顺时针旋转时，定位球有向前或者向左的运动趋势，两个光电码盘的转轴刚好位于定位球的运动趋势的前方，从而起到限位

的作用，使得定位球在原位置旋转并带动两个光电码盘的转轴旋转，此时，第一光电编码器采集第一放光二极管发射的且透过第一光电码盘的光脉冲信号，并根据采集的光脉冲信号的规律生成电信号，该电信号表示第一光电码盘的转轴 2051 的第一转速，该第一转速用于计算导管（或导丝）等物理手术器械的角位移；但当用户操作导管（或导丝）前进或者逆时针旋转时，定位球有向后或者向右的运动趋势，两个光电码盘的转轴位于定位球的运动趋势的后方，此时，限位部件的滚动起到限位的作用，使得定位球在原位置旋转并带动两个光电码盘的转轴旋转，定位球的滚动将会带动限位滚轮一起滚动，此时，第二光电编码器采集第二放光二极管发射的且透过第二光电码盘的光脉冲信号，并根据采集的光脉冲信号的规律生成电信号，该电信号表示第二光电码盘的转轴 2061 的第二转速，该第二转速用于计算导管（或导丝）等物理手术器械的线位移。

在具体实施时，为了模拟介入手术器械与血管壁发生碰撞的情况，且为了实现可以在三维手术器械模型与血管的三维几何模型发生碰撞时，用户可以通过物理手术器械真实感受到由于碰撞产生的反作用力，在本实施例中，所述血管的三维几何模型的组成单元为曲面片，所述三维手术器械模型的组成单元为质点，上述系统还包括：距离检测模块，用于每次用户对所述物理手术器械操作后，检测到所述三维手术器械模型每个质点与曲面片的距离等于小于预设值时，确定所述三维手术器械模型与所述血管的三维几何模型发生碰撞，并记录所述三维手术器械模型每个质点与曲面片的距离；计算模块，用于根据所述三维手术器械模型每个质点与曲面片的距离，采用虎克定律计算曲面片对每个质点的弹性力，并根据弹性力、采用摩擦定律计算曲面片对每个质点的摩擦力，每个质点的弹性力与摩擦力的合力是该质点在发生碰撞时受到的作用力；作用力分解模块，用于计算所有质点的弹性力与摩擦力的合力，并将该合力分解为平行所述三维手术器械模型方向的力和垂直所述三维手术器械模型方向的力；力反馈装置，用于将平行所述三维手术器械模型方向的力施加给所述物理手术器械，进而反馈给用户。

具体的，上述距离检测模块、计算模块以及作用力分解模块的功能可以通过软件、硬件或二者的结合实现，例如可以是处理芯片等元器件。例如，当经过距离检测模块确定发生碰撞后，对判断出发生碰撞的部分进行碰撞力的计算。通过计算模块计算单个质点所受的碰撞力，然后作用力分解模块再计算整个三维手术器械模型上各个质点所受碰撞力的合力，并将这个合力沿着三维手术器械模型前端部分分解为平行和垂直于三维手术器械模型的力，平行于三维手术器械模型的力即为用户感受到的反作用力。质点受到的碰撞力主要是弹性力和摩擦力。摩擦力与弹性力密切相关，于是可以采用质点弹簧模

型先计算质点所受的弹性力，从而可得到质点所受的摩擦力。由于采用质点弹簧模型，计算质点所受的弹性力实质就是计算质点与曲面片的距离，因为当确定了质点与曲面片的距离后，可通过虎克定律计算出血管的三维几何模型对三维手术器械模型产生的弹性力，再由摩擦定律计算得到血管的三维几何模型对三维手术器械模型产生的摩擦力。上述质点弹簧模型可以是在物体的表面上覆盖一层自然状态下长度为 δ 的虚拟弹簧。当质点接近物体表面时，相当于碰到了弹簧，此时可以通过距离检测模块检测三维手术器械模型每个质点与曲面片的距离，质点受到的弹性力与质点和曲面片的距离 h 相关。假设弹簧系数为 k，质点受到的弹性力 F 可通过下式计算：

$$F=\begin{cases} k\delta & h\le\delta \\ k(\delta-h) & 0<h<\delta \\ 0 & h\ge 0 \end{cases}$$

因此，质点所受的摩擦力 Γ 为 $\Gamma=\lambda F$，λ 为摩擦系数。

具体的，如图 3 所示（该图中虚线框内的结构为上述信号采集装置 200），上述力反馈装置包括：螺杆 301，与所述物理手术器械 202 垂直放置；步进电动机 302，用于带动所述螺杆正转或反转，当所述三维手术器械模型与所述血管的三维几何模型发生碰撞时，所述步进电动机正转，否则，所述步进电动机反转；两个夹持部件 303，分别与连接在所述螺杆上的两个螺母连接件连接，处于所述螺杆的同一侧，所述两个夹持部件相对的一侧上固定有摩擦材料 304，所述两个夹持部件以所述物理手术器械为中心对称放置，所述物理手术器械与所述摩擦材料同高，当所述步进电动机正转时，所述两个夹持部件在所述螺杆的带动下相向运动，两个夹持部件加紧所述物理手术器械后，所述两个夹持部件的摩擦材料变形对所述物理手术器械产生的摩擦力为所述平行所述三维手术器械模型方向的力；当所述步进电动机反转时，所述两个夹持部件在所述螺杆的带动下背向运动。

为了真实、准确地反映三维手术器械模型在血管的三维几何模型中的运动轨迹，如图 4 所示，在本实施例中，所述模型建立设备还用于，将所述三维手术器械模型构建成由多个定长线段 401 组成，所述多个定长线段通过节点 402 首尾连接成线段，当所述三维手术器械模型与所述血管的三维几何模型发生碰撞时，节点可以自由旋转，调整所述三维手术器械模型在所述血管的三维几何模型中的运动方向。

具体的，如图 5 所示，图 5 中 501 为血管的三维几何模型，502 为三维手术器械模型在血管的三维几何模型中的运动轨迹，当所述三维手术器械模型与所述血管的三维几

何模型发生碰撞时，以发生碰撞的曲面片为反射面503，所述三维手术器械模型沿着反射角的方向运动。

具体实施时，为了在进行血管内介入手术模拟时，用户可以模拟进行注射造影剂的操作，使得血管内介入手术模拟更真实化，在本实施例中，上述系统还包括：压力注射器，用于承受用户在进行血管内介入手术模拟时注射造影剂施加的压力；压力检测设备，用于检测所述压力注射器承受的压力大小；所述模型建立设备，还用于根据检测到的压力大小，在所述血管的三维几何模型中建立与压力大小相应的造影剂传播现象。

具体的，注射造影剂模拟是模拟向人体组织或器官注入化学药品以增强影像观察效果的过程，并不是注射真实的造影剂，而是采用模型建立设备（例如，计算机等设备）模拟造影剂在人体组织（比如血管内）传播达到的效果，比如增强血管结构的可视效果。具体的，图6示出了整个造影剂扩散算法涉及到的结构和步骤，主要原理是根据Navier-Stokes方程（简称NS方程）：

$$\frac{\partial \vec{u}}{\partial t} + \vec{u} \cdot \nabla \vec{u} + \frac{1}{\rho} \nabla p = \vec{g} + \nu \nabla \cdot \nabla \vec{u} \quad (1)$$

$$\nabla \cdot \vec{u} = 0 \quad (2)$$

其中 $\vec{u} \cdot \nabla \vec{u}$ 是平流项，$\vec{u}$ 是速度向量。平流的对象可以是密度、温度以及速度本身（自身速度传递）。$\frac{1}{\rho} \nabla p$ 是压力项，ρ 为流体密度，∇p 为压强梯度。$\nu \nabla \cdot \nabla \vec{u}$ 是扩散项，ν 为粘度系数，$\nabla \cdot \nabla \vec{u}$ 可以写成 $\nabla^2 \vec{u}$，∇^2 为拉普拉斯算子。$\vec{g}$ 是外力项。产生的加速度来自作用于流体的外力，不一定是重力 $\vec{g}$。

外力的计算。在造影剂模拟过程中，主要存在两个力：注射造影剂时的注射力，这是一个瞬时力（注射完成后该力消失），相当于一个脉冲驱动，激发速度场和密度场的变化。在模型建立设备中，可以将这个力模拟为脉冲（密度脉冲）：

$$F_{inject} = \kappa(\rho - \rho_0) \cdot \hat{d} \quad (3)$$

式中 F_{inject} 是脉冲，κ 是常数用于调节力的幅度，ρ 是给 $\vec{x}$ 处的造影剂密度（用户可以设定），ρ_0 是 $\vec{x}$ 处原始造影剂密度（刚开始血管中造影剂密度为0），$\hat{d}$ 是造影剂运动方向。还有一个是血液对造影剂的血流力（持续力），造影剂注入到血管中，血流力对造影剂有加速作用，当造影剂速度加速达到与血流速度相同时，随着血流一起运动。假设造影剂运动方向是与血管轴向平行的，血流力可以定义如下：

$$F_{blood} = \frac{2}{\pi r^2} Q(1 - \frac{d^2}{r^2}) \cdot \hat{d} \tag{4}$$

其中，F_{blood} 是血流力，$\hat{d}$ 是血管轴向，d 是管道中某处粒子距管道中心处的距离，Q 是液体流量，r 是管道半径。则血流力作用后，速度场大小变为：

$$u' = u + [\frac{2Q}{\pi r^2}(1 - \frac{d^2}{r^2})].\delta t \tag{5}$$

其中，u' 是变化后的速度场，u 是变化前的速度场。平流是流体速度传输自己和其他量（如密度）的过程，输入场包括速度场及想要被传输的量，输出场是被传输量的新场。该部分的计算采用无条件稳定算法，需要计算的是物理量随着速度场的移动，可以想象每个坐标都是一个粒子，在 δt 时间内移动的距离 r 就是：

$$r(t + \delta t) = r(t) + u(t)\delta t \tag{6}$$

血液的粘稠度在一定程度上阻碍了造影剂的扩散，这导致了速度的分散，用微分方程表示为：

$$\frac{\partial \vec{u}}{\partial t} = \upsilon \nabla^2 \vec{u} \tag{7}$$

计算方式为：

$$(I - \upsilon \delta t \nabla^2)\vec{u}(x, t - \delta t) = \vec{u}(x, t) \tag{8}$$

将其离散化后可以用迭代技术来求解：

$$\vec{u}_{i,j}^{k+1} = \frac{\vec{u}_{i+j}^{k} + \vec{u}_{i-1,j}^{k} + \vec{u}_{i,j+1}^{k} + \vec{u}_{i,j-1}^{k} - \frac{(\delta x)^2}{\upsilon \delta t}\vec{u}_{i,j}^{k}}{4 - \frac{(\delta x)^2}{\upsilon \delta t}} \tag{9}$$

在具体实施时，为了模拟控制 C 型臂手术床模型（即 C 型臂手术床的三维模型）移动的过程，在本实施例中，上述系统还包括：两个控制手柄，由用户在控制 C 型臂手术床模型移动时进行操作；距离检测设备，用于检测两个控制手柄中一个控制手柄向上或向下移动的距离信号，检测另一个控制手柄向左或向右移动的距离信号；所述模型建立设备，还用于根据检测的一个控制手柄向上或向下移动的距离信号，控制 C 型臂手术床模型向上或向下移动相应的距离；根据检测的另一个控制手柄向左或向右移动的距离信号，控制 C 型臂手术床模型向左或向右移动相应的距离。

具体实施时，为了模拟对血管进行 X 射线成像的过程，在本实施例中，上述系统还包括：脚踏板，由用户在控制血管内介入手术模拟系统进行 X 射线成像时进行操作；状

态检测设备，用于检测所述脚踏板是否被踩下，当检测到所述脚踏板被踩下时，向 X 射线成像设备发射进行 X 射线成像的指示信号（例如，当脚踏板被踩下时，可以设置为 1 状态，向 X 射线成像设备发送一个指令，表示要对患者进行 X 射线成像）；当检测到所述脚踏板未被踩下时，向 X 射线成像设备发射不进行 X 射线成像的指示信号（例如，当脚踏板没有被踩下时，可以设置为 0 状态，向 X 射线成像设备发送一个指令，表示不对患者进行 X 射线成像）；X 射线成像设备，用于根据接收到的指示信号进行相应的操作。

具体的，所述 X 射线成像设备，可以包括：厚度信息获取模块，用于获取所述血管的三维几何模型的厚度信息；X 射线成像模块，建立血管三维几何模型的 X 射线衰减模型，根据所述血管的三维几何模型的厚度信息，确定所述 X 射线衰减模型中每个像素的光照强度，得到血管三维几何模型的 X 射线图像。X 射线的成像原理是当 X 射线透过人体时，由于人体不同组织的密度和厚度不同，它对 X 射线的吸收程度就不同，所以到达荧幕或者胶片上的 X 射线的量有差异，在荧屏或 X 射线片上形成黑白对比不同的影像，在本实施例中，首先厚度信息获取模块可以采用 OpenGL 渲染到纹理技术，通过两次渲染，获取血管三维几何模型的厚度信息。然后通过 X 射线成像模块建立血管的三维几何模型的 X 射线衰减模型，根据之前获取的血管三维几何模型的厚度信息获得 X 射线衰减模型中每个像素的光照强度，从而得到血管三维几何模型的 X 射线图像。具体的，厚度信息获取模块和 X 射线成像模块可以是软件、硬件或二者的结合，例如可以是处理芯片等元器件。

具体实施时，为了便于给训练者提供训练数据，在本实施例中，上述系统还包括：存储设备，用于存储不同的血管及血管周围组织器官的医学图像数据和/或已编辑的血管三维几何模型。比如根据具体患者处理完的数据也可以存储到存储设备中，作为以后训练模型，除此之外，还可以存储经过人工编辑的血管三维几何模型，当用户训练手术技能时，根据训练的目标，将从存储设备中调用能完成对应训练目标的病例数据，以实现使得可以帮助有经验的医生进行制定个性化患者的手术方案、优化手术路径、手术预演等操作的同时，为初学者提供介入手术训练平台，可以培养初学医生的手术技能、手眼协调能力、处理各种突发情况的应变能力，有助于降低培训医务人员的成本和周期。

在本发明实施中，通过获取血管及血管周围组织器官的医学图像数据，并建立血管及血管周围组织器官的三维几何模型，实现了可以建立某个个性化患者的血管三维几何模型，也可以直接获取已经存储的用于训练的病例医学图像数据来建立血管三维几何模

型，然后，在进行血管内介入手术模拟时，用户通过操作物理手术器械，通过显示器直观、实时地显示血管三维几何模型以及物理手术器械的三维手术器械模型在血管三维几何模型中的运动轨迹，使得可以帮助有经验的医生进行制定个性化患者的手术方案、优化手术路径、手术预演等操作，提高手术的成功率；同时为初学者提供介入手术训练平台，可以培养初学医生的手术技能、手眼协调能力、处理各种突发情况的应变能力，有助于降低培训医务人员的成本和周期。

本领域内的技术人员应明白，本发明的实施例可提供为方法、系统、或计算机程序产品。因此，本发明可采用完全硬件实施例、完全软件实施例、或结合软件和硬件方面的实施例的形式。而且，本发明可采用在一个或多个其中包含有计算机可用程序代码的计算机可用存储介质（包括但不限于磁盘存储器、CD-ROM、光学存储器等）上实施的计算机程序产品的形式。

本发明是参照根据本发明实施例的方法、设备（系统）、和计算机程序产品的流程图和/或方框图来描述的。应理解可由计算机程序指令实现流程图和/或方框图中的每一流程和/或方框、以及流程图和/或方框图中的流程和/或方框的结合。可提供这些计算机程序指令到通用计算机、专用计算机、嵌入式处理机或其他可编程数据处理设备的处理器以产生一个机器，使得通过计算机或其他可编程数据处理设备的处理器执行的指令产生用于实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的装置。

这些计算机程序指令也可存储在能引导计算机或其他可编程数据处理设备以特定方式工作的计算机可读存储器中，使得存储在该计算机可读存储器中的指令产生包括指令装置的制造品，该指令装置实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能。

这些计算机程序指令也可装载到计算机或其他可编程数据处理设备上，使得在计算机或其他可编程设备上执行一系列操作步骤以产生计算机实现的处理，从而在计算机或其他可编程设备上执行的指令提供用于实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的步骤。

以上所述的具体实施例，对本发明的目的、技术方案和有益效果进行了进一步详细说明，所应理解的是，以上所述仅为本发明的具体实施例而已，并不用于限定本发明的保护范围，凡在本发明的精神和原则之内，所做的任何修改、等同替换、改进等，均应包含在本发明的保护范围之内。

权利要求书

1、一种血管内介入手术模拟系统，其特征在于，包括：

图像获取设备，用于获取待进行血管内介入手术模拟的血管及血管周围组织器官的医学图像数据，该医学图像数据为指定患者的医学图像数据；

模型建立设备，用于根据获取的医学图像数据建立血管及血管周围组织器官的三维几何模型；

物理手术器械，由用户在对所述血管及血管周围组织器官的三维几何模型进行血管内介入手术模拟时进行操作；

所述模型建立设备，还用于建立物理手术器械的三维手术器械模型，并根据用户对所述物理手术器械的操作，控制所述三维手术器械模型在血管的三维几何模型中的运动轨迹；

显示器，用于显示所述血管及血管周围组织器官的三维几何模型和所述三维手术器械模型在血管的三维几何模型中的运动轨迹。

2、如权利要求 1 所述的系统，其特征在于，还包括：

信号采集装置，用于在用户对所述物理手术器械进行推进、后拉或旋转操作时，采集所述物理手术器械的角位移和线位移；

所述模型建立设备，还用于根据所述物理手术器械的角位移和线位移，生成所述三维手术器械模型在血管的三维几何模型中的运动轨迹。

3、如权利要求 2 所述的系统，其特征在于，所述信号采集装置包括：

传动平台；

物理手术器械导向槽，贯穿所述传动平台，且与所述传动平台的上平面平行，用于输导所述物理手术器械；

定位球，放置在所述传动平台上平面的中心处，位于所述物理手术器械导向槽正上方，且与所述物理手术器械导向槽中的物理手术器械接触；

限位部件，安装在所述传动平台上平面上、所述定位球的一侧，用于阻止所述定位球移位；

两个光电码盘，均固定在所述传动平台上平面上，所述两个光电码盘的转轴相互垂直形成直角，所述两个光电码盘中转轴与所述物理手术器械导向槽平行的为第一光电码盘，所述两个光电码盘中转轴与所述物理手术器械导向槽垂直的为第二光电码盘，所述

定位球位于所述直角中，且与所述两个光电码盘的转轴接触，所述限位部件在所述直角的角平分线上；

两个放光二极管，所述两个放光二极管中的一个为第一放光二极管，固定在所述第一光电码盘的一侧；所述两个放光二极管中的另一个为第二放光二极管，固定在所述第二光电码盘的一侧，两个放光二极管用于输出光脉冲信号；

第一光电编码器，固定在所述第一光电码盘的另一侧，用于在用户对所述物理手术器械进行操作，所述定位球带动所述两个光电码盘的转轴旋转时，采集所述第一放光二极管发射的且透过所述第一光电码盘的光脉冲信号，并根据采集的光脉冲信号的规律生成电信号，该电信号表示所述第一光电码盘的转轴的第一转速，该第一转速用于计算所述物理手术器械的角位移；

第二光电编码器，固定在所述第二光电码盘的另一侧，用于在用户对所述物理手术器械进行操作，所述定位球带动所述两个光电码盘的转轴旋转时，采集所述第二放光二极管发射的且透过所述第二光电码盘的光脉冲信号，并根据采集的光脉冲信号的规律生成电信号，该电信号表示所述第二光电码盘的转轴的第二转速，该第二转速用于计算所述物理手术器械的线位移。

4、如权利要求 1 至 3 中任一项所述的系统，其特征在于，所述血管的三维几何模型的组成单元为曲面片，所述三维手术器械模型的组成单元为质点，上述系统还包括：

距离检测模块，用于每次用户对所述物理手术器械操作后，检测到所述三维手术器械模型每个质点与曲面片的距离等于小于预设值时，确定所述三维手术器械模型与所述血管的三维几何模型发生碰撞，并记录所述三维手术器械模型每个质点与曲面片的距离；

计算模块，用于根据所述三维手术器械模型每个质点与曲面片的距离，采用虎克定律计算曲面片对每个质点的弹性力，并根据弹性力、采用摩擦定律计算曲面片对每个质点的摩擦力，每个质点的弹性力与摩擦力的合力是该质点在发生碰撞时受到的作用力；

作用力分解模块，用于计算所有质点的弹性力与摩擦力的合力，并将该合力分解为平行所述三维手术器械模型方向的力和垂直所述三维手术器械模型方向的力；

力反馈装置，用于将平行所述三维手术器械模型方向的力施加给所述物理手术器械。

5、如权利要求 4 所述的系统，其特征在于，所述力反馈装置，包括：

螺杆，与所述物理手术器械垂直放置；

步进电动机，用于带动所述螺杆正转或反转，当所述三维手术器械模型与所述血管的三维几何模型发生碰撞时，所述步进电动机正转，否则，所述步进电动机反转；

两个夹持部件，分别与连接在所述螺杆上的两个螺母连接件连接，处于所述螺杆的同一侧，所述两个夹持部件相对的一侧上固定有摩擦材料，所述两个夹持部件以所述物理手术器械为中心对称放置，所述物理手术器械与所述摩擦材料同高，当所述步进电动机正转时，所述两个夹持部件在所述螺杆的带动下相向运动，两个夹持部件加紧所述物理手术器械后，所述两个夹持部件的摩擦材料变形对所述物理手术器械产生的摩擦力为所述平行所述三维手术器械模型方向的力；当所述步进电动机反转时，所述两个夹持部件在所述螺杆的带动下背向运动。

6、如权利要求 4 所述的系统，其特征在于，所述模型建立设备还用于，将所述三维手术器械模型构建成由多个定长线段组成，所述多个定长线段通过节点首尾连接成线段，当所述三维手术器械模型与所述血管的三维几何模型发生碰撞时，节点可以自由旋转，调整所述三维手术器械模型在所述血管的三维几何模型中的运动方向。

7、如权利要求 6 所述的系统，其特征在于，当所述三维手术器械模型与所述血管的三维几何模型发生碰撞时，以发生碰撞的曲面片为反射面，所述三维手术器械模型沿着反射角的方向运动。

8、如权利要求 1 至 3 中任一项所述的系统，其特征在于，还包括：

压力注射器，用于承受用户在进行血管内介入手术模拟时注射造影剂施加的压力；

压力检测设备，用于检测所述压力注射器承受的压力大小；

所述模型建立设备，还用于根据检测到的压力大小，在所述血管的三维几何模型中建立与压力大小相应的造影剂传播现象。

9、如权利要求 1 至 3 中任一项所述的系统，其特征在于，还包括：

两个控制手柄，由用户在控制 C 型臂手术床模型移动时进行操作；

距离检测设备，用于检测两个控制手柄中一个控制手柄向上或向下移动的距离信号，检测另一个控制手柄向左或向右移动的距离信号；

所述模型建立设备，还用于根据检测的一个控制手柄向上或向下移动的距离信号，控制 C 型臂手术床模型向上或向下移动相应的距离；根据检测的另一个控制手柄向左或向右移动的距离信号，控制 C 型臂手术床模型向左或向右移动相应的距离。

10、如权利要求 1 至 3 中任一项所述的系统，其特征在于，还包括：

脚踏板，由用户在控制血管内介入手术模拟系统进行 X 射线成像时进行操作；

状态检测设备，用于检测所述脚踏板是否被踩下，当检测到所述脚踏板被踩下时，向 X 射线成像设备发射进行 X 射线成像的指示信号；当检测到所述脚踏板未被踩下时，向 X 射线成像设备发射不进行 X 射线成像的指示信号；

X 射线成像设备，用于根据接收到的指示信号进行相应的操作。

11、如权利要求 10 所述的系统，其特征在于，所述 X 射线成像设备，包括：

厚度信息获取模块，用于获取所述血管的三维几何模型的厚度信息；

X 射线成像模块，建立血管三维几何模型的 X 射线衰减模型，根据所述血管的三维几何模型的厚度信息，确定所述 X 射线衰减模型中每个像素的光照强度，得到血管三维几何模型的 X 射线图像。

12、如权利要求 1 至 3 中任一项所述的系统，其特征在于，还包括：

存储设备，用于存储不同的血管及血管周围组织器官的医学图像数据和/或已编辑的血管三维几何模型。

13、如权利要求 1 至 3 中任一项所述的系统，其特征在于，所述物理手术器械在血管内介入手术模拟系统上的入口与所述三维手术器械模型在所述血管的三维几何模型上的穿刺点对应。

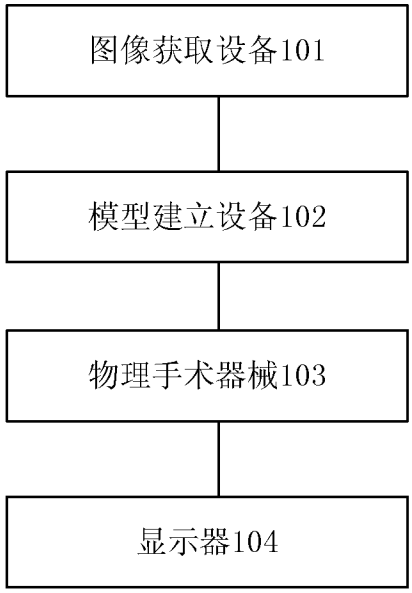


图1

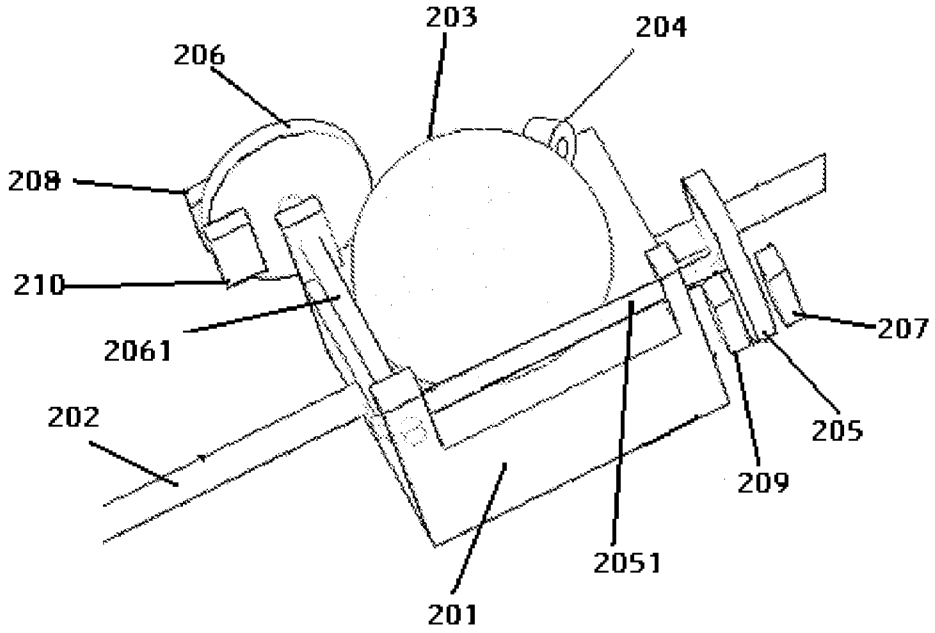


图2

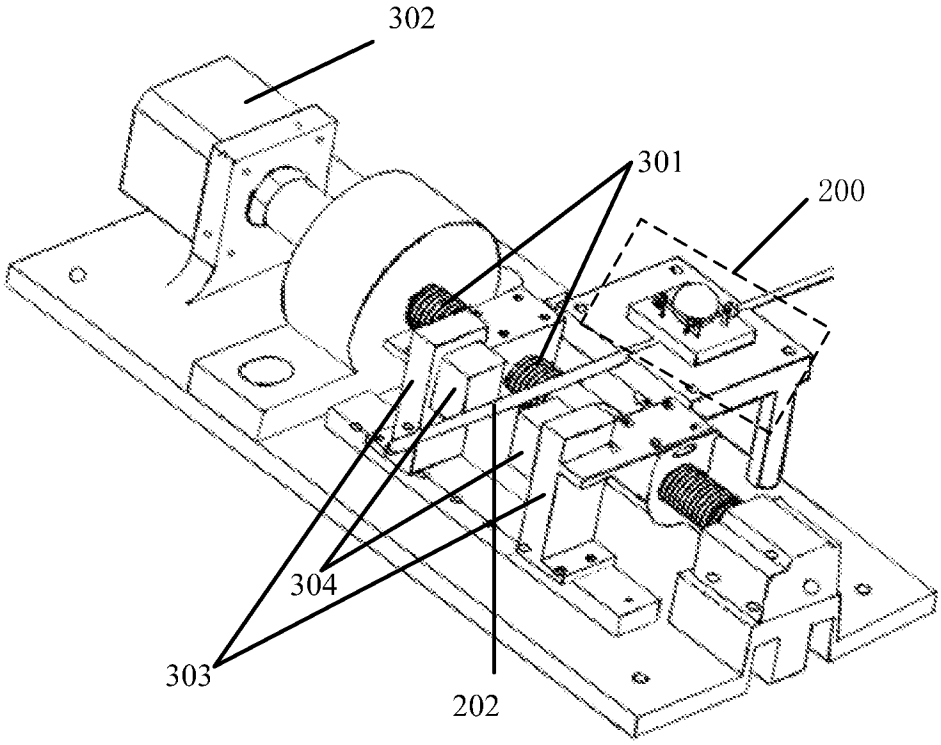


图3

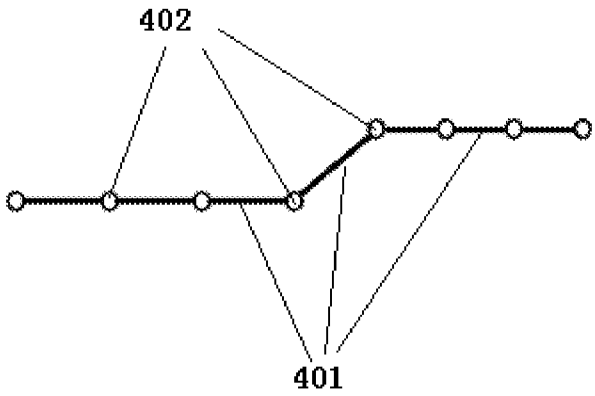


图4

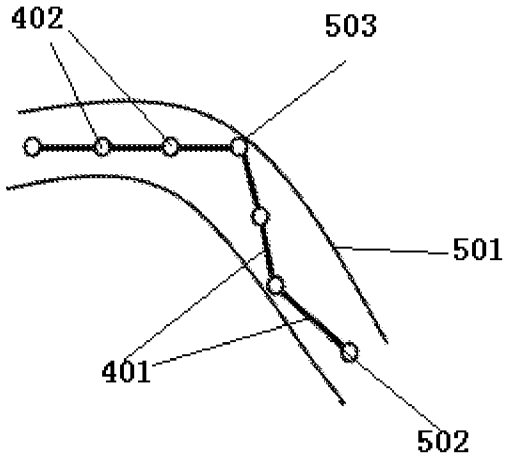


图5

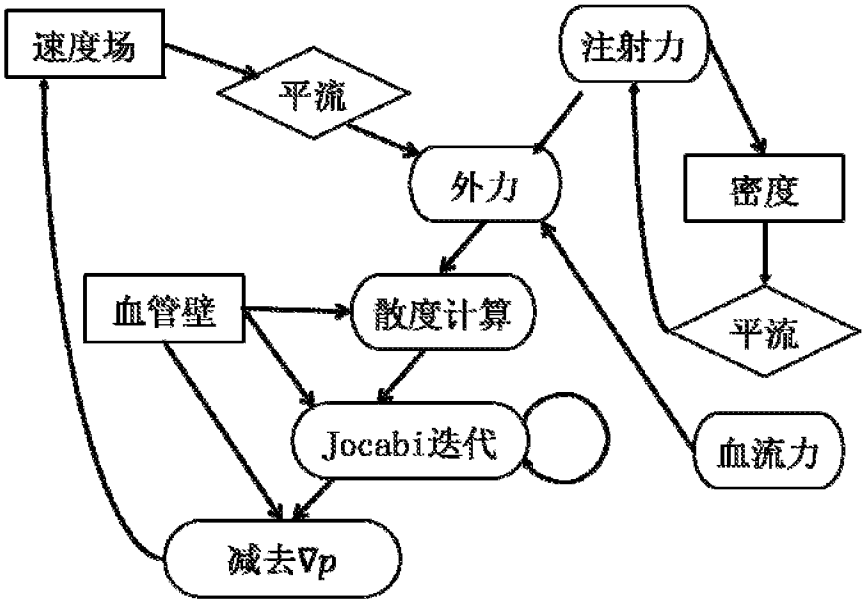


图6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2015/099180

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G09B 23/28 (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)

G09B; G06T

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

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

CNABS, CNTXT, VEN, GOOGLE: medic+, surgery, prior, before, operation, interven+, blood vessel, vein, simulat+, personal+, specif+, imag+, three, dimension+

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 101627411 A (SIMBIONIX LTD) 13 January 2010 (13.01.2010) description, pages 6-12 and figures 1-6	1, 2, 8-13
PX	CN 105096716 A (SHENZHEN INST OF ADV TECH CAS) 25 November 2015 (25.11.2015) description, paragraphs [0027]-[0071] and figures 1-6	1-13
A	CN 103280145 A (UNIV SHANGHAI JIAOTONG) 04 September 2013 (04.09.2013) the whole document	1-13

☒ 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
26 May 2016	07 June 2016
Name and mailing address of the ISA State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No. (86-10) 62019451	Authorized officer HE, Xiaofeng Telephone No. (86-10) 62085127

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2015/099180

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2006211940 A1 (ANTONELLI MARCO et al.) 21 September 2006 (21.09.2006) the whole document	1-13
A	US 2004009459 A1 (ANDERSON JAMES H et al.) 15 January 2004 (15.01.2004) the whole document	1-13
A	CN 201845490U (UNIV SOUTHEAST) 25 May 2011 (25.05.2011) the whole document	1-13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2015/099180

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 101627411 A	13 January 2010	WO 2008087629 A2	24 July 2008
		WO 2008087629 A3	26 March 2009
		US 2009018808 A1	15 January 2009
		CN 101627411 B	19 March 2014
		GB 2459225 A	21 October 2009
		US 2014129200 A1	08 May 2014
		GB 2459225 B	20 July 2011
		US 8500451 B2	06 August 2013
		US 8543338 B2	24 September 2013
		US 2009177454 A1	09 July 2009
CN 105096716 A	25 November 2015	None	
CN 103280145 A	04 September 2013	CN 103280145 B	13 January 2016
US 2006211940 A1	21 September 2006	JP 2008514317 A	08 May 2008
		EP 1815435 A1	08 August 2007
		WO 2006037217 A1	13 April 2006
US 2004009459 A1	15 January 2004	SG 165160 A1	28 October 2010
		AU 2003232063 A8	11 November 2003
		AU 2003232063 A1	11 November 2003
		WO 03096255 A3	12 August 2004
		WO 03096255 A2	20 November 2003
CN 201845490 U	25 May 2011	None	

国际检索报告

国际申请号 PCT/CN2015/099180

A. 主题的分类

G09B 23/28(2006.01)i

按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

G09B; G06T

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称，和使用的检索词（如使用）)

CNABS、CNTXT、VEN、GOOGLE：医疗，医学，术前，手术，介入，血管，静脉，模拟，指定，特定，图像，三维，medic+, surgery, prior, before, operation, interven+, blood vessel, vein, simulat+, personal+, specif+, imag+, three, dimension+

C. 相关文件

类 型*	引用文件，必要时，指明相关段落	相关的权利要求
X	CN 101627411 A (西姆博尼克斯有限公司) 2010年 1月 13日 (2010-01-13) 说明书第6-12页，附图1-6	1-2，8-13
PX	CN 105096716 A (深圳先进技术研究院) 2015年 11月 25日 (2015-11-25) 说明书第0027-0071段，附图1-6	1-13
A	CN 103280145 A (上海交通大学) 2013年 9月 4日 (2013-09-04) 全文	1-13
A	US 2006211940 A1 (ANTONELLI MARCO 等) 2006年 9月 21日 (2006-09-21) 全文	1-13
A	US 2004009459 A1 (ANDERSON JAMES H 等) 2004年 1月 15日 (2004-01-15) 全文	1-13
A	CN 201845490 U (东南大学) 2011年 5月 25日 (2011-05-25) 全文	1-13

☐ 其余文件在C栏的续页中列出。

☑ 见同族专利附件。

* 引用文件的具体类型：

“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件

“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利

“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件，或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件（如具体说明的）

“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件

“T” 在申请日或优先权日之后公布，与申请不相抵触，但为了理解发明之理论或原理的在后文件

“X” 特别相关的文件，单独考虑该文件，认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性

“Y” 特别相关的文件，当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时，要求保护的发明不具有创造性

“&” 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期	国际检索报告邮寄日期
2016年 5月 26日	2016年 6月 7日

ISA/CN的名称和邮寄地址	受权官员
中华人民共和国国家知识产权局(ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088	贺晓锋
传真号 (86-10)62019451	电话号码 (86-10)62085127

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2015/099180

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利			公布日 (年/月/日)
CN	101627411	A	2010年 1月 13日	WO	2008087629	A2	2008年 7月 24日
				WO	2008087629	A3	2009年 3月 26日
				US	2009018808	A1	2009年 1月 15日
				CN	101627411	B	2014年 3月 19日
				GB	2459225	A	2009年 10月 21日
				US	2014129200	A1	2014年 5月 8日
				GB	2459225	B	2011年 7月 20日
				US	8500451	B2	2013年 8月 6日
				US	8543338	B2	2013年 9月 24日
				US	2009177454	A1	2009年 7月 9日
CN	105096716	A	2015年 11月 25日		无		
CN	103280145	A	2013年 9月 4日	CN	103280145	B	2016年 1月 13日
US	2006211940	A1	2006年 9月 21日	JP	2008514317	A	2008年 5月 8日
				EP	1815435	A1	2007年 8月 8日
				WO	2006037217	A1	2006年 4月 13日
US	2004009459	A1	2004年 1月 15日	SG	165160	A1	2010年 10月 28日
				AU	2003232063	A8	2003年 11月 11日
				AU	2003232063	A1	2003年 11月 11日
				WO	03096255	A3	2004年 8月 12日
				WO	03096255	A2	2003年 11月 20日
CN	201845490	U	2011年 5月 25日		无		