



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101730552 B

(45) 授权公告日 2014. 08. 13

(21) 申请号 200880013429. 7

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2008. 04. 21

A61M 1/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

11/790, 454 2007. 04. 25 US

(56) 对比文件

US 2004/0236420 A1, 2004. 11. 25,

US 2004/0236420 A1, 2004. 11. 25,

US 6227797 B1, 2001. 05. 08,

US 5211546 A, 1993. 05. 18,

US 2007/0004959 A1, 2007. 01. 04,

US 5613935 A, 1997. 03. 25,

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2009. 10. 26

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2008/003076 2008. 04. 21

(87) PCT国际申请的公布数据

W02009/010888 EN 2009. 01. 22

审查员 汤利容

(73) 专利权人 罗伯特·贾维克

地址 美国纽约州

(72) 发明人 罗伯特·贾维克

(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

代理人 余滕 王艳春

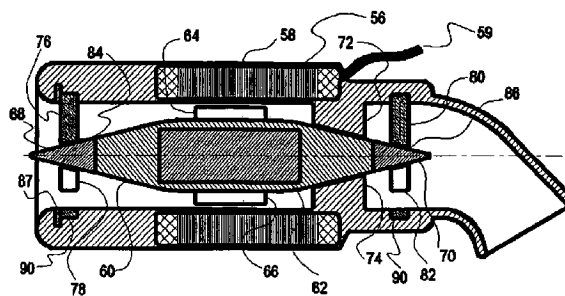
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54) 发明名称

具有分离接触面的血液泵

(57) 摘要

已将旋转流体动力血液泵用于很多患者的治疗。Jarvik2000型已经支持患者7年并使用血液浸入式支承装置,该支承装置通过高速流得到清洗以避免过度的血栓形成。这允许泵非常简单和小巧。但是,现有的Jarvik2000型支承装置以及现有技术的所有其它机械血液浸入式支承装置具有有利于在邻近支承装置的位置处形成血栓的支撑结构。本发明提供了一种支承结构,这种支承结构消除了这种易于形成血栓的偏好位置,并可提供长期的无血栓运行。优选实施方式的转子包括抗磨材料制成的渐缩的毂,该渐缩的毂在转子的每一端由3个柱支撑,并且转子在该3个柱上旋转。血液对柱之间的未堵塞空间进行清洗以防止可能会过度变大的血栓环的集聚。



1. 一种适于支撑血液泵的转子以便于其转动的支承装置,包括两个或更多流线形支撑桨叶,所述流线形支撑桨叶之间的间隙形成流动通道,血液能够穿过所述流动通道流向所述转子的旋转轴线,所述流线形支撑桨叶中的每一个流线形支撑桨叶:

a.) 在离散的表面中终止,所述离散的表面通过流动通道与其它流线形支撑桨叶分离,所述流动通道从所述转子的毂在所述流线形支撑桨叶的整个径向范围内延伸,并且

b.) 具有纵向轮廓,所述纵向轮廓与所述转子与每个流线形支撑桨叶的端部表面接触的表面的纵向轮廓匹配;

从而所述转子自由旋转并同时保持所述流线形支撑桨叶与所述转子之间的、在每个流线形支撑桨叶邻近所述转子的表面处的直接机械接触支撑或流体膜支撑。

2. 如权利要求 1 所述的支承装置,其中,所述流线形支撑桨叶和所述转子的、与所述桨叶接触的部分由硬质抗磨材料制成并具有由超高硬质材料制成的表面涂层。

3. 如权利要求 2 所述的支承装置,其中,所述硬质抗磨材料为陶瓷或钛。

4. 如权利要求 2 所述的支承装置,其中,所述超高硬质材料为氮化钛或类金刚石碳。

5. 如权利要求 1 所述的支承装置,其中,所述流线形支撑桨叶由超高硬度的陶瓷材料构成并与支撑所述流线形支撑桨叶的圈制成为一体。

6. 如权利要求 1 所述的支承装置,能够结合另一所述支承装置以分别支撑所述泵转子的两端。

7. 如权利要求 1 所述的支承装置,其中,所述流线形支撑桨叶的所述纵向轮廓是相对于所述转子的旋转轴具有 10-25 度的角度的直线。

8. 如权利要求 1 所述的支承装置,其中,所述流线形支撑桨叶的所述纵向轮廓包括弧形。

9. 如权利要求 1 所述的支承装置,其中,所述流线形支撑桨叶的所述纵向轮廓包括平行于所述转子的旋转轴线的线并且还包括弧形。

10. 如权利要求 1 所述的支承装置,其中,所述转子与所述流线形支撑桨叶接触的最大部分的直径小于所述泵的叶轮桨叶的末端直径的一半。

11. 如权利要求 1 所述的支承装置,其中,所述流线形支撑桨叶是伸长且流线形的。

12. 如权利要求 1 所述的支承装置,其中,所述流线形支撑桨叶是伸长且弯曲的以用作所述泵的整流器。

13. 如权利要求 1 所述的支承装置,其中,每个流线形支撑桨叶的端部处的表面的形状被确定成在所述转子与所述桨叶的支撑表面之间形成渐缩的流体通道,所述渐缩的流体通道具有在旋转流的方向上减小的横截面积。

14. 一种抗血栓的旋转血液泵,包括:

泵壳体,容纳适于提供电磁力以启动所述泵的电机定子;

泵转子,具有被配置成通过所述电磁力而绕轴线转动的磁体;

泵叶轮,固定至适于推动血液穿过所述泵的所述转子;以及

一个或多个根据权利要求 1 配置的支承装置。

15. 一种血液浸入式支承装置,包括从血液泵的壳体的壁向内延伸的两个或更多流线形的叶片,血液流动穿过所述血液泵,并且泵转子在所述血液泵内旋转,其中,所述叶片接触所述转子以支撑所述转子绕着所述转子的轴线旋转并将血液流分到完全不受阻塞的至

少两个流动通路,其中所述流线形叶片中的每一个流线形叶片在离散的表面中终止,所述离散的表面通过流动通道与其它流线形叶片分离,所述流动通道从所述转子的毂在所述流线形叶片的整个径向范围内延伸。

16. 如权利要求 15 所述的支承装置,其中,所述叶片和所述转子的与所述叶片接触的部分由硬质抗磨材料制成并具有由超高硬质材料制成的表面涂层。

17. 如权利要求 16 所述的支承装置,其中,所述硬质抗磨材料为陶瓷或钛。

18. 如权利要求 16 所述的支承装置,其中,所述超高硬质材料为氮化钛或类金刚石碳。

19. 如权利要求 15 所述的支承装置,其中,所述叶片由超高硬度的陶瓷材料构成并与支撑所述叶片的圈制成为一体。

20. 如权利要求 15 所述的支承装置,其中,所述转子与所述叶片接触的最大部分的直径小于所述泵的叶轮浆叶的末端直径的一半。

21. 如权利要求 15 所述的支承装置,其中,所述叶片是弯曲的以用作所述泵的整流器。

22. 如权利要求 15 所述的支承装置,其中,每个叶片的端部处的表面的形状被确定成在所述转子与所述叶片的支撑表面之间形成渐缩的流体通道,所述渐缩的流体通道具有在旋转流的方向上减小的横截面积。

23. 一种轴流血液泵的支承装置系统,所述支承装置系统支撑具有两个相对的渐缩的毂表面和被支撑在所述两个相对的渐缩的毂表面之间的泵叶轮的转子,所述转子通过在多个分离的转子支撑柱上的接触而被约束以仅允许旋转,所述分离的转子支撑柱中的每一个与所述转子的一个所述渐缩的表面接触,其中所述支撑柱中的每一个支撑柱是流线形的且在离散的表面中终止,所述离散的表面通过流动通道与其它支撑柱分离,所述流动通道从所述转子的毂在所述支撑柱的整个径向范围内延伸。

24. 如权利要求 23 所述支承装置系统,其中,所述支撑柱和所述转子的与所述支撑柱接触的部分由硬质抗磨材料制成并具有由超高硬质材料制成的表面涂层。

25. 如权利要求 24 所述的支承装置系统,其中,所述硬质抗磨材料为陶瓷或钛。

26. 如权利要求 24 所述的支承装置系统,其中,所述超高硬质材料为氮化钛或类金刚石碳。

27. 如权利要求 23 所述支承装置系统,其中,所述支撑柱由超高硬度的陶瓷材料构成并与支撑所述支撑柱的圈制成为一体。

28. 如权利要求 23 所述支承装置系统,其中,所述转子与所述支撑柱接触的最大部分的直径小于所述泵的叶轮浆叶的末端直径的一半。

29. 如权利要求 23 所述支承装置系统,其中,所述支撑柱是伸长且弯曲的以用作所述泵的整流器。

30. 如权利要求 23 所述支承装置系统,其中,每个支撑柱的端部处的表面的形状被确定成在所述转子与所述柱的支撑表面之间形成渐缩的流体通道,所述渐缩的流体通道具有在旋转流的方向上减小的横截面积。

具有分离接触面的血液泵

背景技术

[0001] 在过去的十年中,将旋转流体动力血液泵用于短期和长期循环系统支持得到了发展。由带有在进行该应用时的单一的心脏辅助装置的患者创造的最长存活时间为 7 年,并且在存活期间持续采用具有血液浸入式陶瓷支承装置的 Jarvik 2000 型轴流式左心室辅助装置。在超过 200 个使用 Jarvik2000 型心脏的案例中,从未有任何机械支承装置因磨损或疲劳断裂而失效。并且已经证明采用血液浸入式陶瓷支承装置的其它型号的心室辅助装置是耐用的,如主要仿造 Jarvik 2000 的 HeartMate II VAD 型。对 Jarvik 2000 型的支承装置设计的计算机分析支持了可能实现 10 到 20 年或更长耐用时间的预期。

[0002] 在任何旋转泵中,旋转的叶轮将流体动力能量赋予流体。所有的旋转泵必须包含这三种元件:容纳流体的壳体、在壳体内转动并将能量赋予流体的转子、以及支撑转子从而允许转动的支承系统。另外,泵需要可通过密封的轴或通过磁力向转子传递扭矩的装置。

[0003] 已经公开了使用很多种元件以满足这些要求的旋转血液泵,并且旋转血液泵的现有技术包括几百个专利。一般采用 3 种支承装置机制:1) 机械支承装置,使用流体膜润滑或流体动力流体支撑;2) 流体悬浮;以及 3) 磁悬浮。而且,以上机制的各种组合也被用来用于轴向推力和径向支撑。

[0004] 本发明主要涉及机械血液浸入式支承装置,在该支承中采用流体膜润滑以对径向支承载荷进行支撑,并且可以额外地提供完全的或部分的磁轴向推力载荷支撑。

[0005] 除了提供支撑转子的高可靠性和高耐用性装置外,血液泵的支承系统必须是血液相容的,以免产生血液破坏或血栓形成。在机械支承装置的情况下,如同本人的早期美国专利(Jarvik-4, 994, 078)所宣称地,这一般通过支承装置的旋转部件与静止部件的连接处的高流动性清洗实现。本发明是在 4, 994, 078 号美国专利基础上的改进,并提供了一种重要的新结构以实现支承装置更好的血液流清洗。

[0006] 通常,包含机械泵的轴流血液泵使用渐缩的转子,该渐缩的转子在其中部直径较大并向两端渐缩成小直径。这样允许使用小直径的支承装置,这种小直径的支承装置是有利的,因为支承表面处的摩擦力相比较大直径的支承装置得到了减小。这样限制了磨损、支承装置的动力消耗和热的产生。来自现有技术的示例包括杯形支承装置中的小滚珠(Burgreen-6, 093, 001)、带橄榄形孔(olive)和终端宝石的宝石支承装置(Benkowski-5, 947, 892)、带圆锥形轴向推力支承面的滑动支承装置(Jarvik-5, 613, 935)或带平面支承表面的滑动支承装置(Bozeman-5, 692, 882)、以及适于承载轴向推力和径向载荷的带沟槽的圆锥形流体动力支承装置(Carrier-Pub No. 2007/0004959)。

[0007] 现有技术中公开的机械血液浸入式支承装置的另一方案是在泵的叶轮浆叶的末端上或者如 Shambaugh 在第 2007/0078293 号美国专利申请公开中所公开的在围绕叶轮浆叶的叶冠上的被润滑的支撑,第 2007/0078293 号美国专利申请公开公开了被支撑在宽浆叶末端上的转子,其中,该宽浆叶末端具有圆柱形部分和渐缩的部分以支撑轴向推力载荷。在第 5, 211, 546 号美国专利的图 7A 中, Isaacson 公开了以流体动力方式被支撑在叶冠上的叶轮,其中,叶冠被支撑在叶轮浆叶的末端上。这两种构造的缺点在于,旋转叶轮与静止

壳体之间的间隙中的粘滞摩擦力高,因为桨叶末端或叶冠的旋转速度在末端直径处达到最大。

[0008] 使用全磁悬浮的血液泵可以被设计成使得磁悬浮的转子与静止壳体之间的间隙的尺寸足够大,从而可以忽略因间隙中剪应力而产生的血液破坏或动力损失。全磁悬浮式血液泵的缺点在于其相比使用机械支承装置的微型泵而言较大且较复杂。除了较大的尺寸和重量外,这种全磁悬浮式血液泵还需要主动电磁反馈以保持转子的稳定性,从而这样具有电子装置的可靠性问题。如果失去磁力支撑,转子会“碰撞”壳体或转子桨叶,从而可能会造成破坏。Antaki 的第 6,761,532 号美国专利在磁悬浮的血液泵的桨叶末端、转子毂和壳体上设置了抗磨涂层以减小或消除在磁力支撑系统失效时出现的破坏。在图 1 中, Antiki 示出了这样一种结构,在该结构中,当磁力支承系统失效时,转子毂 38 可接触钉子桨叶 36 的末端。所示结构虽然看起来类似于本发明的某些实施方式,但并没有为转子提供稳定的支承系统,因为转子可能在壳体内从其通常的旋转轴线倾斜并且未受到轴向约束。

[0009] 在本发明的支承系统中,流体动力血液泵的转子被旋转地支撑在支撑桨叶的末端的、在旋转中心附近与转子的毂相接触的配接部分上,并且该转子受到轴向约束以防止旋转支承表面的正确配接位置与静止支承表面脱离。在优选实施方式中,位于转子的两端的两个相对的支承装置将轴向和径向运动限制为小到 5 千万分之一英寸,并且同时提供完全不受约束的旋转自由度。

[0010] 本发明最重要的方面涉及通过穿过支承装置的血液流对支承装置进行清洗以防止血栓的支承装置清洗模式。除在叶轮桨叶的末端上支撑转子(具有上述的缺点)的设计外的所有其它的血液浸入式支承装置的设计向血流提供了支承装置材料的完整圆圈。这是局部流动阻塞的区域。一些血栓趋向于形成在该表面。因而这会在邻近支承装置的旋转部件与静止部件之间连接处的位置形成围绕转子的血栓的连续圆圈。如果提供穿过该区域的足够高的流动,那么血栓圈可能会保持限制为薄环形且不会变的非常大以妨碍泵的功能。然而,如果材料受到感染,或者如果流动降低到过低的水平,或者如果患者凝固性过高,那么血栓量可能会增加。本发明消除了可能会有助于所述血栓环增加的支承装置材料的任何连续圈,并且同时将支承表面的周向相对速度限制为最低实际数值(因为支承装置直径比泵的叶轮桨叶末端直径小得多)。这代表了相对于其它血液浸入式支承装置的设计的主要改进。

[0011] 转子表面的、直径小于叶轮末端直径的部分由硬质的抗磨材料制成且在垂直于其旋转轴线的任何点处横截面都是圆形的。该表面可以是圆柱形、圆锥形或其它形状。围绕转子的圆周以大致均匀的间隔布置有两个或更多支撑柱,这两个或更多支撑柱具有与转子上的支承表面旋转接触的配接表面并防止转子径向离开其旋转轴线。支撑柱端部的接触表面构成支承装置在其上旋转的支承“垫”。在优选的实施方式中,在靠近转子两端处具有两组这种支撑柱,并且支承垫渐缩以使其用作径向和轴向推力支撑件。支撑柱是伸长的且流线形的,且具有短桨叶的外观。在转子的每一端具有 3 个这种支撑桨叶的构造中,转子表面处位于桨叶之间的间隔被流过泵的大致为轴向的流动自由地清洗。因此,在该区域中避免了可能会增大并引起问题的血栓环的形成。使用这种支承装置的血液泵可以被设计为始终保持完全不产生血栓积聚,就像全磁悬浮式泵那样。然而,使用本发明的机械泵可以简单得多和小得多。

[0012] 发明目的

[0013] 1. 本发明的目的是提供一种不具有可能形成血栓的“死端”凹穴的血液浸入式支承装置。

[0014] 2. 本发明的另一目的是提供长期保持无血栓形成的、用于旋转血液泵的机械支承装置。

[0015] 3. 本发明的另一目的是提供这样的机械支承装置,这种机械支承装置由产生于血液的流体膜润滑并由血液相容的抗磨材料制成,其中,这种抗磨材料能够甚至在完全无流体动力流体膜支撑的情况下正常发挥作用超过十年。

[0016] 4. 本发明的又一目的是提供一种相当节省空间的血液泵支承系统,以允许将整个轴线流动 VAD 降低到小于 10mm 直径和 2 厘米长度;小到足以被植入主动脉瓣的无冠状动脉瓣中。

[0017] 5. 本发明的再一目的是提供一种适于在最小抗凝血作用或根本没有抗凝血作用的情况下使用的微型旋转血液泵支承装置。

附图说明

[0018] 图 1 示出了从现有技术中概括出的具有 4 种血液浸入式支承装置设计的轴流泵的 4 幅纵向剖视图。

[0019] 图 1A 显示了类似于第 6,093,001 号美国专利、具有球面支承装置的现有技术的泵。

[0020] 图 1B 显示了类似于第 5,692,882 号美国专利、具有销套型径向支承装置的现有技术的泵,其中,在销的末端上具有平面的轴线推力支承表面。

[0021] 图 1C 显示了类似于第 5,613,935 号美国专利、具有销套型径向支承装置的现有技术的泵,其还具有也支撑一部分径向载荷的渐缩的轴向推力支承表面。

[0022] 图 1D 显示了类似于第 2007/0004959 号美国申请公开、具有锥套型支承装置的现有技术的泵,其具有流体动力锥度和槽脊特征以支撑径向和轴向推力载荷。

[0023] 图 2 示出了图 1 所示的每个泵的流出侧的支承装置的 4 幅放大的细部纵向剖视图,指示了邻近旋转部件与静止部件之间的连接处的结构的表面,该连接处形成可形成血栓环的周向连续的表面。

[0024] 图 2A 示出了血栓环的剖视图,该血栓环位于球状杯形支承装置上。

[0025] 图 2B 示出了血栓环的剖视图,该血栓环位于具有平面的轴向推力支承表面的销套式支承装置上。

[0026] 图 2C 示出了血栓环的剖视图,该血栓环位于具有圆锥形轴向推力支承表面的销套式支承装置上。

[0027] 图 2D 示出了血栓环的剖视图,该血栓环位于圆锥形流体动力支承装置上。

[0028] 图 3 是包含本发明的支承结构的优选实施方式的轴流血液泵的纵向剖视图。

[0029] 图 4 是位于泵的转子的一端的本发明的支承结构的立体图,其中示出了转子毂的圆锥形部分和与转子接触的 3 个流线形支撑柱。

[0030] 图 5 是转子的圆锥形支承表面的示意图,其中该支承表面“被展开”以显示全部 360 度表面。其中,示出了的 3 个支撑柱的形状,并用箭头指示围绕柱的流清洗。

[0031] 图 6 是优选实施方式的支承装置零件和转子的渐缩端部的纵向剖面图。

[0032] 图 7 是本发明的实施方式的纵向剖视图,其中,该实施方式具有与支撑柱接触的圆柱形转子毂并具有圆形台阶,该实施方式在支撑柱的边缘上具有对应的圆形以支承轴向推力载荷。

[0033] 图 8A 和 8B 示出了本发明的另一实施方式的两个位置,该实施方式包含磁性轴向推力载荷支承装置以及支撑柱的垫上的径向载荷支承。

[0034] 图 9 是图 8A 中的泵沿 S9 所指示的方向的剖视图。其中示出了与外部支撑环形成为一体的 3 个支撑杆,该外部支撑环用于图 3 的优选实施方式中并且还在图 4 中以“爆炸图”的方式示出。

[0035] 图 10 是仅采用两个支撑柱的实施方式的横截面图,其中示出了转子的圆形截面和两个柱。

[0036] 图 11 是在每个柱的端部具有支承垫的渐缩部分的构造的横截面图。

具体实施方式

[0037] 本发明包括特定类型的血液浸入式支承装置,该血液浸入式支承装置适于承载旋转血液泵的径向载荷以及轴向推力载荷。依据采用这种支承装置的各个血液泵设计的细节,支承表面可以与混合的膜润滑机械滑动接触,或者可以在旋转部件与静止部件之间无任何机械接触的情况下获得完全流体动力支撑。一般地,支承装置零件由血液相容的硬质抗磨材料(如陶瓷)制成。这里术语“陶瓷”用于本发明的该特定描述,应该理解,可以使用更大范围的材料,如热解碳、氮化钛、金刚石、类金刚石涂层、如铬镍铁合金(inconel)的硬质抗腐蚀材料等。在优选的实施方式中,支承装置的直径比泵叶轮的最大末端直径小。这将旋转速度保持低于叶轮的旋转速度(对于产生充足的流动和压力是必须的),并将摩擦力、热的产生和磨损减小到最低。考虑叶轮末端直径为 0.600 并运行在 10,000RPM 下的通常的成人尺寸的轴流泵,叶轮末端的速度将是 26ft/sec。如果接触转子锥形的柱的表面的最大直径是 0.1,那么摩擦位置处的表面速度将仅为 4.3ft/sec。这说明了在支撑柱的末端上并靠近旋转轴线支撑转子相对已在现有技术中公开的在叶轮桨叶的外侧支撑轴流转子和叶轮具有的优势。

[0038] 本发明的要点涉及将泵转子支撑在流线形的柱的末端上。其最大的优点在于,支承结构的清洗相比现有技术的支承装置设计得到了改进,并且本发明为支承装置提供了保持长期完全无血栓的可能性。与此相反,目前公开的轴流泵的血液浸入式支承装置设计都在紧邻支承装置的旋转部件与静止部件之间的连接处的位置具有连续的圆周表面。在临床使用的这种类型的泵中,该表面经常形成血栓的小积聚,这种血栓的小积聚会变成围绕转子末端或支承轴的连续的血栓圈或血栓环。由于血栓被卡滞在转子或支承轴周围,因而血栓会被截留并被保持在那里且可能会变大。形成血栓的纤维蛋白是非常粘着的绞合(stranded)的材料,如果未通过高速血液流冲洗力来防止其附着,那么其会包裹在轴的周围。现有技术的连续圆周表面还可以位于流动停滞或因小缝隙而产生的再流动的非常小的区域中。消除有利于血栓形成的这些特征以及保持所有支承表面上的高流动性是本发明的主要优点。

[0039] 图 1 和 2 图示了在具有血液浸入式支承装置的所有现有技术的轴流泵(除在叶轮

末端的外侧被支撑的泵)中发现的不利的机械结构。

[0040] 参照图 1A、1B、1C 和 1D, 在每幅图中, 轴流血液泵的壳体 2 是容纳电机定子 4 的大致为管状的结构, 电机定子 4 通过作施加在容纳在泵的转子 6 中的永磁铁 8 上的电磁力使转子 6 转动。转子支撑叶轮桨叶 10、12, 叶轮桨叶 10、12 通常以在桨叶与壳体 16 的 ID 之间的小的末端间隙 14 运行。当转子转动时, 如箭头所示, 血液从泵的流入侧被泵送向流出侧。通常, 流出定子桨叶设置在叶轮的下流以将旋转流体的动量转化为压力能, 从而使泵比在未设置流出定子的情况下更有效。为了清晰表达, 将流出定子从图 1 和图 2 中省去。设置静止支撑件以在转子的每一端支撑支承装置的静止零件。这些静止零件可以是如图 1A、B 和 D 所示的毂 18、20, 或者可以是其它结构, 如图 1C 所示的保持架 22 和弯曲的流动通道 24 的壁。每套血液浸入式支承装置包括旋转零件和静止零件, 其中, 旋转零件附连至泵转子, 静止零件在每端以转子的旋转轴线为中心并通过某些装置附连至泵壳体。

[0041] 图 2A、B、C 和 D 分别是图 1A、1B、1C 和 1D 所示的泵的支承装置的流出侧的放大视图。每个纵向剖视图的右侧是血栓环若从泵上去除所呈现方式端部视图(未剖切)。在图 2A 中示出了球杯形支承装置, 且转子 26 上的球形表面接合在静止的杯 28 中。这两个部件的外周均周向延伸 360 度, 并且血栓环 30 可以如图所示地形成。图 2B 图示了销套式支承装置设计, 其中, 小直径的销 32 接合在衬套 34 中。还图示了填充旋转零件与静止零件之间的缝隙的血栓环 36。图 2C 中示出了销套式支承装置, 其中具有在衬套 40 中转动的圆柱形销部 38 和支撑径向和轴向推力载荷的渐缩部 44。在该设计上也可形成血栓环 44, 类似于所有 4 个图示, 血栓环 44 在邻近载荷支承表面 46 处具有完整的圆周表面。图 2D 示出了围绕转子的渐缩部 50 的圆锥形支承装置衬套。与其它设计中一样, 连续的圆周表面 52 促进了血栓环 54 的形成。

[0042] 参照图 3, 优选的实施方式包括: 包含电机定子 58 的泵壳体 56; 电机动力线束 59; 泵转子 60, 其包含电机磁体 62、叶轮桨叶 64、66 和两个渐缩的陶瓷旋转支承轴 68、70。流体动力流出定子桨叶被示出为 72、74, 其从泵壳体的 ID 向内延伸。在转子支承装置的每一端, 支撑柱 76、78、80、82 从泵壳体的 ID 向内延伸以接触以 84、86 图示的渐缩的支承轴。在该实施方式中, 在壳体的每一端使用 3 个支撑柱, 但是由于剖视图的原因, 仅看到两个支撑柱并且仅看到在每一端转子与一个支撑柱接触。因此, 在泵中共有 6 个柱, 在转子的每一端有 3 个, 尽管如图 10 所示在这些实施方式中可在转子的每一端仅使用两个柱, 在图 10 中, 如果部件之间是紧配合, 那么柱 126 和 128 抓紧转子 124。支撑柱可由超高硬度的陶瓷材料构成并与支撑所有 3 个流线形柱的圈制成为一体。这一点可以从图 4 中最佳地看出, 在图 4 中, 所有的 3 个柱 80、82、88 都与支撑圈 90 形成为一体, 而且在图 9 中进一步示出了这一点, 图 9 示出了与 3 个支撑柱 114、116、118 形成为一体的支撑圈 120, 这 3 个支撑柱 114、116、118 将渐缩轴 122 保持为居中用于旋转。以柱 114、118、转子的渐缩轴 122 的一部分、和柱支撑圈 120 的一部分为边界限定了通道。如以 121 表示的箭头所示, 该通道在其整个径向长度上未被阻塞。该通道沿其轴向长度可以如图 3 的构造中那样是渐缩的, 或者如图 8 中构造中那样是非渐缩的, 但是在任何情况下, 仅呈现毂、支撑柱的侧面和支撑圈的内边界。

[0043] 参照图 3, 可以任选地使用由如聚亚胺酯的血液相容材料构成的弹性垫圈 87, 以提供作用在支承柱表面和转子轴上的小轴向预加载荷。在图 3 中, 弹性垫圈在支撑圈 90 上施加轴向载荷, 假设组件中所有部件都使用了合适的配合, 那么该轴向载荷使渐缩的支承

轴的表面在泵的流入端和流出端和柱接触。图 5 是旋转的陶瓷支承轴 70 的渐缩表面的示意图。3 个带阴影线的椭圆代表 3 个流线形支撑柱 80、82 和 88 的投影区域 81、83、89。每个“投影区域”周围的流的箭头图示了在支承装置支撑柱结构上不存在可能会使血栓形成环的、连续的圆周表面或缝隙。渐缩的陶瓷支承轴在支撑柱的接触点附近具有连续的平滑且抛光的表面。图 6 是陶瓷支撑零件的放大视图,其进一步图示了在支承装置处不存在任何周向间隙或缝隙或任何圆周结构会促进血栓环的形成。通过对渐缩的旋转陶瓷支承轴的、在支撑柱的接触位置之间的表面进行最优血液清洗,防止了这种情况发生。

[0044] 图 7 示出了本发明的一个实施方式,该实施方式采用具有小台阶 94 的圆柱形抗磨旋转支承轴 92,小台阶 94 被形成为与支撑柱 96 的端部处的半径配合并被构造成支承轴向推力载荷。

[0045] 图 8A 和 8B 图示了本发明的又一实施方式,在该实施方式中,径向支承载荷被支撑在圆柱形表面 98 上,圆柱形表面 98 被设计成允许转子的轴向运动。图 8A 中示出了当泵停止时转子的位置。转子在其两端未被刚性约束以阻止其轴向运动。当泵停止时,通过电机磁体和电机定子叠片的偏移提供了箭头 100 的方向上的磁力(与图 3 所示的构造中的一样),该磁力将转子轴向推靠在机械陶瓷止动销 120 上,从而机械陶瓷止动销 120 转子与轴 104 的端部接触。泵在运转时产生由在箭头 106 的方向上的流体施加的压力,将转子在与箭头 106 所示的方向相同的方向上移动,从而在转子轴 104 的端部与止动销 102 的端部之间打开了间隙 108。该间隙通过流得到了非常好的清洗从而防止血栓形成。如果磁力处于合适的范围,泵在运行时会通过机械支承装置得到径向支撑,并且轴向推力载荷会完全以磁力的方式产生。

[0046] 图 11 图示了一个实施方式,在该实施方式中,支撑柱的末端的形状被确定成使支撑转子的流体动力作用力增加。支撑柱 134、136 和 138 的末端具有形成渐缩的通道 142 的轮廓,当血液通过粘性流体力被吸入柱与转子之间的间隙中时,血液进入该通道 142,其中,当转子在箭头 132 所示的方向上转动时,该粘性流体力在非常靠近转子表面的位置处作用在血液膜上。作为很多流体动力支承设计中表面的特征的这种结构改进了润滑并可以在本发明的某些实施方式中提供了全流体力学流体支撑。

[0047] 在对本发明的描述中所公开的信息旨在表述本人已经描述过的原理。因此可以看出,本发明的所阐述的目的以及在以上描述中显见的目的得到了有效的实现,并且在不偏离本发明的范围的情况下可以对以上物品和结构进行一定的改变。以上描述中所包含的以及附图中所示出的所有内容应当被解释为说明性而非限制性意义。还应当理解,以下权利要求书旨在包含本文所描述的本发明的全部一般和具体特征以及从语言上说落入一般特征与具体特征之间的本发明的范围的所有声明。

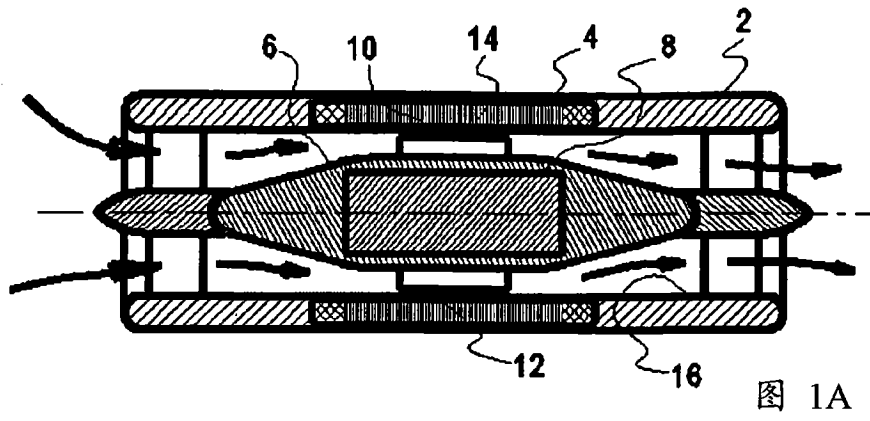


图 1A

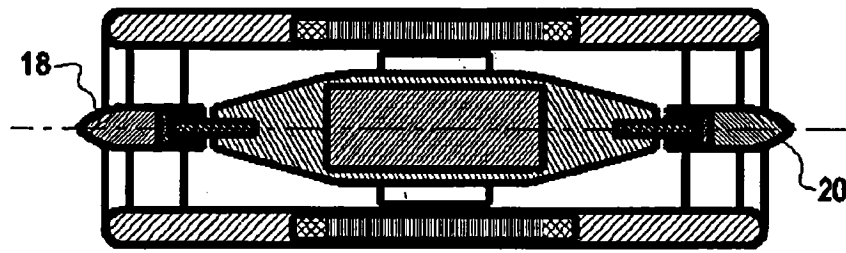


图 1B

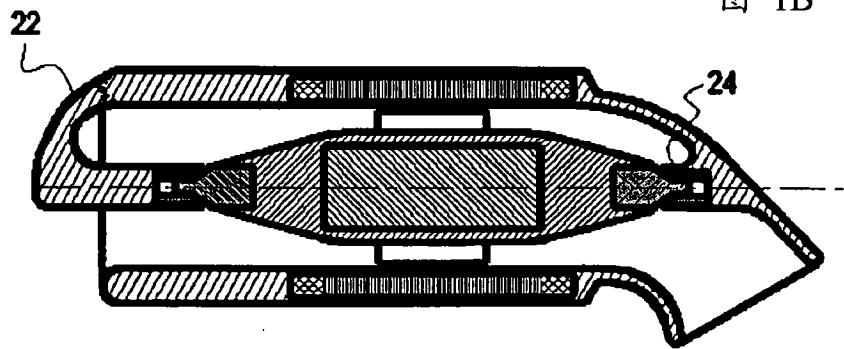


图 1C

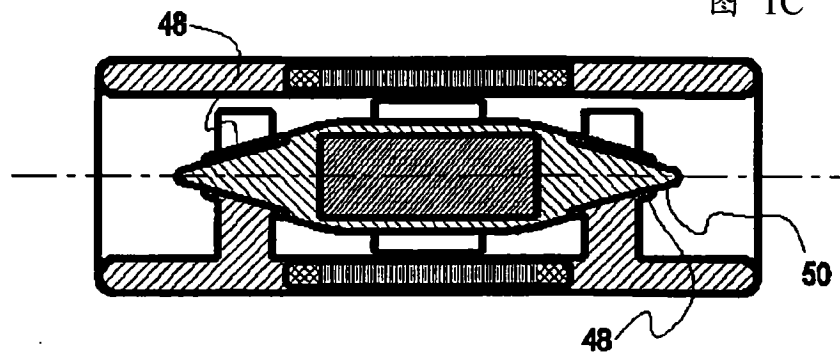


图 1D

图 1

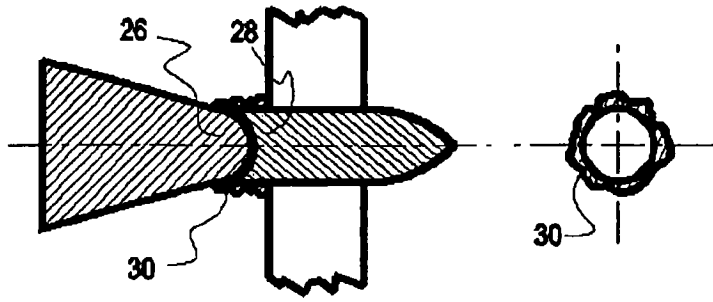


图 2A

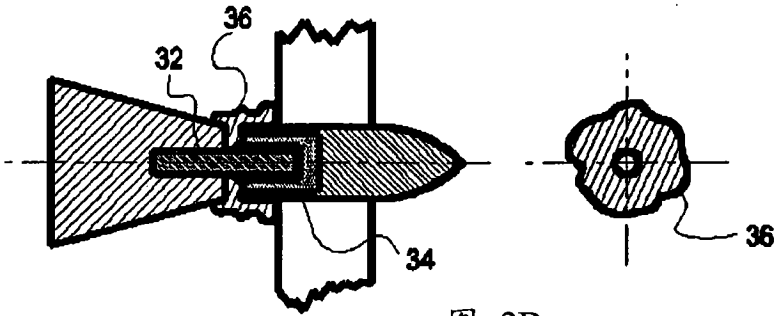


图 2B

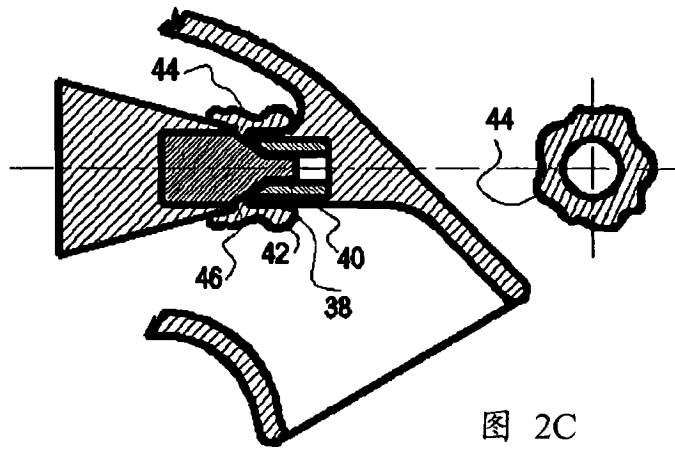


图 2C

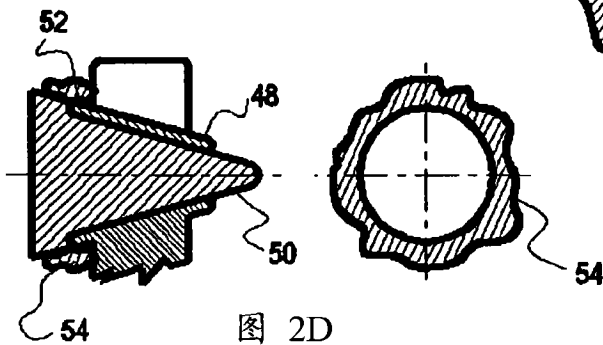


图 2D

图 2

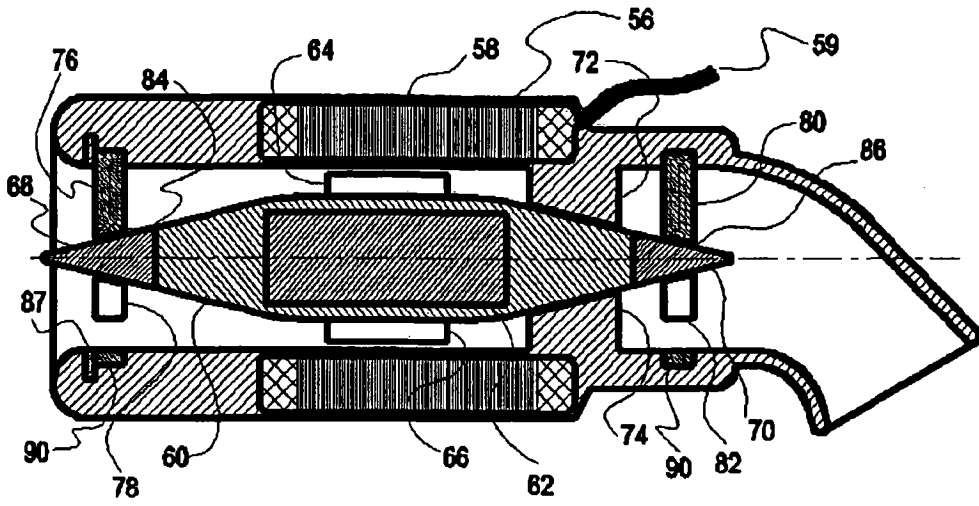


图 3

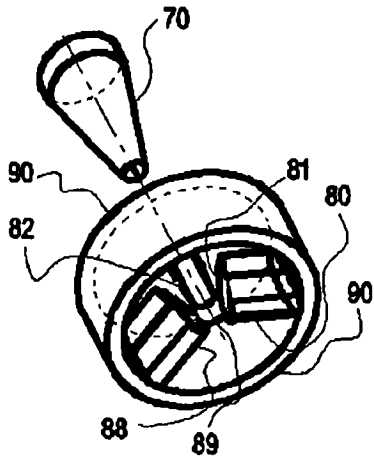


图 4

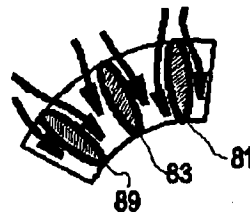


图 5

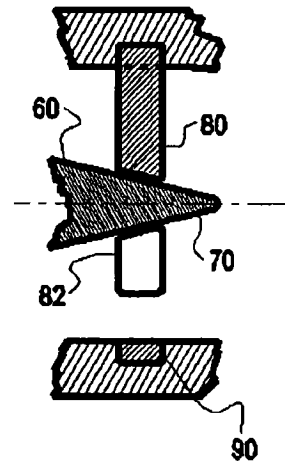


图 6

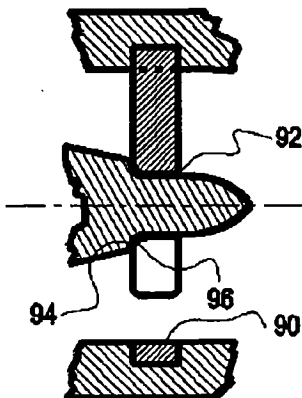


图 7

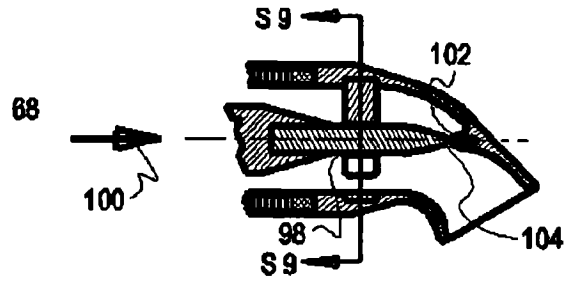


图 8A

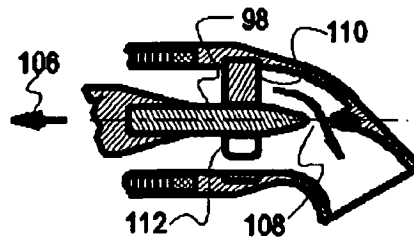


图 8B

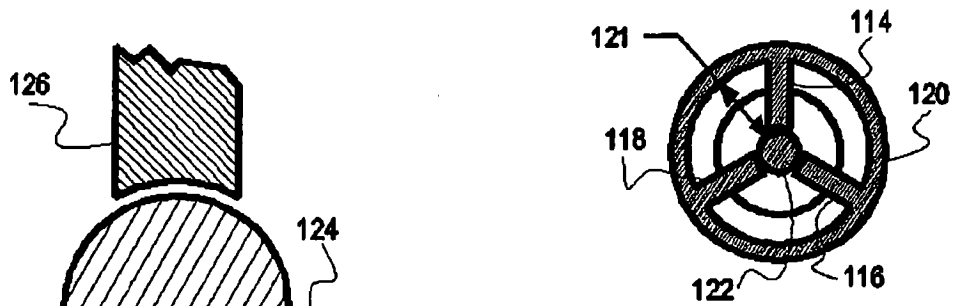


图 9

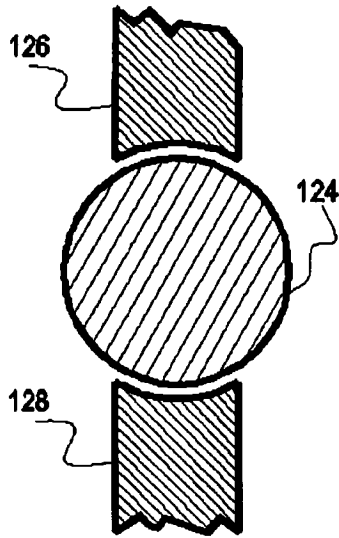


图 10

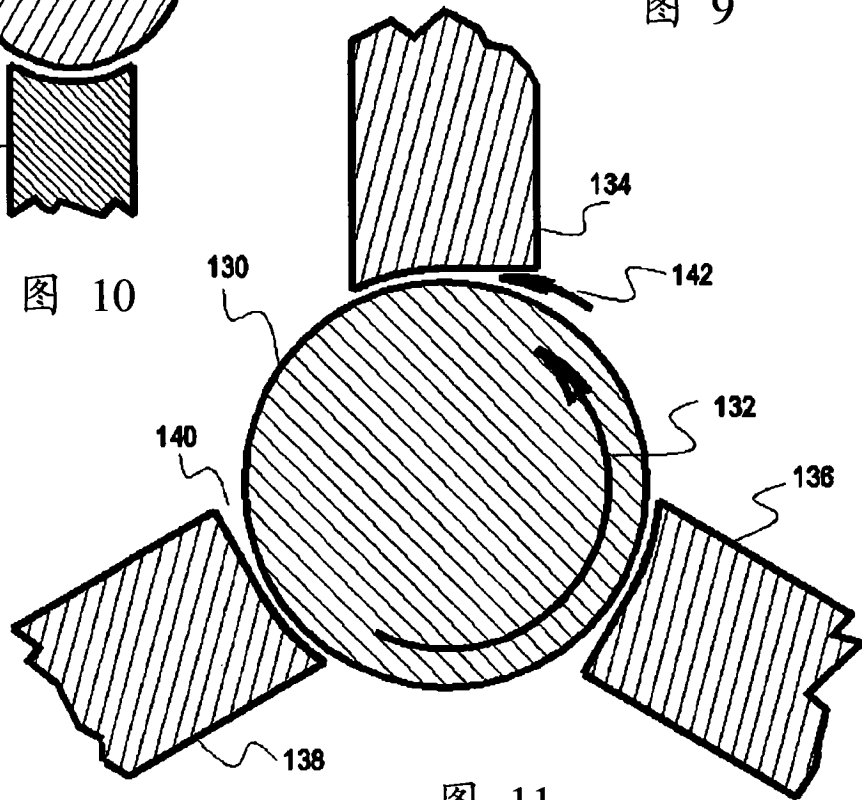


图 11