



(10) 授权公告号 CN 112543659 B

(45) 授权公告日 2024. 10. 25

(21) 申请号 201980049710.4

(22) 申请日 2019.05.30

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 112543659 A

(43) 申请公布日 2021.03.23

(30) 优先权数据
102018208541.2 2018.05.30 DE

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2021.01.26

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2019/064157 2019.05.30

(87) PCT国际申请的公布数据
W02019/229223 DE 2019.12.05

(73) 专利权人 开迪恩有限公司
地址 德国斯图加特市

(72) 发明人 英戈·斯托兹 尼科·博伊尔勒

(74) 专利代理机构 北京英赛嘉华知识产权代理
有限责任公司 11204
专利代理师 王达佐 王艳春

(51) Int.Cl.
A61M 60/165 (2021.01)
A61M 60/216 (2021.01)
A61M 60/804 (2021.01)
A61M 60/806 (2021.01)
A61M 60/855 (2021.01)
F04D 29/18 (2006.01)
A61M 60/50 (2021.01)

(56) 对比文件
CN 107921187 A, 2018.04.17
US 2012134793 A1, 2012.05.31
WO 2018007120 A1, 2018.01.11
审查员 李博

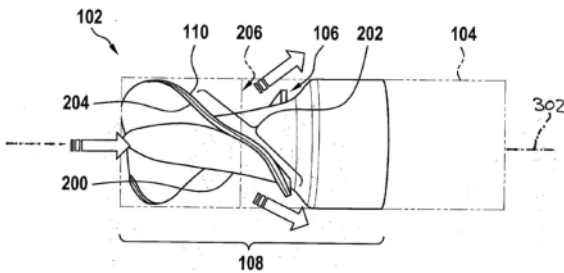
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

用于心室辅助装置的轴向流动泵和生产用于心室辅助装置的轴向流动泵的方法

(57) 摘要

本发明涉及一种用于心室辅助装置的轴向流动泵 (102)。该轴向流动泵 (102) 包括：泵壳体 (104)，所述泵壳体用于布置在血管中；以及泵转子 (108)，泵转子安装或能够安装在泵壳体 (104) 中以围绕旋转轴线 (302) 旋转，且由毂 (200) 和至少一个叶片元件 (110) 组成，所述至少一个叶片元件至少按部分地螺旋缠绕在所述毂 (200) 上，并且用于沿着旋转轴线 (302) 的方向传送待输送的介质。为了提高泵效率，叶片元件 (110) 具有至少一个叶片区段 (202)，所述至少一个叶片区段具有波状叶片曲率。



1. 一种心脏支持系统,用于通过导管插入到血管中,所述心脏支持系统包括:
轴向流动泵,包括:
管形泵壳体,具有延伸穿过其中的旋转轴线;以及
泵转子,在所述泵壳体中延伸,并能够绕所述旋转轴线旋转,所述泵转子包括毂和叶片元件,所述叶片元件至少分区段地螺旋缠绕在所述毂周围,并配置成在朝向所述毂的方向上将血液轴向地抽吸到所述泵壳体中;
其中,所述泵壳体还包括:
泵吸入部,位于所述泵转子的上游,并且配置成接收被吸入所述泵壳体的血液,所述旋转轴线穿透所述泵吸入部;以及
至少一个周边出口开口,配置成侧向地排出被吸入所述泵壳体中的血液;以及
其中,所述至少一个叶片元件具有带弧线的轮廓,其中,当展开成平面时,所述弧线中的每一个的曲率均沿着所述旋转轴线在从所述泵入口部分开始朝向所述出口开口至拐点的方向上增大,在所述拐点处,所述叶片元件的叶片角度(β)达到最大,以及其中,所述弧线中的每一个的曲率均在所述拐点之后减小,
其中,在所述泵转子的区域中,其中,所述区域相对于所述旋转轴线径向定位,且具有相对于最大叶片高度SHMAX限定的所述至少一个叶片元件的叶片高度SH,使得 $25\% \leq SH/SHMAX \leq 100\%$,所述弧线中的每一个的拐点均位于所述出口开口的上游边缘的区域中。
2. 根据权利要求1所述的心脏支持系统,其中,所述至少一个叶片元件包括具有波状叶片曲率的至少一个叶片区段。
3. 根据权利要求2所述的心脏支持系统,其中,具有所述波状叶片曲率的所述至少一个叶片区段配置在所述泵转子的区段中,所述泵转子的所述区段至少部分地位于所述泵壳体的通向所述至少一个出口开口的壳体区段中。
4. 根据权利要求2所述的心脏支持系统,其中,所述波状叶片曲率在所述至少一个叶片区段的径向延伸的方向上变化。
5. 根据权利要求2所述的心脏支持系统,其中,所述波状叶片曲率随着与所述旋转轴线的距离的增加而增加。
6. 根据权利要求2所述的心脏支持系统,其中,在具有所述波状叶片曲率的所述至少一个叶片区段中,所述至少一个叶片元件的厚度沿着所述旋转轴线的方向变化。
7. 根据权利要求1所述的心脏支持系统,其中,所述毂面对所述心脏支持系统的远侧端部。
8. 根据权利要求1所述的心脏支持系统,其中,所述毂的直径在从所述泵吸入部朝向所述出口开口的方向上沿着所述旋转轴线增大。
9. 一种心脏支持系统,用于通过导管插入到血管中,所述心脏支持系统包括:
轴向流动泵,包括:
泵转子,能够绕旋转轴线旋转,所述泵转子包括毂和叶片元件,所述叶片元件至少分区段地螺旋缠绕在所述毂周围,并配置成在朝向所述毂的方向上将血液轴向地抽吸到所述轴向流动泵中;
至少一个周边出口开口,配置成侧向地排出被吸入所述轴向流动泵中的血液;以及
其中,所述至少一个叶片元件具有带弧线的轮廓,其中,当展开成平面时,所述弧线中

的每一个的曲率均沿着所述旋转轴线在从所述泵转子的上游端部开始朝向所述出口开口至拐点的方向上增大,在所述拐点处,所述叶片元件的叶片角度(β)达到最大,以及其中,所述弧线中的每一个的曲率均在所述拐点之后减小,

其中,在所述泵转子的区域中,其中,所述区域相对于所述旋转轴线径向定位,且具有相对于最大叶片高度SHMAX限定的所述至少一个叶片元件的叶片高度SH,使得 $25\% \leq SH/SHMAX \leq 100\%$,所述弧线中的每一个的拐点均位于所述出口开口的上游边缘的区域中。

10.根据权利要求9所述的的心脏支持系统,其中,所述至少一个叶片元件包括具有波状叶片曲率的至少一个叶片区段。

11.根据权利要求10所述的的心脏支持系统,其中,具有所述波状叶片曲率的所述至少一个叶片区段配置在所述泵转子的区段中,所述泵转子的所述区段至少部分地位于所述轴向流动泵的通向所述至少一个出口开口的区段中。

12.根据权利要求10所述的的心脏支持系统,其中,所述波状叶片曲率在所述至少一个叶片区段的径向延伸的方向上变化。

13.根据权利要求10所述的的心脏支持系统,其中,所述波状叶片曲率随着与所述旋转轴线的距离的增加而增加。

14.根据权利要求10所述的的心脏支持系统,其中,在具有所述波状叶片曲率的所述至少一个叶片区段中,所述至少一个叶片元件的厚度沿着所述旋转轴线的方向变化。

15.根据权利要求9所述的的心脏支持系统,其中,所述毂面对所述心脏支持系统的远侧端部。

16.根据权利要求9所述的的心脏支持系统,其中,所述毂的直径在从所述泵转子的所述上游端部开始朝向所述出口开口的方向上沿着所述旋转轴线增大。

用于心室辅助装置的轴向流动泵和生产用于心室辅助装置的 轴向流动泵的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于心脏支持系统的轴向流动泵和生产用于心脏支持系统的轴向流动泵的方法。本发明还涉及生产用于心脏支持系统的轴向流动泵的装置,以及用于执行和/或控制该生产方法的计算机程序。

背景技术

[0002] 为了向心力衰竭患者提供心血管支持,除了其他方面外,还使用接管一部分或全部心脏泵血功能的系统。这些系统也简称为心脏支持系统或VAD(心室辅助装置),可细分为用于短期心脏支持的临时系统以及用于在患者身上或患者体内长期使用的永久系统。这种系统的一个部件通常是血液泵,通常是离心泵(涡轮泵),其由集成电动马达驱动,并且借助于叶轮产生所需的血液流动。泵可以植入不同的位置。例如,泵可以通过有创胸骨切开术从外部缝合到心脏,或者可以通过导管以微创方式放置到主动脉或心室中。在后一种情况下,泵的最大允许外径通常限制为10mm,这就是期望使用具有轴向流动叶轮的轴向泵的原因。在该过程中,待输送的血液通过设置在圆柱形泵壳体的圆周上的出口开口排出,以便返回到主动脉。

[0003] 在离心泵中,叶轮的旋转将涡流引入到流动中。可例如通过下游静止引导轮(也称为定子)减小涡流。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于提供用于心脏支持系统的轴向流动泵,所述轴向流动泵可以高效且轻柔地输送血液。该目的通过权利要求1和权利要求14所述的轴向流动泵以及权利要求15所述的生产方法来实现。本发明的有利实施例限定在从属权利要求中。

[0005] 下文描述了用于心脏支持系统的这种轴向流动泵、生产用于心脏支持系统的这种轴向流动泵的方法、使用所述方法的装置以及用于执行和/或控制这种生产方法的计算机程序。

[0006] 本发明基于这样的认识:通过使用用于心脏支承系统的轴向离心泵的叶轮上的叶片,结合叶轮相对于泵壳体上的出口开口的合适定位,可以实现特别轻柔和高效率的流体输送,所述叶片至少以波状方式区段弯曲。

[0007] 叶轮的设计提高了效率,并减少了血液损伤。在某些边界条件(例如,有限的安装空间)下,在没有固定引导轮的情况下进行是合理的,这通常导致泵的效率的对应降低。使用叶轮或其叶片的设计并相对于泵壳体适当地定位叶轮或其叶片,现在有可能至少部分地补偿效率的降低。这也可减少由溶血引起的血液损伤。

[0008] 根据本发明的轴向流动泵可具体具有以下特征:

[0009] 泵壳体,所述泵壳体用于布置在血管中;以及

[0010] 泵转子,所述泵转子安装或能够安装在所述泵壳体中,使得其可以围绕旋转轴线

旋转,并且由毂和至少一个叶片元件组成,所述至少一个叶片元件至少分区段地螺旋缠绕在所述毂上以用于沿着旋转轴线的方向传送输送介质,其中所述叶片元件包括具有波状叶片曲率的至少一个叶片区段。

[0011] 轴向流动泵可理解为具有用于在输送介质中轴向地抽吸的集成电动马达的离心泵。抽入式输送介质可例如通过泵壳体中的一个或多个侧向出口开口例如沿径向或斜向方向排出。心脏支持系统可具体地理解为管或软管形的泵装置,其可借助于导管以微创方式放置到主动脉中或心室中。例如,心脏支持系统可具有在10和15mm之间的最大外径。泵壳体可以被理解为呈软管或管形式的壳体。血管可以被理解为(主)动脉或心室。因此,血液可以被理解为输送介质。泵转子可以被理解为是轴向流动泵的叶轮,流体轴向流入其中。泵转子可包括例如两个或更多个叶片元件,所述叶片元件可至少分区段地螺旋缠绕在毂上,且可包括具有波状叶片曲率的至少一个螺旋状区段。波状叶片曲率可以被理解为叶片元件的弧线的波纹,其特征在于至少一个波反节点和至少一个波槽。

[0012] 根据一个实施例,叶片元件可以由一个或多个弧线描述或限定,每个弧线具有至少一个拐点和/或局部恒定或可变增厚,特别是其中表示弧线的曲率的切线的切向斜率沿着流动的方向最初增大,并且在拐点之后再次减小以产生波状叶片曲率。结果,可产生沿着弧线的方向的波状叶片曲率。

[0013] 在当前状况下,叶片元件的弧线特别地理解为叶片元件的在与泵转子的旋转轴线同轴的圆柱体的外表面中的轮廓的中心线,其连接配合到轮廓中的所有圆的中心,即与整个轮廓的顶部和底部具有相同(横向)距离的曲线。

[0014] 根据另一实施例,泵壳体的外表面可具有用于侧向排放输送介质的至少一个出口开口。在泵转子的安装状态下,叶片区段可至少部分地与出口开口相对。这确保输送介质的高效且温和的径向或斜向排放。

[0015] 拐点可位于出口开口的区域中,例如,特别是在出口开口的当轴向流动泵操作时处于上游的边缘的区域中,例如,在出口开口的起始处。这可进一步提高轴向流动泵的效率。

[0016] 根据另一个实施例,叶片元件可以从泵转子的起始处开始螺旋缠绕在毂上,其中切向斜率从泵转子的起始处开始增大,并在拐点之后再次减小。该实施例在减少血液损伤的情况下尤其很好地提高了轴向流动泵的效率。

[0017] 根据另一个实施例,波状叶片曲率可沿着叶片元件的径向延伸的方向变化。径向延伸可理解为从旋转轴线开始的沿径向方向的延伸。结果,叶片曲率可以最佳地适应多个方向上的不同边界条件。

[0018] 根据另一个实施例,波状叶片曲率可随着与旋转轴线的距离的增加而增加。这允许实现轴向流动泵的最大可能效率。

[0019] 如果毂的直径沿流动方向增大,这也是有利的。这支持在与旋转轴线成径向或斜向的方向上温和排出输送介质。

[0020] 此处呈现的方法还创建生产用于心脏支持系统的轴向流动泵的方法,其中该方法包括以下步骤:

[0021] 形成用于布置在血管中的泵壳体,以及

[0022] 泵转子,所述泵转子由毂和至少一个叶片元件组成,所述至少一个叶片元件至少

分区段地螺旋缠绕在毂上以用于传送输送介质,其中所述叶片元件包括具有波状叶片曲率的至少一个叶片区段,以及

[0023] 将所述泵转子布置在所述泵壳体中,其中所述泵转子被安装成使得所述泵转子能够围绕旋转轴线旋转,以便沿着所述旋转轴线的方向传送所述输送介质。

[0024] 该方法可以例如以软件或硬件实施,或者以软件和硬件的混合形式实施,例如以控制装置实施。

[0025] 此处呈现的方法进一步创建装置,所述装置被配置成执行、控制和/或实施在对应装置中在这里呈现的方法的变型形式的步骤。本发明的基础目的还可以用本发明的这种设计变型形式以装置的形式快速且高效地实现。

[0026] 为此,所述装置可包括用于处理信号或数据的至少一个计算单元、用于存储信号或数据的至少一个存储单元、用于从传感器输入传感器信号或者将数据或控制信号输出到致动器的传感器或致动器的至少一个接口和/或用于输入或输出嵌入通信协议中的数据的至少一个通信接口。计算单元可例如是信号处理器、微控制器等等,由此存储器单元可为闪存、EPROM或磁性存储器单元。通信接口可被配置成以无线和/或有线方式输入或输出数据,由此可输入或输出有线数据的通信接口可例如从对应数据传输线电气地或光学地输入或输出所述数据或者将所述数据电气地或光学地输入或输出到对应数据传输线。

[0027] 具有程序代码的计算机程序产品或计算机程序也是有利的,特别是如果程序产品或程序在计算机或装置上执行,所述程序代码可存储在例如半导体存储器、硬盘驱动存储器或光学存储器的机器可读载体或存储介质上,并且可用于执行、实施和/或控制根据上述实施例之一的方法的步骤。

附图说明

[0028] 本发明的有利设计实例示意性地示于附图中,且在下文描述中更详细地解释。

[0029] 这些图示出了:

[0030] 图1是根据一个设计示例的具有轴向流动泵的心脏支持系统;

[0031] 图2是图1的心脏支持系统的轴向流动泵,其在侧视图中具有叶片元件且具有毂;

[0032] 图3是图1和图2的轴向流动泵的叶片元件的执行;

[0033] 图4是图1和图2的轴向流动泵的透视局部视图,其中叶片元件具有叶片区段,所述叶片区段具有波状叶片曲率,以及为了比较,轴向流动泵的不具有波状弯曲区段的常规叶片元件的几何形状;

[0034] 图5是图1和图2中所示的轴向流动泵的叶片元件的视图,所述叶片元件相对于毂的表面具有不同的叶片高度;

[0035] 图6是沿归一化子午坐标 m/m_{Max} 形成在叶片元件的周向方向与弧线之间的叶片角 β 的轮廓;

[0036] 图7是根据一个设计示例的用于生产轴向流动泵的方法的流程图;以及

[0037] 图8是用于执行和/或控制图7的方法的装置的示意图。

具体实施方式

[0038] 在本发明的有利的设计实例的以下描述中,对于各个图中所示的具有类似效果的

元件使用相同的或类似的附图标记,由此省略对这些元件的重复描述。

[0039] 图1示出了根据一个设计示例的具有轴向流动泵102的心脏支持系统100的示意图。心脏支持系统100具有管或软管形构造。心脏支持系统100被实现为轴向离心泵系统,其可借助于导管以微创方式放置到诸如主动脉或心室的血管中。轴向流动泵102具有旋转轴线302并且包括泵壳体104,该泵壳体被实现为围绕旋转轴线302的心脏支持系统100的管形区段,并且包括例如三个相对的侧向出口开口106,用于侧向排放输送介质(在这种情况下,为血液)。根据替代设计实例,泵壳体104仅包括沿周向方向分布的一个、两个、三个或甚至多于三个的出口开口106。泵转子108(也称为叶轮)可旋转地安装在泵壳体104中,并且在图1中所示的轴向流动泵102的组装状态下,所述泵转子在一些区段中与出口开口106相对。泵转子108用于经由出口开口106轴向地吸入血液以及径向地或斜向地排出血液。

[0040] 为了确保血液可能的最有效和最温和的输送,泵转子108包括至少一个螺旋缠绕的叶片元件110。叶片元件110的弧线包括在出口开口106的上游开始的区域中的拐点。

[0041] 图2以侧视图示出了图1的轴向流动泵102的示意图。可以看到,叶片元件110螺旋缠绕在轴向流动泵102的毂200上。毂200形成泵转子108的内芯。用三个箭头示意性地指示输送介质的流动方向。输送介质通过泵壳体104中的前侧入口开口吸入,该前侧入口开口在泵转子108的上游并且用作进入开口。

[0042] 根据该设计实例,叶片元件110从泵转子108的上游端延伸毂200的整个长度或至少大部分长度。毂200的直径沿着流动方向增加,这导致毂200的构造沿着流动方向变得更厚。这有助于输送介质的径向或斜向排放。

[0043] 叶片元件110包括具有波状叶片曲率的叶片区段202,该波状叶片曲率由叶片元件110的弧线204的多个曲率限定。波状叶片曲率应理解为叶片区段202的与至少一个符号变化相关联的曲率的变化。

[0044] 从图2可以看出,在泵转子108的安装状态下,叶片区段202的至少一个部分区段与出口开口106相对。

[0045] 根据该设计实例,叶片区段202至少部分地位于出口开口106的面向流动的边缘206的区域中。叶片区段202表示凸曲率与凹曲率之间的过渡。

[0046] 作为示例,根据图2的泵转子108包括两个叶片元件110,这两个叶片元件沿着相同方向缠绕在毂200上并且各自包括叶片区段202。根据替代设计实例,泵转子108实现为具有多于两个的此类叶片元件110。

[0047] 图3示出了图1和图2的叶片元件110的弧线204的执行的示意图。作为示例示出了两对叶片角 α_{1d} 、 β_1 和 α_2 、 β_2 ,其中每一个叶片角表示切线300的切向斜率,该切向斜率表示弧线204的曲率。每个切线300被画到圆柱形坐标系中,其中z轴平行于泵转子的旋转轴线302且 Φ 轴垂直于z轴。 Φ 轴表示泵转子的周向方向。

[0048] 从图3可以看出,切向斜率最初沿流动方向增大,由竖直箭头指示,然后再次减小。根据该设计实例,切向斜率最初从叶片元件110的叶片前边缘304到叶片后边缘306连续地增大,并且在到达弧线204的拐点310时再次减小。点308标记经由泵壳体的出口开口的流动排放的位置,更精确地,在轴向方向上流动排放的起始处。这里的目标是确保拐点310和流动排放的起始点308非常接近。

[0049] 如已经描述的,根据一个设计示例,泵转子实现为具有至少两个叶片元件110。输

送介质轴向地递送到泵转子或由泵转子吸入,并且经由泵壳体中的一个或多个出口开口径向地和斜向地排出。叶片元件110构造成使得在形成有叶片表面的切线300或弧线204与旋转轴线302或z轴之间的角度 α 在轴向方向上变化。周向方向或 Φ 轴与叶片表面或弧线204之间的角度 β 变化到相反的程度。角度 β 改变,使得至少在泵转子的最大直径的区域中,即在叶片元件110的叶片尖端的区域中的区段中,从泵转子的起始处,即从叶片前边缘304开始,角度 β 沿流动方向增大。具体地,角度 β 假设其最大值在流动排放308的起始区域中或其非常接近的区域中,至少在泵转子的最大直径的区域中,即在叶片元件110的叶片尖端的区域中的区段中。

[0050] 图4以透视图示出了图1和2的轴向流动泵102的示意图。由泵壳体104封闭的泵转子108的区域用矩形400标记,在该区域中泵壳体104没有出口开口。在由泵壳体104(其中所述壳体具有一个出口开口106)封闭的区域中延伸的叶片元件110的波状叶片曲率是清楚可见的。在叶片元件110旁边绘制没有波状叶片曲率的常规叶片元件402以用于比较。

[0051] 图5是图1和图2中所示的轴向流动泵的叶片元件的视图,所述叶片元件相对于泵转子108的毂的表面具有不同的叶片高度。示出了表示叶片元件110相对于毂200的表面的不同叶片高度的五个水平线。第一线501表示0%,第二线502表示25%,第三线503表示50%,第四线504表示75%,第五线505表示最大叶片高度的100%。

[0052] 图6示出了用以示出图3的叶片角 β 沿归一化经纬坐标 m/m_{Max} 的进展的视图。在五个曲线的辅助下,示出了不同叶片区段的叶片角 β 随叶片元件的叶片高度(即其弧线与毂的径向距离)而变化的进展。类似于图5,第一曲线601对应于在毂的高度处在0%叶片高度处沿第一线501的叶片元件的区段,第二曲线602对应于在25%叶片高度下沿第二线502的叶片元件的区段,第三曲线603对应于在50%叶片高度处沿着第三线503的叶片元件的区段,第四曲线604对应于在75%叶片高度下沿第四线504的叶片元件的区段,并且第五曲线605对应于在100%叶片高度下沿第五线505的叶片元件的区段,即叶片尖端上的最大叶轮直径。在泵壳体的出口开口处的流动排放的起始处用剖面线区域606标记。

[0053] 一方面,该图显示,取决于距毂的径向距离,叶片角 β 以及因此弧线的曲率在流动方向上具有不同的进展。另一方面,可以看出,所考虑部段中的叶片角 β 最初沿着流动的方向增大,并且在高点之后再次减小,在这种情况下代表曲线或叶片角 β 的相应最大值。沿径向坐标的高点的位置取决于弧线与毂的径向距离。

[0054] 根据图6,25%到100%叶片高度的反转点在剖面线区域606中或紧接在剖面线区域之前或之后,在旋转轴线302的方向上观察的与泵壳体104的入口开口的距离对应于泵壳体104的出口开口106的边缘面向泵壳体104的入口开口的距离。因此,关于位于旋转轴线302上的类似坐标原点,出口开口106的面向泵壳体104的入口开口的一侧和泵转子108的对应于剖面线区域606的区域具有彼此对应的轴坐标,即彼此相等或彼此仅略微偏离。

[0055] 相比之下,0%叶片高度的反转点明确地位于剖面线区域606前方,这里在10%与20%之间的径向坐标的区域中。

[0056] 根据一个设计实例,在经由出口开口的流动排放的起始区域中,或者甚至在非常接近于流动排放的区域中,但至少在叶片尖端处的外部区域中,泵转子的叶片角 β 具有高点。因此,在此区域中,弧线的曲率从凹形变为凸形。叶片元件的这种设计允许减小流动中的涡流,这能够实现高效操作,并且与此相关联地,能够实现温和流体输送,减小了损伤。

[0057] 图7示出根据一个设计示例的用于生产轴向流动泵的方法700的流程图,例如,上文参考图1至图6描述的轴向流动泵。在步骤710中,形成泵壳体和泵转子,所述泵转子具有毂和螺旋缠绕在毂上的叶片元件。叶片元件至少分段地构造有波状叶片曲率。在另一步骤720中,泵转子布置在泵壳体中。泵转子被安装成使其能够围绕旋转轴线旋转,以便沿着旋转轴线的方向传送该输送介质。

[0058] 图8示出了用于执行和/或控制图7的方法700的装置800的示意图。装置800包括用于形成泵壳体和泵转子的第一单元810和用于将泵转子布置在泵壳体中的第二单元820。

[0059] 如果设计实例包括第一特征与第二特征之间的“和/或”结合,那么这应被读取为意味着根据一个实施例的设计实例包括第一特征和第二特征两者,且根据另一实施例仅包括第一特征或仅包括第二特征。

[0060] 总之,应当特别地指出本发明的以下特征:一种用于心脏支持系统的轴向流动泵102包括泵壳体104和泵转子108,泵壳体用于布置在血管中,泵转子安装或能够安装在泵壳体104中,使得泵转子可围绕旋转轴线旋转,并且由毂200和至少一个叶片元件110组成,所述至少一个叶片元件至少分区段地螺旋缠绕在毂200上以用于沿着旋转轴线302的方向传送输送介质。为了提高泵效率,叶片元件110包括具有波状叶片曲率的至少一个叶片区段202。

[0061] 本发明特别涉及以下条款中指定的方面:

[0062] 1. 用于心脏支持系统(100)的轴向流动泵(102),其中所述轴向流动泵(102)具有以下特征:

[0063] 泵壳体(104),所述泵壳体用于布置在血管中;以及

[0064] 泵转子(108),所述泵转子安装或能够安装在所述泵壳体(104)中,使得其可以围绕旋转轴线(302)旋转,并且由毂(200)和至少一个叶片元件(110)组成,所述至少一个叶片元件至少分区段地螺旋缠绕在毂(200)上以用于沿着所述旋转轴线(302)的方向传送输送介质,其中所述叶片元件(110)包括具有波状叶片曲率的至少一个叶片区段(202)。

[0065] 2. 根据条款1所述的轴向流动泵(102),其中叶片元件(110)由一个或多个弧线(204)限定,每个弧线具有至少一个拐点和/或局部可变增厚,特别是其中表示弧线(204)的曲率的切线(300)的切向斜率沿着流动的方向最初增大,并且在拐点之后再次减小以产生波状叶片曲率。

[0066] 3. 根据前述条款中任一项所述的轴向流动泵(102),其中所述泵壳体(104)的外表面包括用于侧向排放所述输送介质的至少一个出口开口(106),其中在所述泵转子(108)的安装状态下,所述叶片区段(202)与所述出口开口(106)至少部分地相对。

[0067] 4. 根据条款2和3所述的轴向流动泵(102),其中至少一个弧线的拐点位于出口开口(106)的区域中,特别是在出口开口(106)的面向流动或上游边缘(206)的区域中。

[0068] 5. 根据条款2至4中任一项所述的轴向流动泵(102),其中所述叶片元件(110)从所述泵转子(108)的起始(304)处开始螺旋缠绕在所述毂(200)上,其中所述切向斜率从所述泵转子(108)的起始(304)处开始增大,并在所述拐点之后再次减小。

[0069] 6. 根据前述条款中任一项所述的轴向流动泵(102),其中所述波状叶片曲率沿着所述叶片区段(202)的径向延伸方向变化。

[0070] 7. 根据前述条款中任一项所述的轴向流动泵(102),其中所述波状叶片曲率随着

与所述旋转轴线(302)的距离的增加而增加。

[0071] 8.根据前述条款中任一项所述的轴向流动泵(102),其中所述毂(200)的直径沿着流动方向增大。

[0072] 9.生产用于心脏支持系统(100)的轴向流动泵(102)的方法(700),其中所述方法(700)包括以下步骤:

[0073] 形成(710)泵壳体(104)和泵转子(108),所述泵壳体用于布置在血管中,所述泵转子由毂(200)和至少一个叶片元件(110)组成,所述至少一个叶片元件至少分区段地螺旋缠绕在所述毂(200)上以用于传送输送介质,其中所述叶片元件(110)包括具有波状叶片曲率的至少一个叶片区段(202),以及

[0074] 将所述泵转子(108)布置(720)在所述泵壳体(104)中,其中所述泵转子(108)被安装成使得其能够围绕旋转轴线(302)旋转,以便沿着所述旋转轴线(302)的方向传送所述输送介质。

[0075] 10.包括单元(810、820)的装置(800),所述单元配置成执行和/或控制根据权利要求9所述的方法(700)。

[0076] 11.一种计算机程序,其被配置成执行和/或控制根据条款9所述的方法(700)。

[0077] 12.一种机器可读存储介质,在其上存储根据条款11所述的计算机程序。

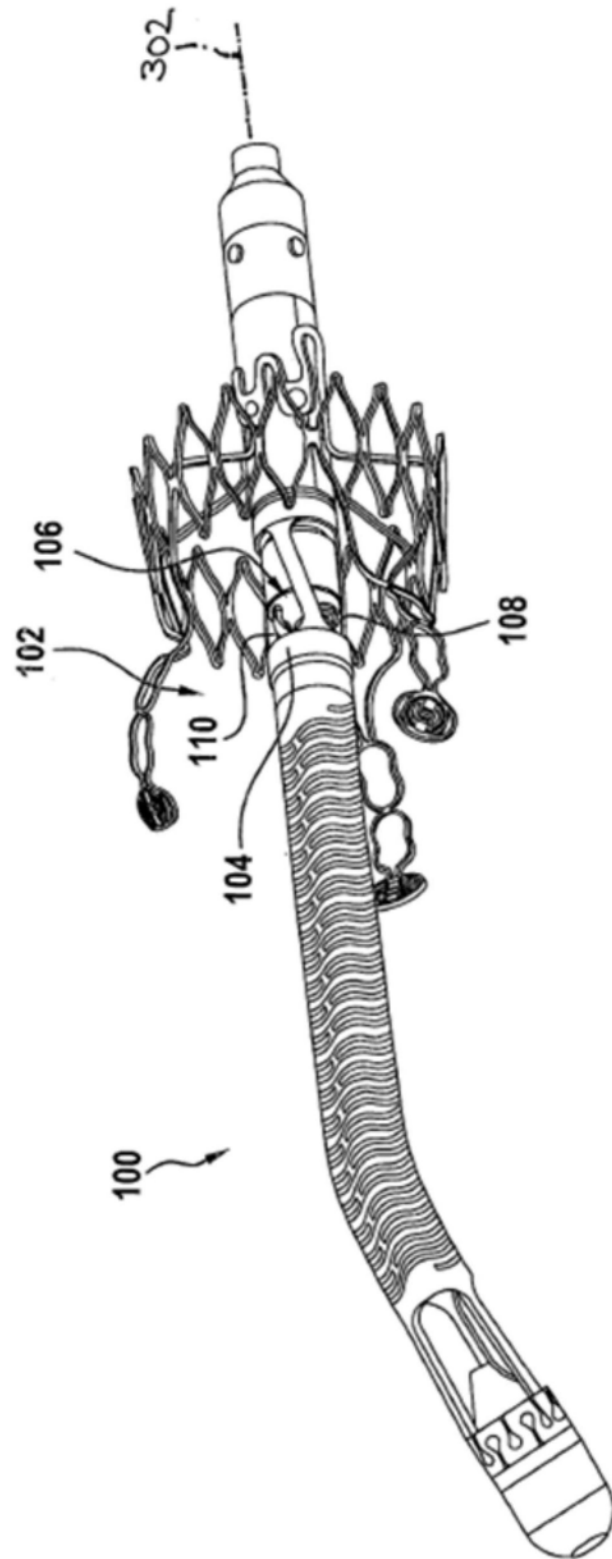


图1

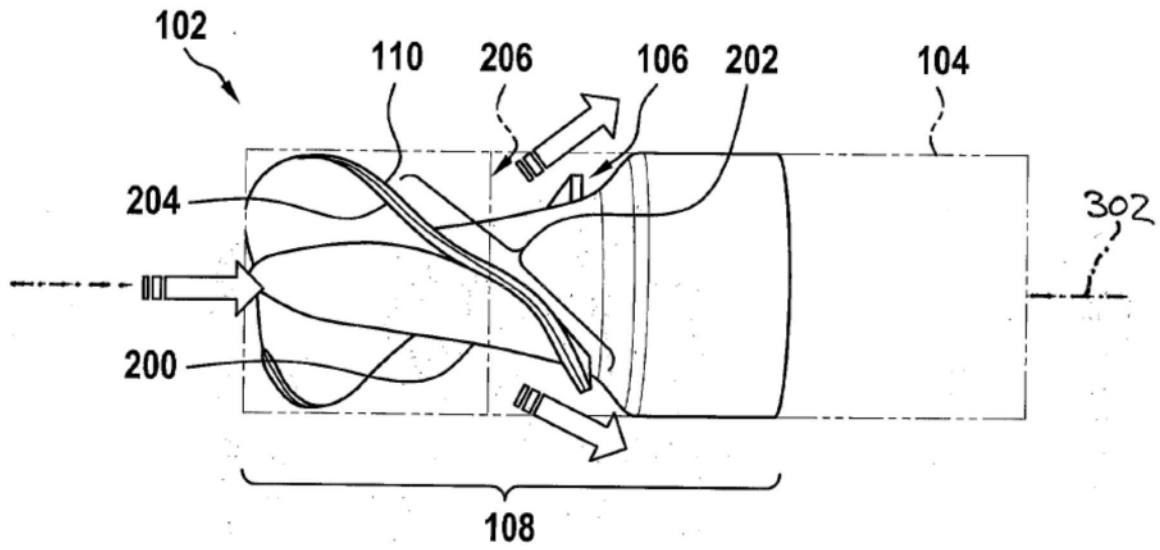


图2

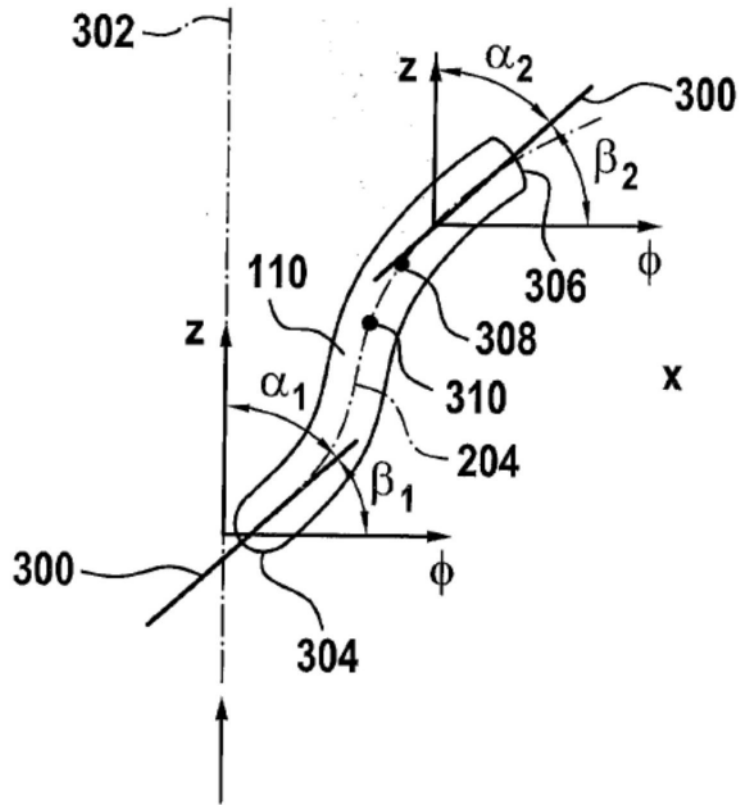


图3

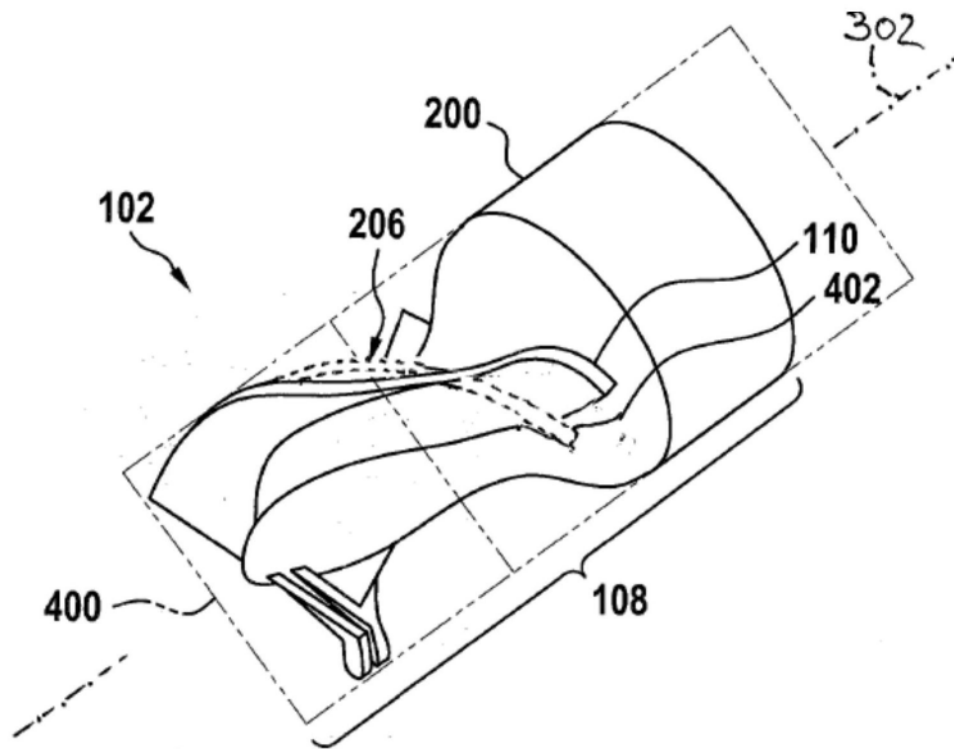


图4

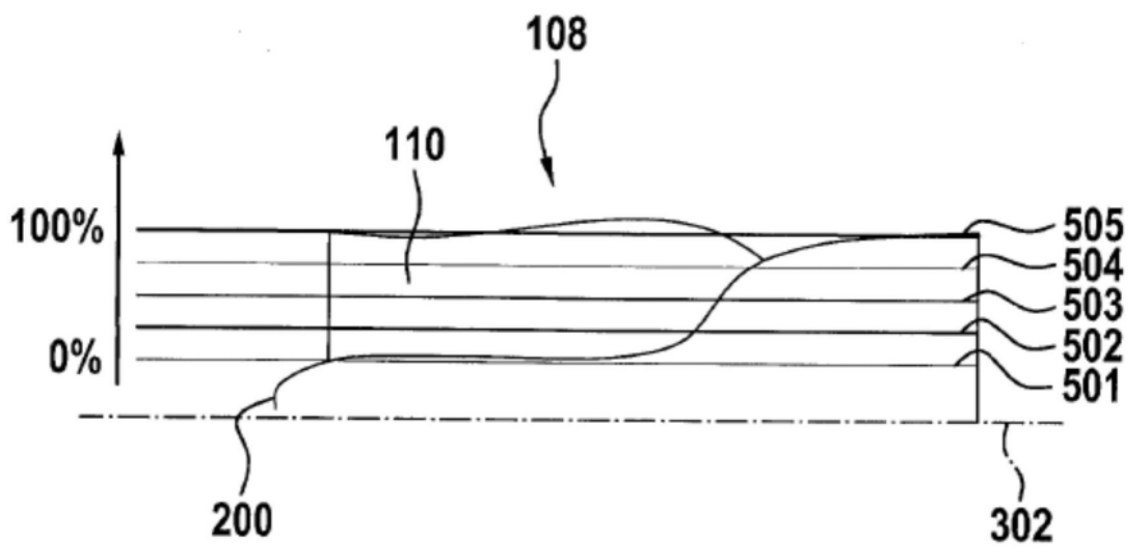


图5

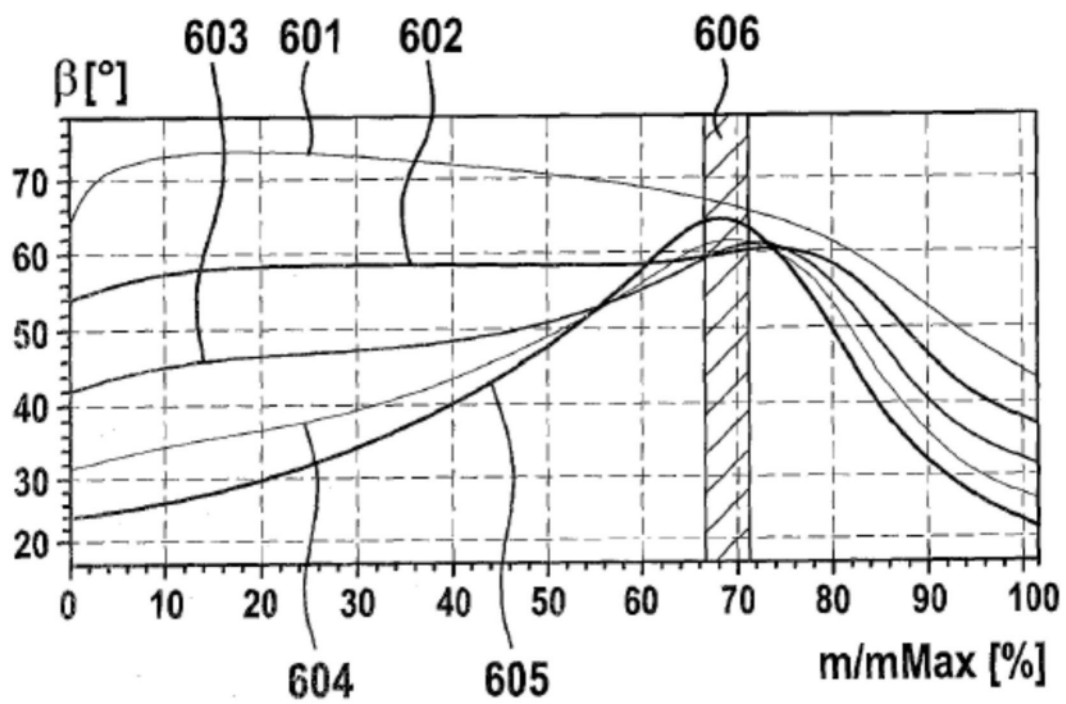


图6

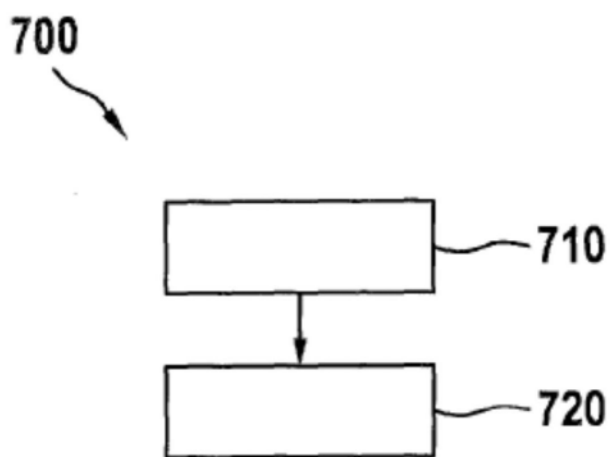


图7

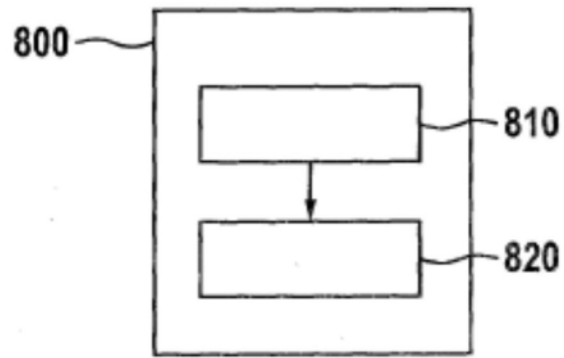


图8