



(10) 授权公告号 CN 110891529 B

(45) 授权公告日 2021.12.03

(21) 申请号 201880047323.2

J·S·巴尔道夫 C·希伯

(22) 申请日 2018.07.16

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 110891529 A

代理人 鄧迅 辛鸣

(43) 申请公布日 2020.03.17

(51) Int.Cl.

A61F 2/90 (2013.01)

(30) 优先权数据

15/651,197 2017.07.17 US

15/859,558 2017.12.31 US

(56) 对比文件

CN 105877881 A, 2016.08.24

CN 105853036 A, 2016.08.17

CN 106063734 A, 2016.11.02

CN 104224412 A, 2014.12.24

CN 106491241 A, 2017.03.15

CN 102711677 A, 2012.10.03

CN 104394808 A, 2015.03.04

CN 106859822 A, 2017.06.20

US 5554181 A, 1996.09.10

WO 2016141215 A1, 2016.09.09

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2020.01.15

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2018/055253 2018.07.16

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2019/016676 EN 2019.01.24

(73) 专利权人 国际商业机器公司

地址 美国纽约阿芒克

审查员 陈伟彬

(72) 发明人 S·M·莫雷 K·J·哈鲁普卡

D·J·博伊勒 M·唐顿

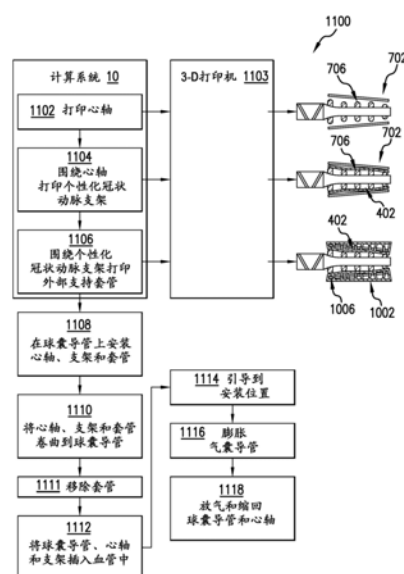
权利要求书2页 说明书13页 附图9页

(54) 发明名称

提供支架的方法及相关装置

(57) 摘要

一种方法,包括响应于血管的实际几何形状的3-D模型,生成血管的未狭窄的几何形状的3-D模型,建立支架的参数描述,支架能够从塌缩构造扩展到与未狭窄的几何形状并置的最终构造,通过响应于设计试探改变参数描述的参数形成支架的设计,设计试探包括在塌缩构造与最终构造之间的塑性变形期间支架支柱断裂的风险,根据支架的设计实施支架,将支架以其收缩构型插入血管中,操纵支架通过血管到达狭窄,以及将支架扩展至其最终构造。



1. 一种用于提供支架的方法,所述方法包括:

响应于血管的实际几何形状的三维(3-D)模型,生成血管的未狭窄的几何形状的3-D模型;

建立支架的参数描述,支架能够从塌缩构造扩展到与未狭窄的几何形状并置的最终构造,其中参数描述包括表征支架的支柱的参数;

通过响应于设计试探改变参数描述的参数形成支架的设计,设计试探包括在塌缩构造与最终构造之间的塑性变形期间支架支柱断裂的风险;以及

根据支架的设计,对支架进行3D打印,其中,支架的最终构造围绕心轴的支柱,并且支架的桥接件与心轴的支柱对准,从而实施支架。

2. 根据权利要求1所述的方法,还包括:

建立用于支撑处于塌缩构造的支架的心轴的几何形状;以及

根据心轴的几何形状实施心轴。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中建立心轴的几何形状包括建立从心轴的膜突出的多个支柱,其中至少一个支柱延伸到与至少另一个支柱不同的半径。

4. 根据权利要求2所述的方法,其中建立心轴的几何形状包括将心轴的支柱构造成支撑处于塌缩构造的支架的桥接件。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中建立心轴的几何形状包括将心轴的支柱构造成当心轴扩展到拉伸的几何形状时还支撑处于最终构造的支架的桥接件。

6. 根据权利要求2至5中任一项所述的方法,其中实施心轴包括3-D打印心轴,以及实施支架包括围绕心轴3-D打印支架,其中支架的桥接件与心轴的支柱对准。

7. 根据权利要求2至5中任一项所述的方法,其中实施支架还包括:

建立套管的几何形状以便于支架从最终构造卷曲到塌缩构造;以及

根据套管的几何形状来实施套管。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中套筒的几何形状包括大致圆支柱形的本体和从本体向内突出的支柱。

9. 根据权利要求7所述的方法,其中建立套管的几何形状包括将套管的支柱构造成将支架的桥接件从其最终构造均匀地径向压缩至其塌缩构造。

10. 根据权利要求9所述的方法,其中实施套管包括围绕支架3-D打印套管。

11. 根据权利要求2-5中任一项所述的方法,还包括:

建立用于支撑处于塌缩构造的支架的心轴的几何形状;

根据心轴的几何形状实施心轴;

以支架的最终构造围绕心轴布置支架;建立用于促进将支架从最终构造卷曲到塌缩构造的套管的几何形状;根据套管的几何形状实施套管;将套管布置在支架周围;以及

将支架卷曲到心轴上,使用套管将均匀的径向力分布到支架的不对称桥接件上。

12. 一种装置,包括:

心轴,其具有用于接收气囊的大致圆支柱形的中空膜,并且具有从膜的外表面突出的多个支柱,其中至少一个支柱突出到与至少另一个支柱不同的半径;以及通过心轴的支柱抵靠支架的桥接件的接触而支撑在心轴上的支架。

13. 根据权利要求12所述的装置,还包括插入心轴内的气囊导管。

14. 根据权利要求12或13所述的装置,还包括围绕支架的套管,套管具有接触与心轴的指状物相对的支架的桥接件的向内突出的指状物,其中向内突出的指状物中的至少一个突出到与向内突出的指状物中的至少另一个不同的半径。

15. 根据权利要求12或13所述的装置,其中心轴包括椭圆形不透射线标记。

16. 一种用于提供支架的计算机可读存储介质,其可由处理电路读取并且存储用于由处理电路执行以用于执行根据权利要求1至11中任一项所述的方法的指令。

提供支架的方法及相关装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医学领域,并且更具体地涉及介入心脏病学。

背景技术

[0002] 心血管疾病是发达国家最大的健康问题之一。更严重的形式之一是冠状动脉疾病(CAD),其通常在冠状动脉内的光滑、弹性衬里的一部分硬化、变硬并膨胀,伴随钙沉积、脂肪沉积和异常炎性细胞,导致斑块形成和称为动脉粥样硬化时发生。该斑块可对到心肌的氧合血液的正常供应造成阻塞(称为狭窄),这可引起胸痛(心绞痛),并最终可导致心脏停搏。

[0003] 介入心脏病学领域是心脏病学的一个分支,其具体涉及基于导管的结构性心脏病的治疗,例如CAD。一种介入心脏病学过程被称为经皮冠状动脉介入治疗(PCI)。在PCI的一种模式中,导管被插入腹股沟或臂中的主要全身动脉中,并被转向到主动脉开始处的冠状动脉树的入口。该导管采用细管(称为Judkins导管)的形式,通过该细管可将不透射线的染料递送到血流中,从而允许使用称为荧光透视的特殊类型的X射线来显现冠状动脉(称为血管造影片)。也可以利用用于对冠状动脉成像的其他技术(例如,血管内超声)。如果认为狭窄(狭窄化)足够严重,则通常的治疗是插入支架以将动脉恢复到其原始(未狭窄)直径。为了放置支架,将另一个导管穿过第一个,然后更深地向下到达冠状动脉变窄的地方。当尖端就位时,具有围绕其卷曲的支架的气囊膨胀。气囊尖端压缩斑块并扩张支架。一旦斑块被压缩并且支架就位,气囊就被放气并被撤回。支架停留在动脉中,保持其打开。

[0004] 尽管PCI对患者通常产生有益的结果,但可能存在长期并发症,例如支架内再狭窄(ISR)或支架血栓形成(ST)。当组织和斑块通过支架壁生长时,发生ISR。当血块粘附到支架上时发生ST。任一并发症都会再次导致支架应该恢复的正常流动的阻塞。

[0005] 支架材料的选择已经取得了进展,因此当代支架包括药物洗脱支架(其涂覆有缓慢释放以防止细胞增殖和降低ISR和ST)以及生物可吸收支架(其被设计为在长时间内溶解到血流中,这给予动脉在其未愈合状态下愈合的机会)。虽然材料选择对患者的结果有很大影响,但另一个非常重要的特征是支架在患者动脉内的装配程度如何。理想地,当支架扩张时,它应该以“并列”状态保持与动脉壁接触,而不是压入壁中至损伤内皮(形成动脉壁的内衬的细胞层)的点。在这种情况下,内皮应形成薄层,当动脉愈合时,该薄层在支架上生长,但不能生长到发生ISR或ST的点。

[0006] 目前,支架在一定长度和直径范围内制造,并且使用成像技术例如血管造影片从狭窄动脉的检查中选择正确的尺寸。这种方法的一个问题是动脉可能呈现锥形或呈现一些复杂的几何形状,对于这些形状,纯粹的圆支柱形结构可能不适合在并列状态下保持与动脉壁的接触。因此,现成的支架几何形状与患者特定几何形状之间的差异可能是显著的,从而导致由于贴壁不良和尺寸不正确而引起的并发症。这些差异在几十到几百微米的数量级上,但是目前采用的技术不能提供对公差的更精细的控制。支架和动脉壁之间缺乏接触(贴壁不良)可产生复杂模式的低壁剪切应力(流动血液在动脉壁上产生的摩擦),导致可导致

ISR和ST的细胞增殖。

[0007] 因此,在本领域中需要解决上述问题。

发明内容

[0008] 本发明的原理提供了用于生成个性化冠状动脉支架的技术。

[0009] 从第一方面来看,本发明提供了一种用于提供支架的方法,该方法包括:响应于血管的实际几何形状的三维(3-D)模型,生成血管的未狭窄的几何形状的3-D模型;建立支架的参数描述,支架能够从塌缩构造扩展到与未狭窄的几何形状并置(apposes)的最终构造,其中参数描述包括表征支架的支柱的参数;通过响应于设计试探改变参数描述的参数形成支架的设计,设计试探包括在塌缩构造与最终构造之间的塑性变形期间支架支柱断裂的风险;以及根据支架的设计实施(embody)支架。

[0010] 从另一方面来看,本发明提供了一种装置,包括:心轴,其具有用于接收气囊(balloon)的大致圆支柱形的中空膜,并且具有从膜的外表面突出的多个支柱,其中至少一个支柱突出到与至少另一个支柱不同的半径;以及通过心轴的支柱抵靠支架的桥接件的接触而支撑在心轴上的支架。

[0011] 从另一方面来看,本发明提供了一种用于提供支架的方法,所述方法包括:将具有非对称塌缩构造的支架插入血管中;操纵支架通过血管到达血管的给定位置处的狭窄;以及使支架从塌缩构造扩展至不对称最终构造,其对应于血管内给定位置的不对称未狭窄的几何形状。

[0012] 从另一方面来看,本发明提供了一种用于提供支架的计算机程序产品,该计算机程序产品包括计算机可读存储介质,该计算机可读存储介质可由处理电路读取并且存储指令以供处理电路执行,从而执行用于执行本发明的步骤的方法。

[0013] 从另一方面来看,本发明提供了一种存储在计算机可读介质上并且可加载到数字计算机的内部存储器中的计算机程序,包括软件代码部分,当所述程序在计算机上运行时,用于执行本发明的步骤。

[0014] 在一个方面,示例性方法包括响应于血管的实际几何形状的3D模型生成血管的未狭窄的几何形状的3D模型。该方法还包括建立支架的参数描述,该支架从塌缩构造扩展到与未狭窄的几何形状并置的最终构造,参数描述包括表征支架的支柱的参数。该方法还包括通过响应于设计试探改变参数描述的参数形成支架的设计,设计试探包括在塌缩构造与最终构造之间的塑性变形期间支架支柱断裂的风险。另外,该方法包括根据支架的设计来实施支架。

[0015] 根据本发明的另一方面,示例性装置包括心轴,其具有用于接收气囊的大致圆支柱形的中空膜,并且具有从膜的外表面突出的多个支柱,其中至少一个支柱突出到与至少另一个支柱不同的半径;以及通过心轴的支柱抵靠支架的桥接件的接触而支撑在心轴上的支架。

[0016] 根据本发明的另一方面,一种示例性方法包括将具有非对称塌缩构造的支架插入血管中;操纵支架通过血管到达血管的给定位置处的狭窄;以及使支架从塌缩构造扩展至不对称最终构造,其对应于血管内给定位置的不对称未狭窄的几何形状。

[0017] 根据本发明的另一方面,一种非暂时性计算机可读介质包含计算机可执行指令,

当由计算机执行时,所述计算机可执行指令使计算机促进上述示例性方法中的任何一种。在一个或多个实施例中,计算机可执行指令包括用于控制3-D打印机以实施支架的指令。根据本发明的另一方面,一种装置包括包含计算机可执行指令的存储器;以及至少一个处理器,其耦合到所述存储器,且由所述计算机可执行指令操作以促进上文所论述的示范性方法中的任一者。

[0018] 如本文所使用的,“促进”动作包括执行动作、使动作更容易、帮助执行动作、或使得动作被执行。因此,作为示例而非限制,在一个处理器上执行的指令可以通过发送适当的数据或命令以促使或帮助要执行的动作来促进由在远程处理器上执行的指令所执行的动作。为了避免疑惑,在行动者通过执行动作之外的动作来促进动作的情况下,该动作仍然由某个实体或实体的组合来执行。

[0019] 本发明的一个或多个实施例或其元件可以以计算机程序产品的形式实现,该计算机程序产品包括具有用于执行所示方法步骤的计算机可用程序代码的计算机可读存储介质。此外,本发明的一个或多个实施例或其元件可以以包括存储器和至少一个处理器的系统(或装置)的形式来实现,所述至少一个处理器耦合到所述存储器并且可操作以执行示例性方法步骤。此外,在另一方面,本发明的一个或多个实施例或其元件可以以用于执行本文描述的一个或多个方法步骤的装置的形式来实现;所述装置可以包括(i)硬件模块,(ii)存储在计算机可读存储介质(或多个这样的介质)中并且在硬件处理器上实现的软件模块,或(iii) (i)和(ii)的组合;(i)-(iii)中的任何一个实现这里所阐述的特定技术。

[0020] 通过结合附图阅读以下对本发明的说明性实施例的详细描述,本发明的这些和其它特征和优点将变得显而易见。

附图说明

[0021] 现在将仅通过举例的方式,参考附图描述本发明的实施方案

[0022] 附图中:

[0023] 图1描绘了根据本发明的示例性实施例的从狭窄血管的3D模型形成(develop)期望的(未狭窄的)血管几何形状;

[0024] 图2描述了根据本发明的示例性实施例,从支架模板和期望的血管几何形状形成个性化冠状动脉支架设计;

[0025] 图3描述了根据本发明的示例性实施例的通用支架模板的参数设计;

[0026] 图4以流程图的形式描述了根据本发明的示例性实施例的用于形成个性化冠状动脉支架的最终构造的方法;

[0027] 图5描述了根据本发明的示例性实施例的从心轴模板和个性化冠状动脉支架设计形成心轴几何形状;

[0028] 图6以侧视截面图描绘了根据本发明的示例性实施例的被支撑在血管内的心轴上的个性化冠状动脉支架;

[0029] 图7以端横截面图描绘了根据本发明的示例性实施例的图6的个性化冠状动脉支架、心轴和血管;

[0030] 图8以端剖视图描述了根据本发明的示例性实施例的处于卷曲构造的图6和7的个性化冠状动脉支架和心轴;

[0031] 图9以流程图的形式描述了根据本发明的示例性实施例的用于安装个性化冠状动脉支架的方法;以及

[0032] 图10描述了可以用于实现本发明的一个或多个方面和/或元素的计算机系统,其也表示根据本发明的实施例的云计算节点。

具体实施方式

[0033] 基于血管造影片或其他成像技术,可以建立血管在其狭窄状态下的详细三维(3-D)模型。例如,标准血管内成像导管使用光学相干断层扫描,其中径向激光照射产生高分辨率图像。通过在成像导管中提供惯性测量单元(“IMU”),可以获得位置信息。使用位置信息,可以从图像中得到血管内部(即狭窄血管的内部)的3D模型。

[0034] 在一个或多个示例性实施例中,使用还携带不透射线的位置标记的配备相机的导管来生成时变3-D模型。例如,不透射线位置标记可以包括一对椭圆环,所述椭圆环被固定到导管,使得它们相对于相机保持静止。环箍被设置成彼此正交,并且由于每个环的整体是不透射线的,因此在血管造影片中从所有角度都可见完整的椭圆,除了从平行于椭圆中的一个的平面的角度之外,在这种情况下,在血管造影片中看见单条线。将配备相机的导管在导丝上引入患者的血管系统,并且在将导管引导通过血管系统到达将生成3D模型的感兴趣位置的同时,从导管捕获相机图像。除了来自导管的相机图像之外,还捕获导管和导丝的血管造影片图像以定义时变参考曲线,并且记录导管的加速度计和陀螺仪数据。通过在时间上集成加速度计和陀螺仪数据,结合相机图像和血管造影片图像,形成导管和感兴趣位置的时变3-D模型(4-D模型)。本公开通过引用2017年4月26日提交的第15/498159号美国专利申请(标题为“血管内导管用于模拟血管”)和2017年4月26日提交的第15/498185号美国专利申请(标题为“血管内导管包括标记物”),将其整体公开内容并入本公开中。

[0035] 特别地,这些先前提交的专利申请公开了一种生成4维模型的方法,包括:当导管被引导通过血管到达感兴趣的位置时,捕获导管和血管的图像,其中导管被布置在导丝上;构建描述所述导丝的轨迹的3维时变参考曲线;以及使用参考曲线来构建动脉的时变3维模型。优选地,这些先前提交的专利申请还公开了一种方法,其中构建描述导丝的轨迹的3维时变参考曲线还包括:利用所述导丝以及在完整心动周期内可见的近侧标记物、远侧末端标记物和晶状体标记物,从不同视角采集至少两个血管造影片运行;将所述至少两个血管造影片运行的每一帧映射到所述心动周期内的位置;选择至少涵盖所述心动周期的所述至少两个血管造影片运行的所述帧的子集;从所述框架的所述子集分割所述近端标记、所述远端标记、所述晶状体标记和所述导丝;以及计算在世界坐标系中随时间推移针对近端标记物、远端标记物、透镜标记物和导丝中的每一个的至少两个血管造影片运行之间的交点,以将参考曲线确定为透镜标记物在世界坐标系中作为时间的函数的轨迹。

[0036] 优选地,这些先前提交的专利申请还公开了一种方法,其中使用参考曲线来构建动脉的时变3维模型还包括:在记录所述导管的线性加速度和旋转加速度的同时以已知速率执行血管内成像撤回;在所述血管内成像撤回期间,从在确定所述导丝的所述轨迹中使用的视角采集至少一个血管造影片运行;将所述至少一个血管造影片运行的每一帧映射到心动周期内的位置;在每个帧中分割导管的晶状体标记;使用所述血管内成像撤回的所述已知速率,在所述血管内成像撤回的多个步骤处计算所述透镜标记沿着所述导丝的所述轨

迹相对于起始位置的距离;将所述导管的所述晶状体标记物在所述帧中的每个帧中的取向变换到世界坐标系;使用所述透镜标记的世界坐标位置,将所述导管的所述线性加速度和所述旋转加速度与所述导丝的所述轨迹在时间上向前积分;获得每个所述框架的多条横截面曲线;将所述横截面曲线中的每一个映射到沿着所述导丝的所述轨迹的对应点;通过连接所述截面曲线得到时变3D曲面模型。

[0037] 此外,这些先前提交的专利申请公开了一种在经皮冠状动脉介入治疗(PCI)过程期间生成四维(4D)模型的方法,包括:当导管被引导通过血管到达感兴趣的位置时,捕获导管和血管的图像,其中,导管被设置在导丝上并且包括多个标记和监测主体,并且其中,图像是从至少两个不同的视点捕获的;从所述图像分割所述导丝和至少一个标记,并且将分割的导丝和至少一个分割的标记向后投影到三维(3D)空间中以限定时变参考曲线,所述时变参考曲线限定所述监测主体的运动;当所述导管被拉离所述感兴趣位置时,使用传感器的组合来记录所述导管的加速度计和陀螺仪数据;对加速度计和陀螺仪数据进行时间积分;预测所述监测主体在所述图像中的线性位置和旋转位置;以及使用所预测的所述监测主体的线性位置和旋转位置来构建所述监测主体和所述血管的4D模型,其中所述4D模型包括描述所述血管的时变表面。

[0038] 优选地,这些先前提交的专利申请还公开了一种方法,其中捕获图像包括捕获多个血管造影片。优选地,这些先前提交的专利申请还公开了一种方法,其中捕获图像包括在单个心动周期上同时捕获不同视点。优选地,这些先前提交的专利申请还公开了一种方法,其中捕获图像包括在连续心动周期内一次一个地捕获不同视点。优选地,这些先前提交的专利申请还公开了一种方法,其中时变参考曲线将监测主体的运动定义为空间和时间上的坐标序列。优选地,这些先前提交的专利申请进一步公开了一种方法,其中加速度计和陀螺仪数据包括三维中的惯性加速度和旋转位置的测量。优选地,这些先前提交的专利申请进一步公开了一种方法,该方法进一步包括使用磁力计数据校正加速度计数据中累积的漂移误差。

[0039] 然而,获得时变3-D模型的精确模式可以变化;例如,时变3-D模型也可以通过MRI或通过超声获得。因此,假设通过任何方法获得时变3-D模型,使用该模型识别狭窄,并且跨狭窄区域平滑该模型以形成未狭窄的几何形状。

[0040] 如图1中所描绘的,根据本发明的示例性实施例,计算机实现用于响应于血管的狭窄几何结构304的时变3-D模型而生成血管的未狭窄的几何形状302的3-D模型的方法300,其通过上述方法之一获得。在一个或多个实施例中,计算机对狭窄几何结构304的时变3-D模型求平均以识别狭窄306,并且通过平滑狭窄306上的血管壁308来生成未狭窄的几何形状302。

[0041] 图2以方框图的形式示出了用于从通用支架模板403和未狭窄的几何形状302的3-D模型开始,形成个性化冠状动脉支架402的最终构造的方法400。根据本发明的实施例,个性化冠状动脉支架402与未狭窄的几何形状302适当并置,从而减轻了与使用现成支架相关的问题。

[0042] 为了提供用于生成个性化冠状动脉支架402的最终构造的自动化方法,支架的参数描述是必要的。参数描述定义了一些关键几何参数,这些参数可以在优化例程中进行调整,并与连续介质力学求解器耦合。

[0043] 图3描绘了通用支架模板403的详细部分500,其中示出了通用支架模板403的两个相邻的拱 (arch) 502、504。每个拱502、504包括一对支柱506,其在支柱接合部 (拱的顶点508) 处接合在一起。两个拱形结构的顶点508通过桥接件510连接。该特定设计的参数包括桥接件510的长度 (表示为a) 和厚度 (表示为b), 以及每个支柱506的厚度 (表示为c) 和长度 (表示为d)。作为确定患者最终构造的一部分,软件将修改模板中的参数,以确保支架402的最终构造与未狭窄的几何形状302并置,并且在扩张事件期间不可能失效。

[0044] 再次参考图2,一旦已经生成了未狭窄的几何形状302,则计算机执行方法400,通过使用设计试探来调整通用支架模板403的关键几何参数,从而确定个性化冠状动脉支架402的最终构造。在404,计算机通过松弛通用支架模板403的顶点508以并置未狭窄的几何形状302的3-D模型来生成候选构造406。计算机通过在通用支架模板403上施加虚拟径向力412来实现松弛,由此顶点508均匀地分布在未狭窄的几何形状302上。接下来,计算机实现用于检查安装过程的候选构造406的有效性的方法600 (图4所示)。

[0045] 图4以流程图的形式描述了用于检查安装过程的候选构造406的有效性的方法600。在一个或多个实施例中,计算机根据设计试探检查候选构造的有效性。在一个或多个实施例中,检查候选构造406的有效性包括,在602,使用上述连续介质力学求解器,促进从候选构造406到塌缩构造416 (卷曲支架以插入血管) 的支架的塑性变形的机械应力/应变分析。在一个或多个实施例中,检查候选构造的有效性还包括,在604处,促进支架从塌缩构造416回到候选构造406 (扩张支架以便安装在血管中) 的塑性变形的机械应力/应变分析。在605,计算机将设计试探应用于机械应力/应变分析602、604的结果。例如,设计试探是在塑性变形之后支架中没有断裂。在不满足设计试探的情况下,即,计算机识别塑性变形期间的任何断裂,则在606,计算机通过修改通用支架模板403的支柱506和桥接件510中的一个或多个的参数a、b、c、d中的一个或多个来生成具有不同支架支柱厚度 (可变刚度) 的修改的支架模板418。在608,计算机基于修改的支架模板418和未狭窄的几何形状302生成新的候选构造420。

[0046] 在一个或多个实施例中,塌缩构造416与修改的支架模板418匹配。在其它实施例中,塌缩构造416是已经塑性变形 (卷曲) 以配合在修改的支架模板418的相同半径内的候选构造406的一种形式,如下面参照图9进一步描述的。

[0047] 计算机重复方框602、604、606、608,直到候选构造406满足设计试探 (例如,无断裂),响应于此,计算机在610处促进将有效的候选构造406保存为支架402的最终构造。

[0048] 因此,方法400通过改变通用支架“模板”设计403的参数描述的参数来形成3-D个性化冠状动脉支架402的设计,其中参数描述包括表征支架模板的支柱的参数。更具体地,方法400包括使支柱506和桥接件510的长度和厚度变形,使得变形的模板能够符合复杂动脉几何形状302的轮廓,包括诸如锥形、凸出部和其它非轴对称特征的特征。为了修改支架模板403,几何形状被认为是简化的结构,其中顶点508的形心限定3-D空间中的一组坐标,由两个坐标限定的线段限定简化的支柱或桥接件。然后,对应于顶点508的点被反复地移动以符合动脉几何形状302的复杂性,从而维持支柱506和桥接件510的拓扑连接性。执行变形过程的方式是限定支架支柱506的顶点508的点反复地径向向外或向内移动 (取决于初始点是位于目标几何表面302的内侧还是外侧),继续直到所有顶点508都在用户指定的距表面的距离 (并置公差) 内。可以从支架模板403的中心线或目标几何形状302的中心线,或者使

用计算几何形状中的其它常用技术,来计算移动点的方向。如上文参照图4所论述,响应于考虑或包括支架402的塌缩构造与最终构造之间的塑性变形期间支架支柱断裂的风险的设计试探而重复支架模板参数的变化。

[0049] 图5以流程图的形式描述了用于建立心轴702的几何形状以支撑处于塌缩构造的支架402的方法700。心轴702由心轴模板704和个性化冠状动脉支架402的最终构造形成。心轴模板704具有大致圆支柱形的主体,其大部分长度形成为相对薄的膜705。心轴模板704还包括从膜705突出的多个相对刚性的支柱706,以及连接到膜705的端部的相对刚性的引导区段707。在一个或多个实施例中,支柱706和引导部分707可以由于它们相对于膜705的较厚的横截面而被制造为相对刚性的。引导区段707包括不透射线标记708,例如,类似于上文参考配备有相机的导管所讨论的那些的椭圆形标记。标记708被布置成提供心轴在血管造影片内的位置和取向的单义指示。

[0050] 心轴702具有松弛的几何形状和拉伸的几何形状。在松弛的几何形状中,中空膜705是松弛的并在其未膨胀状态下装配在标准气囊导管上。在拉伸的几何形状中,中空膜705在标准气囊导管上以其膨胀状态拉伸。膜705是相对柔性的膜,而支柱706是在其基部处附接到膜705的相对刚性的构件。心轴702具有多个支柱706中的每一个,其延伸到如下确定的半径。首先,在710建立心轴702和个性化冠状动脉支架402的同心、同轴构造的模型711。然后在712计算从心轴702的拉伸几何形状到个性化冠状动脉支架402的最终构造的每个桥接件510的径向距离713。径向距离713将给出支柱706的高度。因此,选择支柱706的位置和尺寸以将个性化冠状动脉支架402从其塌缩构造416扩张至其最终构造,假定通过使标准气囊导管膨胀而提供的轴心膜705的均匀径向位移。

[0051] 图6以侧剖视图示出了根据本发明的示例性实施例的个性化冠状动脉支架402的最终构造,其由其桥接件510支撑在血管壁308内的心轴702的支柱706上。气囊导管802被示出为在心轴702内膨胀以将心轴保持在其伸展的几何形状。当允许气囊导管802收缩时,心轴弹性地恢复到其松弛的几何形状,同时个性化冠状动脉支架402保持塑性变形在其最终构造中,与血管壁308并置。

[0052] 图7以端部横截面视图描绘了个性化冠状动脉支架402、心轴702、气囊导管802和血管壁308。

[0053] 在一个或多个实施例中,个性化冠状动脉支架402在其扩张状态(最终构造)下被3-D打印,使得其可在气囊导管802和心轴702上滑动,然后在展开之前塑性地向内卷曲到它们上。或者,个性化冠状动脉支架402被3-D打印在心轴702的支柱706周围,然后向下卷曲到支柱706上。这是为什么支架设计过程包括从最终构造到塌缩构造并回到最终构造的变形的应力/应变分析的主要原因。

[0054] 用于冠状动脉支架的标准卷曲装置向内施加均匀的径向位移,这对于个性化冠状动脉支架402的非对称几何形状是不可行的。这样,参照图8,套筒1002与个性化冠状动脉支架402一起设计和实施(例如,3-D打印)。套筒1002允许使用标准的卷曲装置来卷曲支架。套筒1002具有主体,其基本上与通用支架模板相同,因此是对称的,但具有比个性化冠状动脉支架在其最终构造中的最大直径稍大的直径。套筒1002包括向内突出的指状物1006,其是与套筒1002和支架的其余部分相同的3-D可打印材料(例如,聚乳酸)的块。指状物1006被打印在套筒1002的桥接件1010上,并且与支架的桥接件510对准对齐,因为桥接件在卷曲或扩

张过程中不经受任何周向位移。通过计算支撑套管1002和支架上的相应接触点(桥接件510)之间的距离来限定指状件1006的长度。因此,图8以端横截面图描绘了个性化冠状动脉支架的塌缩构造416,其已经通过套管1002向下卷曲到心轴702的支柱706上。

[0055] 图9描述了用于构建和安装个性化冠状动脉支架402、心轴702和套管1002的方法1100。根据方法1100的一个或多个实现方式,计算系统10便于将个性化冠状动脉支架402实施为其最终构造。在一个或多个实施例中,计算系统10通过控制3-D打印机1103来促进个性化冠状动脉支架402的实施。因此,在1102处的一个或多个实施例中,计算机控制3-D打印机1103以3-D打印心轴膜705、支柱706和引导部分707。对于3-D打印心轴702,使用高度柔性但弹性的材料(例如,可拉伸的UV可固化弹性体)。然后在1104,计算机控制3-D打印机1103以3-D打印个性化冠状动脉支架402。在一个或多个实施方案中,个性化冠状动脉支架402围绕心轴支柱706打印,其中支架402的桥接件510与支柱对准。响应于在展开期间使用的X射线系统的参考视图,可以选择椭圆标记708以具有特定视图,并且这将影响个性化冠状动脉支架402和支柱706相对于标记被打印到心轴膜705上的角位置。或者,在一个或多个实施例中,个性化冠状动脉支架402与心轴702分开打印,然后组装到心轴上。对于3-D打印支架402,使用可塑性变形的材料(例如,聚乳酸)。

[0056] 在1106,计算机控制3-D打印机1103打印套管1002及其指状物1006。在一个或多个实施例中,套管1002围绕个性化冠状动脉支架402打印,其中指状物1006与支架402的桥接件对准。或者,在一个或多个实施例中,套管1002与支架402分开打印,然后组装到支架上。对于3-D打印套管1002,使用可塑性变形的材料(例如,聚乳酸)。

[0057] 在1108,个性化冠状动脉支架402、心轴702和套管1002围绕气囊导管802安装。在1110,将组件卷曲到气囊导管802上。在1111处,例如通过将其切掉而移除套管1002。然后在1112,将气囊导管802、心轴702和个性化冠状动脉支架402的卷曲组件插入血管中。在1114,使用连续或周期性的血管造影片将组件引导到其安装位置,以验证组件在血管内的位置和取向。在1116,气囊导管802膨胀以使个性化冠状动脉支架402塑性变形成与血管壁308并置。在1118处,使气囊导管802放气,并且使导管和弹性心轴702通过血管缩回并从插入部位出来。

[0058] 血管的时变模型可用于帮助定位支架。可以想象,当支架定位在动脉中时,由于心脏的运动以及由此冠状动脉的运动,支架将四处移动。这样,心轴上的椭圆也将在血管造影片中移动并改变它们的外观,血管造影片是在支架被定位时获取的。虽然在一个或多个实施例中,时变模型的快照被用于创建未狭窄的几何形状,但是可以将心轴支柱和支架打印到心轴模板上,使得从参考视角(对于X射线系统)并且在心动周期中的选择快照的点处,人们知道不透射线的椭圆将以某种方式出现在血管造影帧中,该血管造影帧在支架被正确定位时匹配心动周期中的对应点。此外,人们将知道当整个气囊、心轴、支架组件在心动周期期间来回移动时椭圆的外观将如何改变,这可提供关于组件当前如何定位的更多信息。

[0059] 本发明的技术可以提供实质上有益的技术效果。例如,一个或多个实施例提供以下中的一个或多个:支架与管腔壁的改进的并置。定制支架设计的实验室开发和制造。

[0060] 给出到目前为止的讨论,将理解,概括地,根据本发明的一个方面的示例性方法包括响应于血管的实际几何形状的3D模型而生成血管的未狭窄的几何形状的3D模型。该方法还包括建立支架的参数描述,该支架从塌缩构造扩展到与未狭窄的几何形状并置的最终构

造;参数描述包括表征支架的支柱的参数。该方法还包括通过响应于设计试探改变参数描述的参数来形成支架的设计,该设计试探包括在塌缩构造和最终构造之间的塑性变形期间支架支柱断裂的风险。另外,该方法包括根据支架的设计来实施(embody)支架。

[0061] 在一个或多个实施方式中,该方法还包括建立用于支撑处于塌缩构造的支架的心轴的几何形状;以及根据心轴的几何形状来实施心轴。在一个或多个实施方案中,建立心轴的几何形状包括建立从心轴的膜突出的多个支柱,其中至少一个支柱延伸到与至少一个其他支柱不同的半径。另外,在一个或多个实施方案中,建立心轴的几何形状包括将心轴的支柱构造成支撑处于塌缩构造的支架的桥接件。此外,在一个或多个实施方案中,建立心轴的几何形状包括将心轴的支柱构造成当心轴扩展至其拉伸几何形状时还支撑处于最终构造的支架的桥接件。在一个或多个实施例,实施心轴包括3-D打印心轴,并且实施支架包括围绕心轴3-D打印支架,其中支架的桥接件与心轴的支柱对准。

[0062] 在一个或多个实施例中,支架的实施包括3-D打印处于最终构造的支架,并且示例性方法还包括建立套管的几何形状以便于支架从最终构造卷曲到塌缩构造;以及根据套管的几何形状来实施套管。在一个或多个实施例中,套管的几何形状包括大致圆支柱形的本体和从本体向内突出的支柱。根据某些实施例,建立套管的几何形状包括将套管的支柱构造成将支架的桥接件从其最终构造均匀地径向压缩至其塌缩构造。在一个或多个实施方式中,实施套管包括围绕支架3-D打印套管。

[0063] 在一个或多个实施例中,示例性方法还包括建立心轴的几何形状用于支撑处于塌缩构造的支架;根据所述心轴的几何形状实施所述心轴;将所述支架以其最终构造围绕所述心轴布置;建立用于促进将支架从最终构造卷曲到塌缩构造的套管的几何形状;根据所述套管的几何形状来实施所述套管;将套管布置在支架周围;以及将支架卷曲到心轴上,使用套管将均匀的径向力分布到支架的不对称桥接件上。

[0064] 根据本发明的另一方面,示例性装置包括心轴,该心轴具有用于接收气囊的大致圆支柱形的中空膜,并且具有从膜的外表面突出的多个支柱,其中至少一个支柱突出到与至少另一个支柱不同的半径;以及通过心轴的支柱抵靠支架的桥接件的接触而支撑在心轴上的支架。

[0065] 在一个或多个实施例中,该设备还包括插入心轴内的气囊导管。在一个或多个实施例中,该装置还包括围绕支架的套管,该套管具有接触与心轴的指状物相对的支架的桥接件的向内突出的指状物,其中向内突出的指状物中的至少一个突出到与向内突出的指状物中的至少另一个不同的半径。

[0066] 在一个或多个实施例中,气囊导管插入到心轴中。

[0067] 在一个或多个实施例中,心轴包括椭圆形不透射线标记。

[0068] 根据本发明的另一方面,一种示例性方法包括将具有非对称塌缩构造的支架插入血管中;操纵支架通过血管到达血管的给定位置处的狭窄;以及使支架从塌缩构造扩展至不对称最终构造,该不对称最终构造对应于血管内给定位置的不对称未狭窄的几何形状。根据一个或多个实施例,该方法还包括,在插入和操纵支架期间,将支架支撑在心轴上,心轴具有用于在支架的桥接件处支撑支架的塌缩构造的不对称支柱,其中扩展支架包括使心轴内的气囊膨胀。

[0069] 根据本发明的另一方面,一种非暂时性计算机可读介质包含计算机可执行指令,

当由计算机执行时,所述计算机可执行指令使计算机促进上述示例性方法中的任何一种。在一个或多个实施例中,计算机可执行指令包括用于控制3-D打印机以实施支架的指令。

[0070] 根据本发明的另一方面,一种装置包括包含计算机可执行指令的存储器;以及至少一个处理器,其耦合到所述存储器,且由所述计算机可执行指令操作以促进上文所论述的示范性方法中的任一者。

[0071] 本发明的一个或多个实施例或其元件可以以包括存储器和至少一个处理器的装置的形式来实现,该至少一个处理器耦合到存储器并且操作用于执行示例性方法的步骤。图10描绘了计算系统10的示例性实施例,其可以用于实现本发明的一个或多个方面和/或元件,也代表根据本发明实施例的计算机系统。现在参考图10,计算系统10仅是合适的计算机系统的一个示例,并且不旨在对此处所描述的本发明的各实施例的使用范围或功能提出任何限制。无论如何,计算系统10能够被实现和/或执行上文所阐述的任何功能。

[0072] 在计算系统10中,存在计算机系统/服务器12,其可与许多其它通用或专用计算机系统环境或配置一起操作。适合与计算机系统/服务器12一起使用的公知的计算机系统、环境和/或配置的示例包括但不限于,个人计算机系统、服务器计算机系统、瘦客户机、胖客户机、手持式或膝上型设备、多处理器系统、基于微处理器的系统、机顶盒、可编程消费电子产品、网络PC、小型机系统、大型机系统、以及包括上述系统或设备中的任一个的分布式云计算环境等。

[0073] 计算机系统/服务器12可以在计算机系统可执行指令的一般上下文中描述,诸如由计算机系统执行的程序模块。通常,程序模块可以包括执行特定任务或实现特定抽象数据类型类型的例程、程序、对象、组件、逻辑、数据结构等。计算机系统/服务器12可以在分布式云计算环境中实践,其中任务由通过通信网络链接的远程处理设备执行。在分布式云计算环境中,程序模块可以位于包括存储器存储设备的本地和远程计算机系统存储介质中。

[0074] 如图10所示,计算系统10中的计算机系统/服务器12是通用计算设备的形式。计算机系统/服务器12的组件可以包括但不限于一个或多个处理器或处理单元16、系统存储器28以及将包括系统存储器28的各种系统组件耦合到处理器16的总线18。

[0075] 总线18表示几类总线结构中的一种或多种,包括存储器总线或者存储器控制器,外围总线,图形加速端口,处理器或者使用多种总线结构中的任意总线结构的局域总线。举例来说,这些体系结构包括但不限于工业标准体系结构 (ISA) 总线,微通道体系结构 (MAC) 总线,增强型ISA总线、视频电子标准协会 (VESA) 局域总线以及外围组件互连 (PCI) 总线。

[0076] 计算机系统/服务器12典型地包括多种计算机系统可读介质。这些介质可以是任何能够被计算机系统/服务器12访问的可用介质,包括易失性和非易失性介质,可移动的和不可移动的介质。

[0077] 系统存储器28可以包括易失性存储器形式的计算机系统可读介质,例如随机存取存储器 (RAM) 30和/或高速缓存存储器32。计算机系统/服务器12可以进一步包括其它可移动/不可移动的、易失性/非易失性计算机系统存储介质。仅作为举例,存储系统34可以用于读写不可移动的、非易失性磁介质 (图中未显示,通常称为“硬盘驱动器”)。尽管图1中未示出,可以提供用于对可移动非易失性磁盘 (例如“软盘”) 读写的磁盘驱动器,以及对可移动非易失性光盘 (例如CD-ROM, DVD-ROM或者其它光介质) 读写的光盘驱动器。在这些情况下,每个驱动器可以通过一个或者多个数据介质接口与总线18相连。存储器28可以包括至少一

个程序产品,该程序产品具有一组(例如至少一个)程序模块,这些程序模块被配置以执行本发明各实施例的功能。

[0078] 具有一组(至少一个)程序模块42的程序/实用工具40,可以存储在例如存储器28中,这样的程序模块42包括——但不限于——操作系统、一个或者多个应用程序、其它程序模块以及程序数据,这些示例中的每一个或某种组合中可能包括网络环境的实现。程序模块42通常执行本发明所描述的实施例中的功能和/或方法。

[0079] 计算机系统/服务器12也可以与一个或多个外部设备14(例如键盘、指向设备、显示器24等)通信,还可与一个或者多个使得用户能与该计算机系统/服务器12交互的设备通信,和/或与使得该计算机系统/服务器12能与一个或多个其它计算设备进行通信的任何设备(例如网卡,调制解调器等等)通信。这种通信可以通过输入/输出(I/O)接口22进行。并且,计算机系统/服务器12还可以通过网络适配器20与一个或者多个网络(例如局域网(LAN),广域网(WAN)和/或公共网络,例如因特网)通信。如图所示,网络适配器20通过总线18与计算机系统/服务器12的其它模块通信。应当明白,尽管图中未示出,可以结合计算机系统/服务器12使用其它硬件和/或软件模块,包括但不限于:微代码、设备驱动器、冗余处理单元、外部磁盘驱动阵列、RAID系统、磁带驱动器以及数据备份存储系统等。

[0080] 因此,一个或多个实施例可以利用在通用计算机或工作站上运行的软件。参考图10,这样的实现可以采用例如处理器16、存储器28、以及到显示器24和外部设备14(诸如键盘、定点设备等)的输入/输出接口22。这里使用的术语“处理器”旨在包括任何处理设备,例如包括CPU(中央处理单元)和/或其他形式的处理电路的处理设备。此外,术语“处理器”可以指多于一个的单独处理器。术语“存储器”旨在包括与处理器或CPU相关联的存储器,例如RAM(随机存取存储器)30、ROM(只读存储器)、固定存储器设备(例如硬盘驱动器34)、可移动存储器设备(例如磁盘)、闪存等。此外,这里使用的短语“输入/输出接口”旨在预期到例如用于将数据输入到处理单元的一个或多个机构(例如鼠标)和用于提供与处理单元相关联的结果的一个或多个机构(例如打印机)的接口。处理器16、存储器28和输入/输出接口22可以例如经由作为数据处理单元12的一部分的总线18互连,适当的互连例如经由总线18也可以提供给网络接口20,例如可以被提供来与计算机网络接口的网卡,以及提供给介质接口,例如可以被提供来与适当的介质接口的磁盘或CD-ROM驱动器。

[0081] 因此,包括用于执行如这里所述的本发明的方法的指令或代码的计算机软件可以存储在一个或多个相关的存储器设备(例如,ROM、固定或可移动存储器)中,并且当准备使用时,部分或全部加载(例如,加载到RAM中)并由CPU实现。这样的软件可以包括但不限于固件、驻留软件、微代码等。

[0082] 适于存储和/或执行程序代码的数据处理系统将包括至少一个通过系统总线18直接或间接耦合到存储器元件28的处理器16,存储器元件可以包括在程序代码的实际实现期间使用的本地存储器、大容量存储器、以及提供至少一些程序代码的临时存储以便减少在实现期间必须从大容量存储器检索代码的次数的高速缓冲存储器32。

[0083] 输入/输出或I/O设备(包括但不限于键盘、显示器、指示设备等)可以直接或通过中间I/O控制器耦合到系统。

[0084] 网络适配器20也可以耦合到系统,以使数据处理系统能够通过中间的专用或公共网络耦合到其它数据处理系统或远程打印机或存储设备。调制解调器、电缆调制解调器和

以太网卡只是几种当前可用的网络适配器类型。

[0085] 如本文(包括权利要求书)所使用的,“服务器”包括运行服务器程序的物理数据处理系统(例如,如图10所示的系统12)。可以理解,这样的物理服务器可以包括或不包括显示器和键盘。

[0086] 应当注意,这里描述的任何方法可以包括提供包括在计算机可读存储介质上实现的不同软件模块的系统的附加步骤;模块可以包括例如在框图中描绘和/或本文描述的任何或所有适当的元件;作为示例而非限制,描述了模块/块和/或子模块/子块中的任何一个、一些或全部。然后,可以使用如上所述的在一个或多个硬件处理器(例如16)上执行的系统的不同软件模块和/或子模块来执行方法步骤,此外,计算机程序产品可以包括具有代码的计算机可读存储介质,所述代码适于被实现以执行这里描述的一个或多个方法步骤,包括向系统提供不同软件模块。

[0087] 示例性系统和制造品细节

[0088] 本发明可以是系统、方法和/或计算机程序产品。计算机程序产品可以包括其上具有计算机可读程序指令的计算机可读存储介质(或多个介质),所述计算机可读程序指令用于使处理器执行本发明的各方面。

[0089] 计算机可读存储介质可以是保持和存储由指令执行设备使用的指令的有形设备。计算机可读存储介质例如可以是一—但不限于——电存储设备、磁存储设备、光存储设备、电磁存储设备、半导体存储设备或者上述的任意合适的组合。计算机可读存储介质的更具体的例子(非穷举的列表)包括:便携式计算机盘、硬盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、可擦式可编程只读存储器(EPROM或闪存)、静态随机存取存储器(SRAM)、便携式压缩盘只读存储器(CD-ROM)、数字多功能盘(DVD)、记忆棒、软盘、机械编码设备、例如其上存储有指令的打孔卡或凹槽内凸起结构、以及上述的任意合适的组合。这里所使用的计算机可读存储介质不被解释为瞬时信号本身,诸如无线电波或者其他自由传播的电磁波、通过波导或其他传输媒介传播的电磁波(例如,通过光纤电缆的光脉冲)、或者通过电线传输的电信号。

[0090] 这里所描述的计算机可读程序指令可以从计算机可读存储介质下载到各个计算/处理设备,或者通过网络、例如因特网、局域网、广域网和/或无线网下载到外部计算机或外部存储设备。网络可以包括铜传输电缆、光纤传输、无线传输、路由器、防火墙、交换机、网关计算机和/或边缘服务器。每个计算/处理设备中的网络适配卡或者网络接口从网络接收计算机可读程序指令,并转发该计算机可读程序指令,以供存储在各个计算/处理设备中的计算机可读存储介质中。

[0091] 用于执行本发明操作的计算机程序指令可以是汇编指令、指令集架构(ISA)指令、机器指令、机器相关指令、微代码、固件指令、状态设置数据、集成电路配置数据或者以一种或多种编程语言的任意组合编写的源代码或目标代码,所述编程语言包括面向对象的编程语言—诸如Smalltalk、C++等,以及过程式编程语言—诸如“C”语言或类似的编程语言。计算机可读程序指令可以完全地在用户计算机上执行、部分地在用户计算机上执行、作为一个独立的软件包执行、部分在用户计算机上部分在远程计算机上执行、或者完全在远程计算机或服务器上执行。在涉及远程计算机的情形中,远程计算机可以通过任意种类的网络—包括局域网(LAN)或广域网(WAN)—连接到用户计算机,或者,可以连接到外部计算机

(例如利用因特网服务提供商来通过因特网连接)。在一些实施例中,通过利用计算机可读程序指令的状态信息来个性化定制电子电路,例如可编程逻辑电路、现场可编程门阵列(FPGA)或可编程逻辑阵列(PLA),该电子电路可以执行计算机可读程序指令,从而实现本发明的各个方面。

[0092] 这里参照根据本发明实施例的方法、装置(系统)和计算机程序产品的流程图和/或框图描述了本发明的各个方面。应当理解,流程图和/或框图的每个方框以及流程图和/或框图中各方框的组合,都可以由计算机可读程序指令实现。

[0093] 这些计算机可读程序指令可以提供给通用计算机、专用计算机或其它可编程数据处理装置的处理器,从而生产出一种机器,使得这些指令在通过计算机或其它可编程数据处理装置的处理器执行时,产生了实现流程图和/或框图中的一个或多个方框中规定的功能/动作的装置。也可以把这些计算机可读程序指令存储在计算机可读存储介质中,这些指令使得计算机、可编程数据处理装置和/或其他设备以特定方式工作,从而,存储有指令的计算机可读介质则包括一个制造品,其包括实现流程图和/或框图中的一个或多个方框中规定的功能/动作的各个方面的指令。

[0094] 也可以把计算机可读程序指令加载到计算机、其它可编程数据处理装置、或其它设备上,使得在计算机、其它可编程数据处理装置或其它设备上执行一系列操作步骤,以产生计算机实现的过程,从而使得在计算机、其它可编程数据处理装置、或其它设备上执行的指令实现流程图和/或框图中的一个或多个方框中规定的功能/动作。

[0095] 附图中的流程图和框图显示了根据本发明的多个实施例的系统、方法和计算机程序产品的可能实现的体系架构、功能和操作。在这点上,流程图或框图中的每个方框可以代表一个模块、程序段或指令的一部分,所述模块、程序段或指令的一部分包含一个或多个用于实现规定的逻辑功能的可执行指令。在有些作为替换的实现中,方框中所标注的功能也可以以不同于附图中所标注的顺序发生。例如,两个连续的方框实际上可以基本并行地执行,它们有时也可以按相反的顺序执行,这依所涉及的功能而定。也要注意的,框图和/或流程图中的每个方框、以及框图和/或流程图中的方框的组合,可以用执行规定的功能或动作的专用的基于硬件的系统来实现,或者可以用专用硬件与计算机指令的组合来实现。

[0096] 以上已经描述了本发明的各实施例,上述说明是示例性的,并非穷尽性的,并且也不限于所披露的各实施例。在不偏离所说明的各实施例的范围和精神的情况下,对于本技术领域的普通技术人员来说许多修改和变更都是显而易见的。本文中所用术语的选择,旨在最好地解释各实施例的原理、实际应用或对市场中的技术的技术改进,或者使本技术领域的其它普通技术人员能理解本文披露的各实施例。

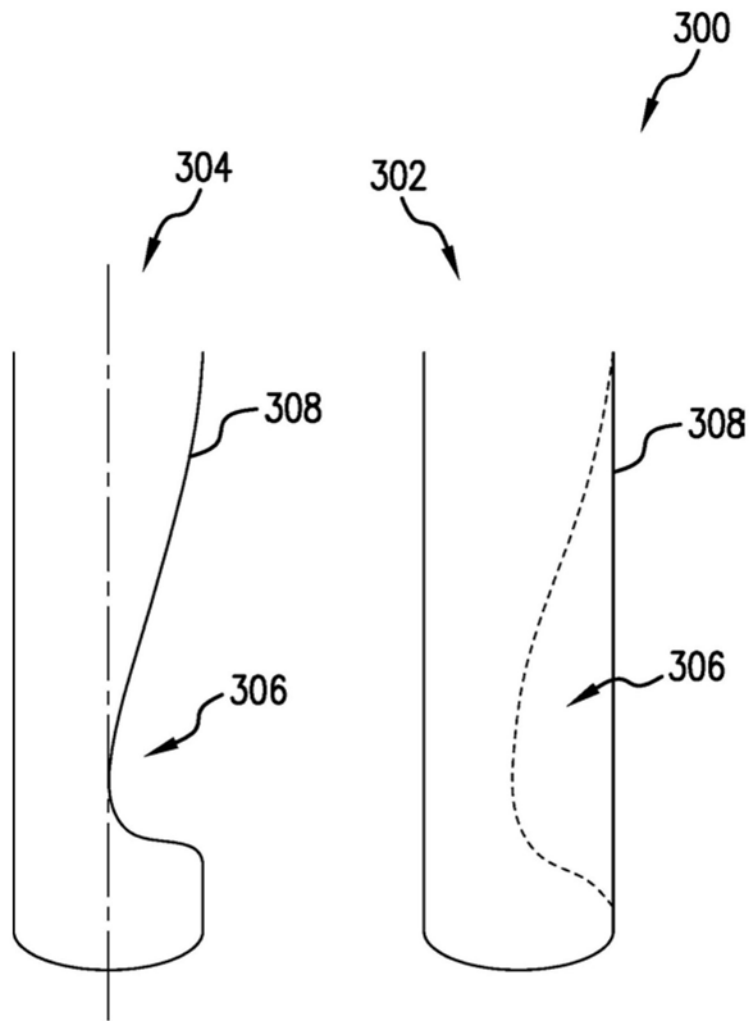


图1

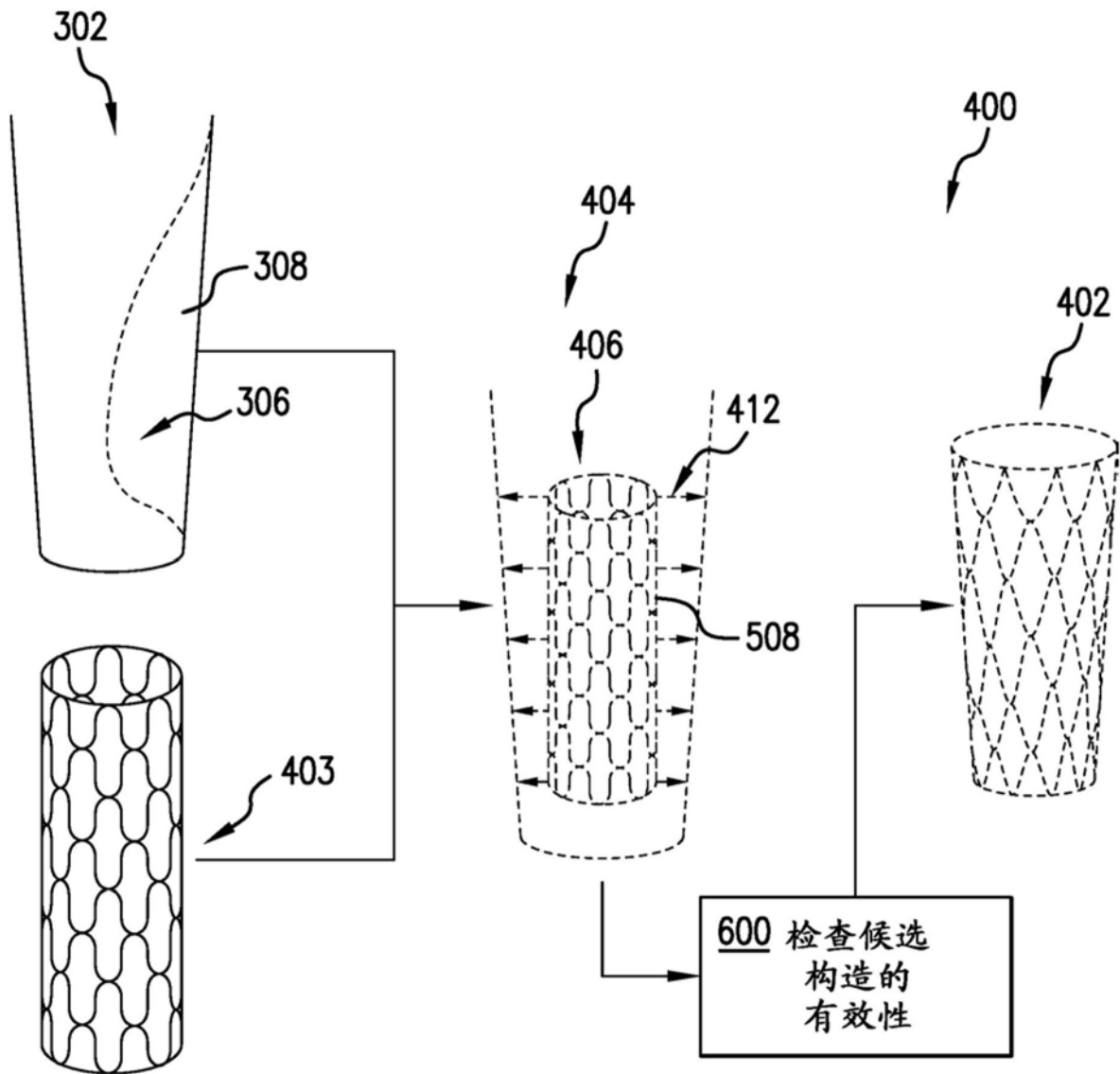


图2

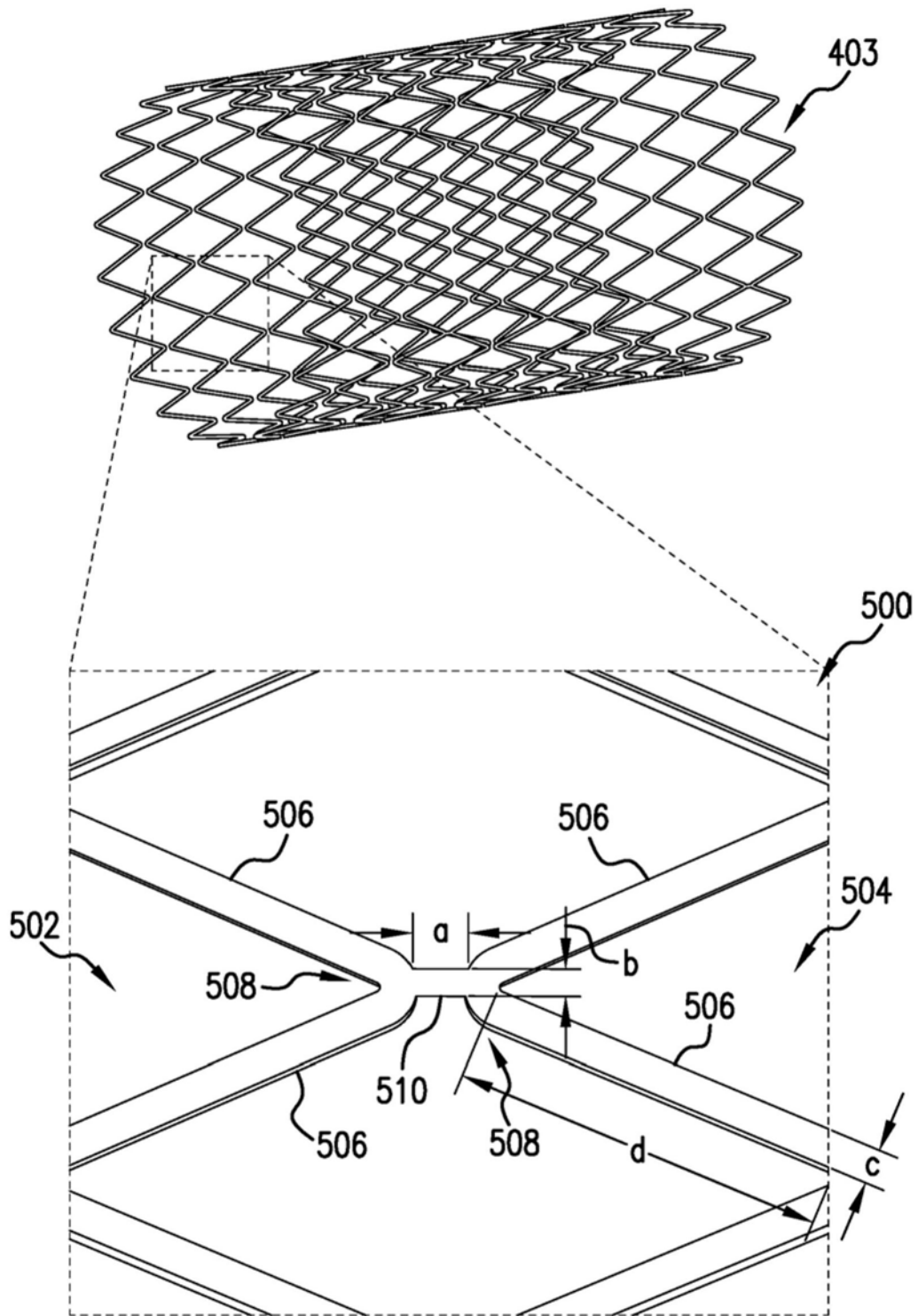


图3

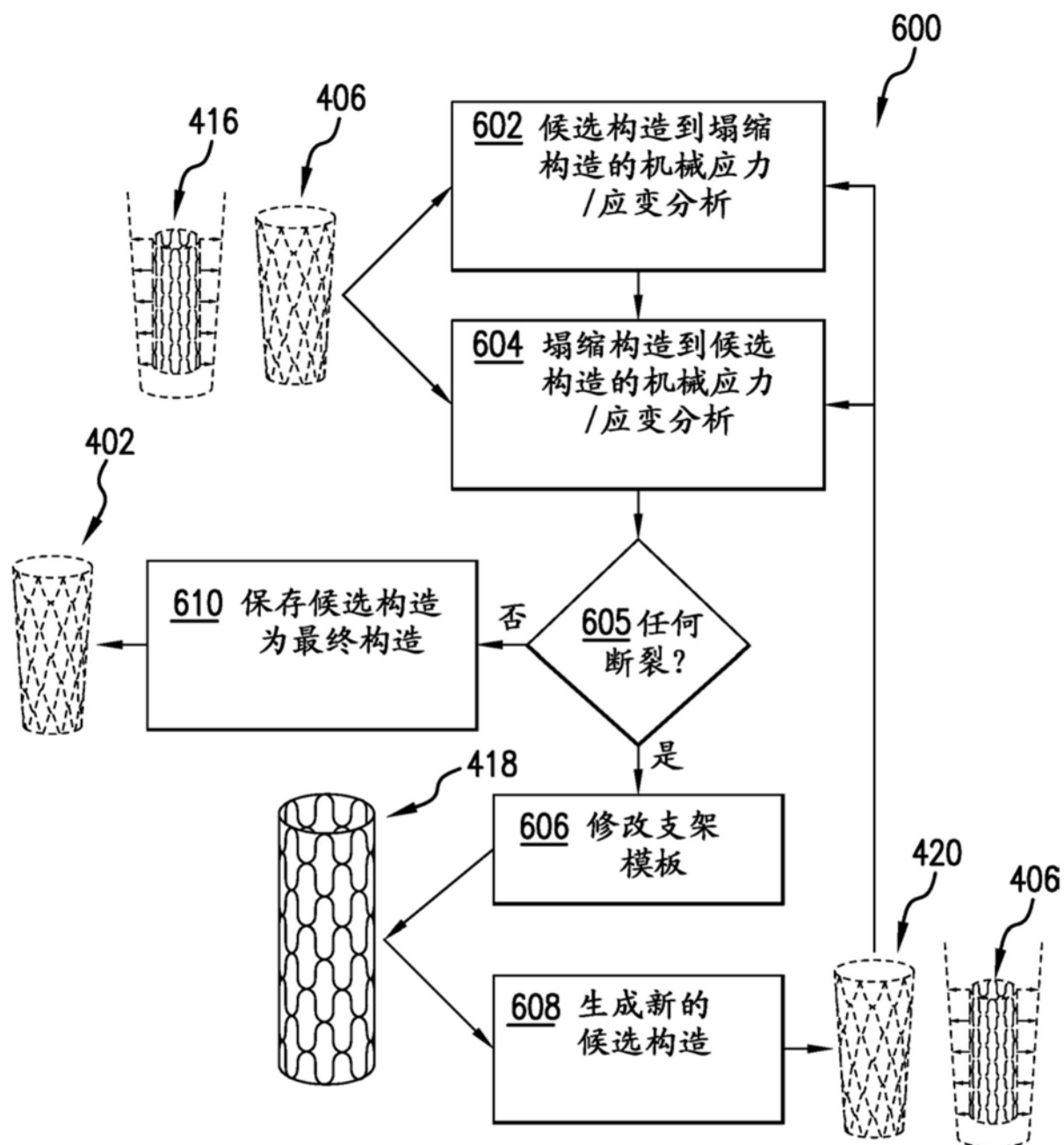


图4

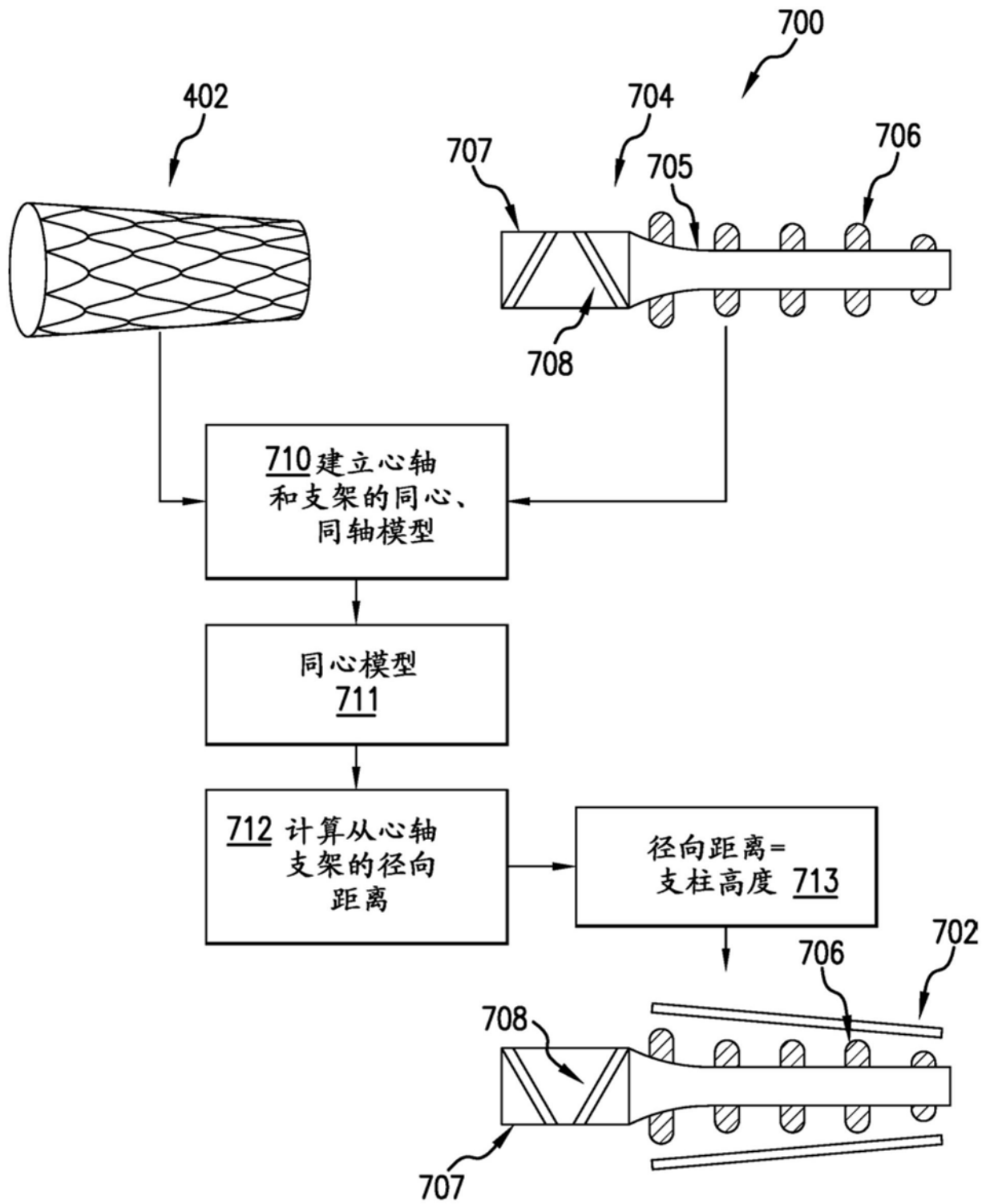


图5

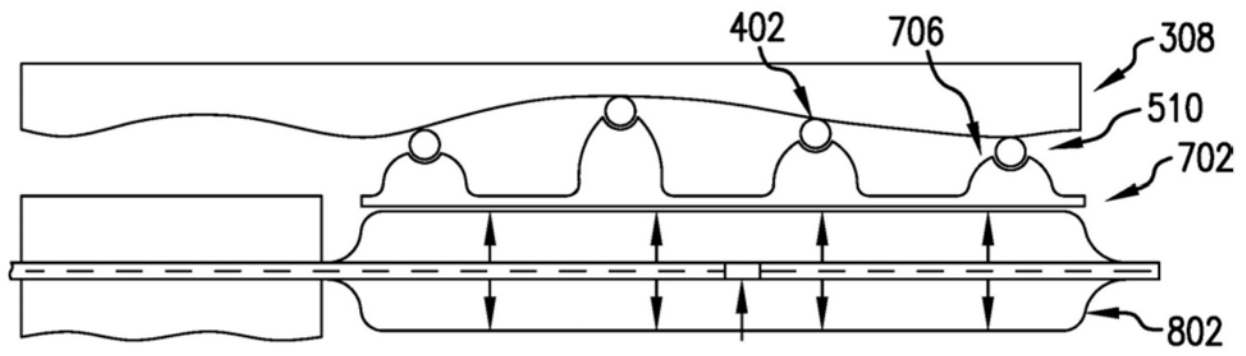


图6

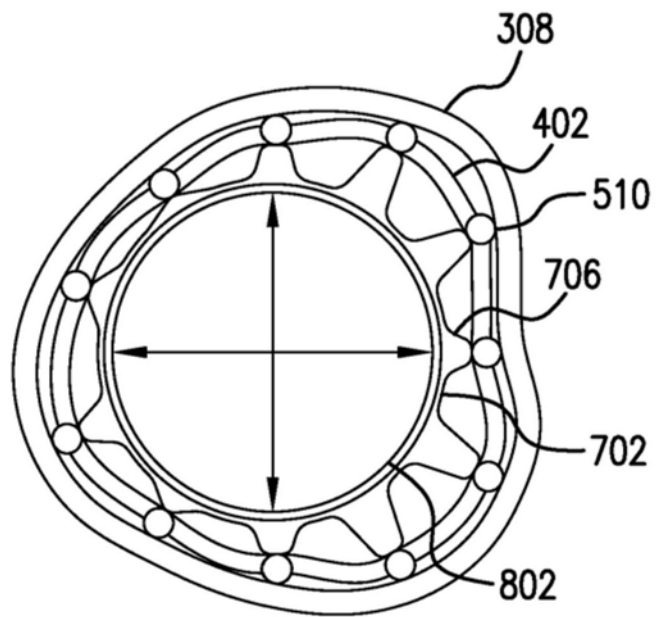


图7

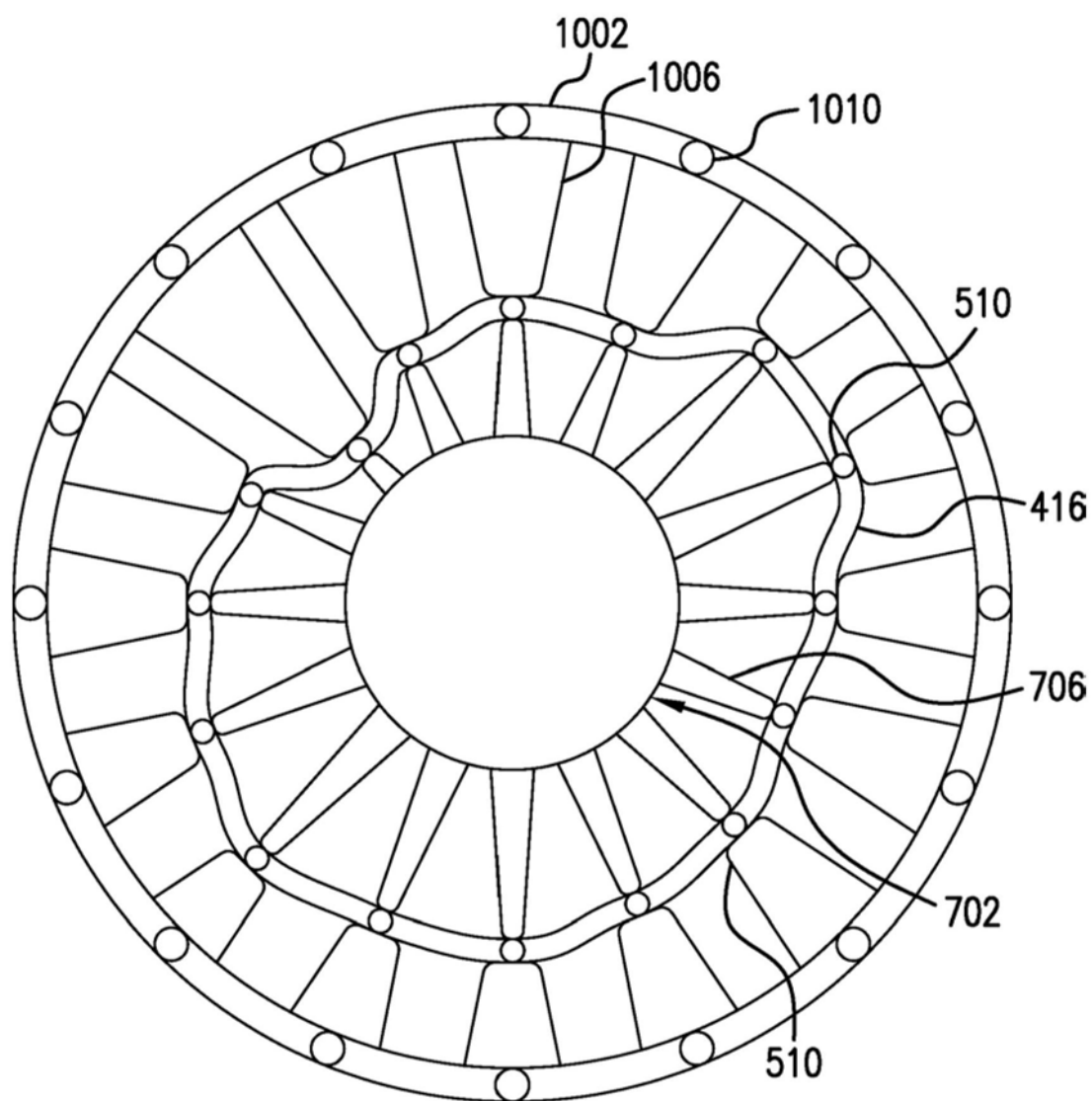


图8

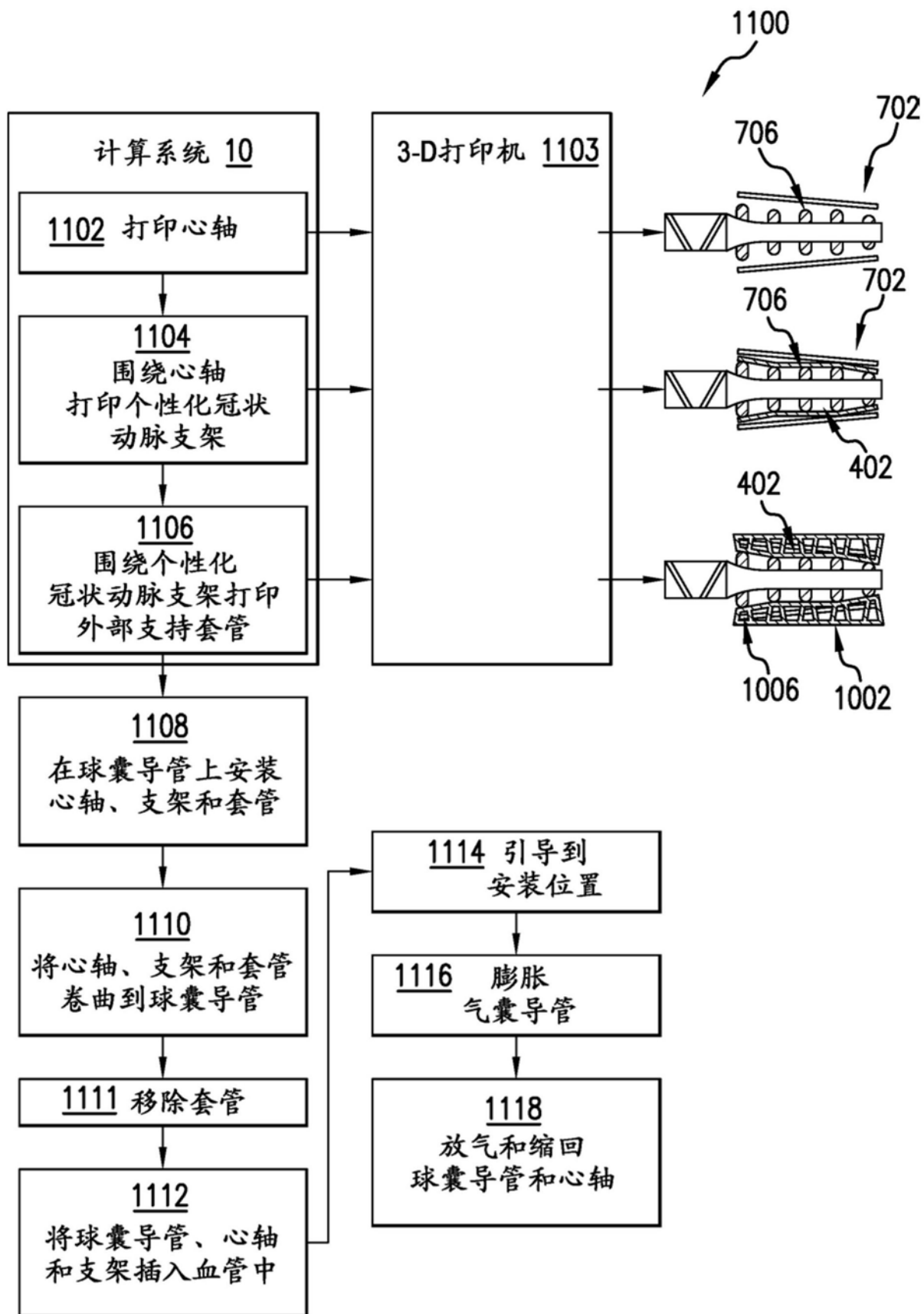


图9

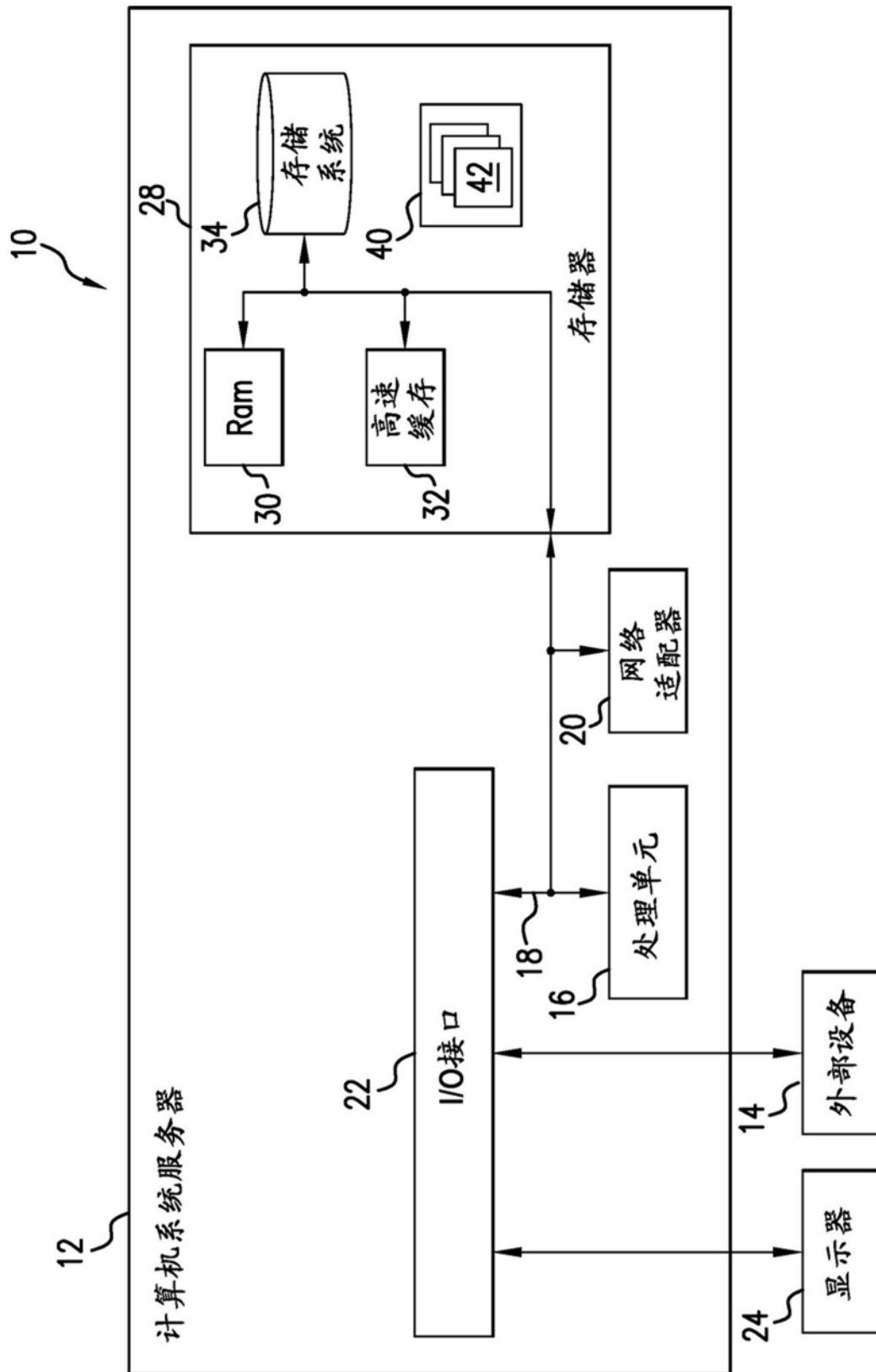


图10