

摘要：设计了一套由静电泵及压力机械阀组成的人工心脏系统，探讨了以体外静电泵及单向最低压力机械阀替代心脏的二尖瓣和三尖瓣、主动脉瓣和肺动脉瓣，完成体外循环心脏手术的可行性，介绍了静电泵及压力阀的工作原理，提供了泵阀系统与体内动静脉的连接方案，完成了在极值血压状态下的泵阀相关参数的计算，该系统具有与心脏相应器官的血压变化的数值一致性的特点，将会有好的应用前景。

摘要：静电泵；单向最低压力机械阀；人工心脏系统；血压；体外循环；心脏手术

中图分类号：TH38；R318.11 文献标识码：A 文章编号：1006-883X(2018)03-0019-07

收稿日期：2018-01-28

心脏手术代用静电泵与阀的结构参数设计

孙冰¹ 田丰² 刘远鹏² 刘丽² 齐景爱²

1. 天津市计量技术研究院, 天津 300192; 2. 河北工业大学, 天津 300401

一、引言

在现代社会，心脏类疾病是人类健康的最主要威胁之一，显著影响人类的生命质量。因此，对人工心脏的研究受到了各国研究人员的广泛关注^[1-2]，尤其是用于心脏手术的临时代用泵的研究。例如，心脏冠状动脉搭桥手术时，为使手术钳在心脏壁精准操作起见，就要使心脏停跳，此时用临时泵代替心脏工作，分别给主、肺动脉供血，又从主、肺静脉回血，其血压大小、变化节奏与真实心脏一致。等手术完毕后，放弃临时泵，让搭好桥的真实心脏接好主、肺动、静脉，并恢复心跳工作。

事实上，心脏的泵血机制与液压泵相近似，可以用液压泵替代心脏完成心脏的泵血过程^[3]。泵血节率应与人心脏跳动的节率一致，按一般成年男性心率 70 次/min 核计，即为 1.2 次/s，且每次泵血量为 70ml~78ml。按其功能看，静电泵比较容易实现。静电泵弹性膜翻动的频率很容易由电路实现，而弹性膜每翻动一次的泵流量是固定的，取决于静电泵钛制（与血液相兼容）弹性膜的大小、厚度、膜

的上、下压力差^[4-6]。

所以，我们根据心脏的特点，设计了由静电泵、阀（包括供主动脉泵、其单向最低压力阀及供肺动脉泵、其单向最低压力阀）组成的人工心脏系统，用于在心脏手术中替代心脏的泵血功能。

二、心脏的结构与血压^[3,7,8]

1、心脏结构

心脏的结构与血压如图 1 所示。心脏包括瓣膜及

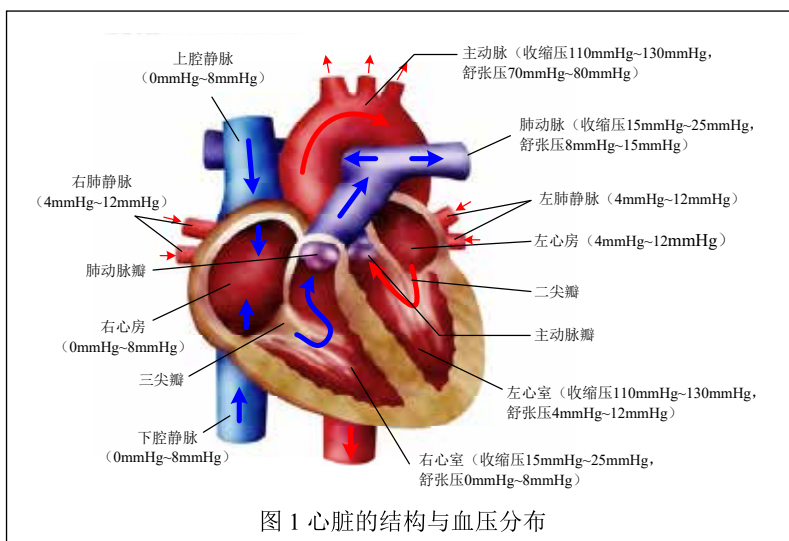


图 1 心脏的结构与血压分布

表 1 心脏血压参数

器官	主动脉		肺动脉		主静 脉压	肺静 脉压
	舒张压	收缩压	舒张压	收缩压		
压力 (mmHg)	80	120	12	20	4	8

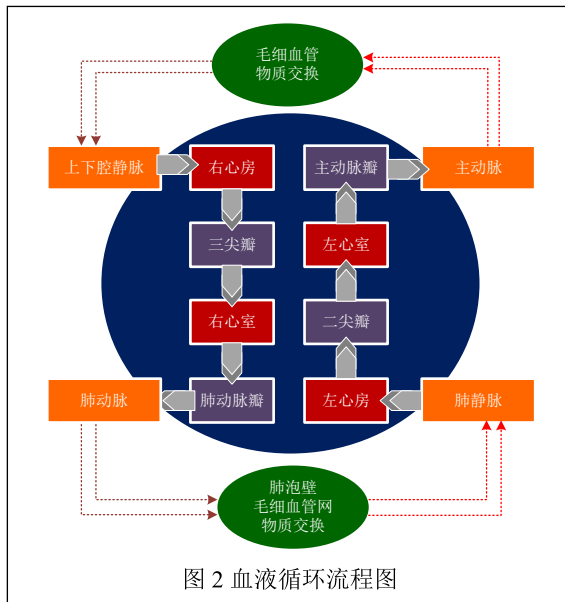


图 2 血液循环流程图

四个腔。四个腔包括：左心房、左心室、右心房、右心室，左右心房及心室间互不相通。瓣膜包括：三尖瓣、二尖瓣、肺动脉瓣、主动脉瓣，瓣膜的功能是防止心房和心室在收缩或舒张时出现血液反流。本文所研究的静电泵、阀用于心脏手术时替代二尖瓣、三尖瓣、主动脉瓣和肺动脉瓣。

2、血液流动情况

血压指血管内的血液对血管壁的侧压力，反映血液流动情况。本文研究的代用静电泵是人工的正常“心脏”，其设计所采用的血压指标，是指心脏正常情况下的血压，如图 1（范围值）和表 1（平均值）所示。

3、血液循环流程

血液循环流程如图 2 所示。左心室收缩，泵血经主动脉瓣入主动脉，靠左心室收缩产生的压力使血流经过各动脉

分支到达各组织器官的小分支和毛细血管经上下腔静脉回到右心房，右心房在舒张时通过三尖瓣供给右心室，右心室收缩时血冲开肺动脉瓣进入肺动脉，血在肺内毛细血管进行气体交换后，回到肺静脉，返回左心房，左心房在心室舒张时冲开二尖瓣进入左心室，完成一轮循环，并准备第二轮心室收缩。左右心室收缩舒张是同步的，所以左右心室同时收缩排血进入人体及肺循环，又同时舒张接受相应心房来的血充盈心室腔。每次左，右心室排出的血量一样多，这就是一次心跳的全过程。

三、泵阀替代的工作原理

1、静电泵工作原理^[4-6]

我们设计的静电泵如图 3 所示。事先给上腔充压缩空气 P_0 ，膜片向下鼓起，产生向下作用压力，造成下腔体积变化 ΔV ，出口活门被推开使体积为 ΔV 的流体流出，这是静电泵出水状态，在此状态下有：

$$P_0 = P_{out} + \Delta P \quad (1)$$

其中， P_0 —上腔压力；

P_{out} —出水状态下的下腔压力；

ΔP —膜上承担的压力差。

施加静电激励电压到泵膜片电极上后，膜片受静电力激励，产生一个向上的抽压力 P_1 并克服泵出水状态时膜上所承担的压力差，而由向下鼓起转变成向上而平坦。当下腔压力与入口阀管道压力一致时，将入口阀活门吸起使流体流入，填充下腔，下腔体积增加 ΔV 。这是静电泵吸水状态，在此状态下有：

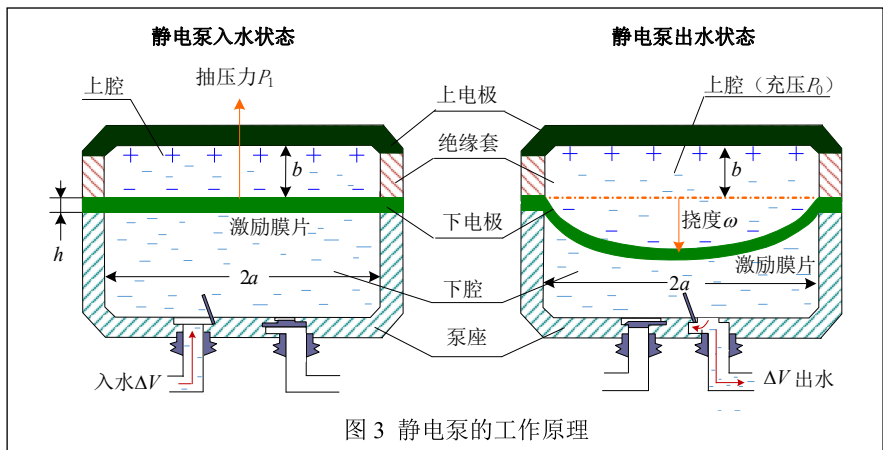


图 3 静电泵的工作原理

$$P_1 = P_0 - \Delta P - P_m \quad (2)$$

其中, P_1 —施加在膜片上的抽压力;

P_m —吸水状态时的下腔压力;

ΔP —吸水状态时膜上承担的压力差, 当膜片平坦时, $\Delta P=0$ 。

如果切断电源, 则回到泵出水状态, 电源的开启与切断重复进行, 完成静电泵从进口管进水, 又从出口管出水的作业。

膜片每次向下鼓起造成下腔体积变化 ΔV 与膜上承压 ΔP 、泵的直径 a 、膜厚 h 直接相关, 有:

$$\Delta V = \frac{3\Delta P(1-\nu^2)\pi a}{8Eh^3} \int_0^a (a^2 - r^2)^2 dr \quad (3)$$

其中, a —圆膜的半径;

h —膜厚;

r —离圆膜中心的距离;

E —弹性模量, 钛 $E=1.06 \times 10^7 \text{N/cm}^2$;

ν —泊松比, $\nu=0.3$ 。

膜片向上的抽压力 P_1 与泵的半径 a 、上腔高度 b 、激励电压 U 有关, 有:

$$P_1 = \frac{2k(\epsilon_0 \epsilon U)^2}{ab^4} \int_0^a \left(1 + \left(\frac{a-r}{b} \right)^2 \right)^{-3/2} \arctan\left(\frac{a-r}{b} \right) + \left(1 + \left(\frac{a+r}{b} \right)^2 \right)^{-3/2} \arctan\left(\frac{a+r}{b} \right) dr \quad (4)$$

其中, U —激励电压;

ϵ_0 —真空介电常数, $\epsilon_0=8.86 \times 10^{-14} \text{F/cm}$;

ϵ —空气相对介电常数, $\epsilon=1$;

k —库仑定律常数, $k=8.988 \times 10^{13} \text{N} \cdot \text{cm}^2/\text{C}^2$

可见, 极板上的抽压力 P_1 与极板所加激励电压的

平方 U^2 成正比, 与极板间隙高度 b 成反比, 则有:

$$\frac{U}{U'} = \sqrt{\frac{P_1}{P_1'}} \quad (5)$$

圆膜边缘的最大径向应力的理论公式为:

$$\sigma_{rr} = \frac{3}{4} a^2 \frac{\Delta P}{h^2} \quad (6)$$

2、单向最低压力机械阀的工作原理

单向最低压力机械阀(以下简称压力阀)的工作原理如图4所示。压力阀的可动膜的向上翘弯与平坦, 其动力来源是前接的静电泵静电抽力变化所引起的可动膜的向下翘弯与变平坦。

事先给上、下腔充压 P_0 (动脉最低压力值), 此时可动膜是平坦的, 其上不承担压力, 压力差 $\Delta P=0$ 。当前接静电泵处于出水状态时, 压力阀处于入水状态, 静电泵输出高压水进入压力阀, 静电泵 $P_{out} = P_m > P_0$, 可动膜克服上腔压力 P_0 向上翘弯, 膜上承受压力差 $\Delta P = P_m - P_0$ 。

静电泵停止出水进入入水状态后, 其出口关闭, 其操作与压力阀无关, 二者脱离随动关系。此时, 压力阀入口关闭, 而出口阀始终是打开的, 可动膜向上翘弯时存储的 ΔV 的高压水, 通过出水阀开始排出, 压力阀进入出水状态, 下腔压力重新慢慢降至 P_0 , 可动膜变平坦, 并维持到压力阀再次进入入水状态。

3、替代和连接

把心脏二尖瓣和三尖瓣分别理解成2个静电泵的可动膜, 主动脉瓣和肺动脉瓣理解成两个单向最低压力机械阀的可动膜, 即可以建立如图5所示的连接。

其中包括: 主动脉泵、肺动脉泵、主动脉单向最低压力机械阀(以下简称: 主动脉阀)和肺动脉单向最低压力机械阀(以下简称: 肺动脉阀)。

从肺静脉(8mmHg)开始, 进入主动脉泵(入口8mmHg, 出口120mmHg收缩压), 再接主动脉阀(入口120mmHg收缩压, 出口包括120mmHg收缩压和80mmHg

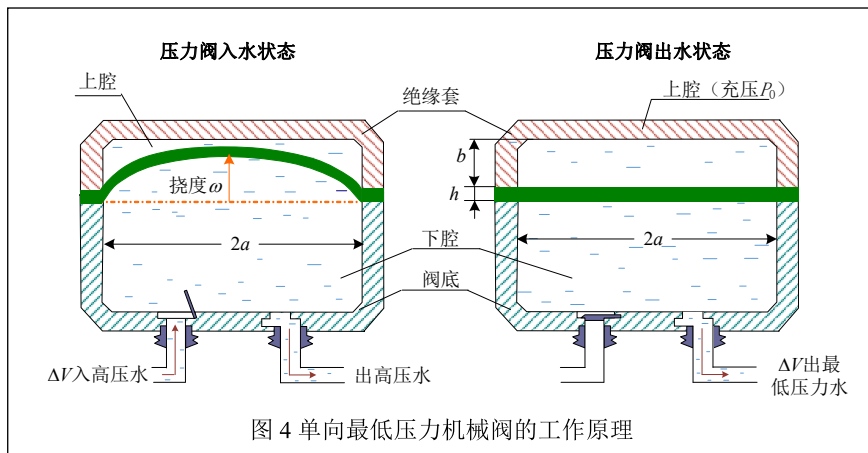


图4 单向最低压力机械阀的工作原理

舒张压)，再接主动脉（收缩压 120 mmHg、舒张压 80mmHg），经全身毛细血管衰减，到上下腔静脉（4mmHg），进入肺动脉泵（入口 <4 mmHg，出口 20mmHg 收缩压），再接肺动脉阀（入口 20mmHg，出口包括 20mmHg 收缩压及 12mmHg 舒张压），流经肺动脉（收缩压 20mmHg、舒张压 12mmHg），经肺毛细血管衰减，同时降到 8mmHg 后，进入肺静脉（8mmHg），出来后再连接到主动脉泵，进入下一循环。

四、心脏代用静电泵、阀的设计

1、总体设计

因为心脏每搏一次泵血量为 $70\text{cm}^3 \sim 78\text{cm}^3$ ^[9]，假设取 78cm^3 ，为减少每一个泵阀的泵血量 ΔV ，可将 10 个静电泵（或压力阀）垂直迭加并联使用，如图 6 所示，则每个泵（阀）每次泵血量 $\Delta V=7.8\text{cm}^3$ ，这样有利于选择更小的上腔高度 b 值，以增加静电抽压力 P_1 ^[5]。各泵（阀）之间应相互绝缘隔离。将 10 个泵（阀）的输入单向阀和输出单向阀管道（位于泵的侧面，有利于减小垂直迭加后整体厚度）汇总集成总管道，其出、入口阀管道压力全相同。静电泵上腔顶和可动膜之间施加电压 U ，上腔顶并联接正，可动膜并联接负，相互之间绝缘隔离。压力阀不施加电压 U ，无静电力作用。

2、主动脉泵

(1) 连接和出入口压力变化

主动脉泵用于替代二尖瓣功能。如图 5 所示，肺静脉直接接到主动脉泵入口，此时主动脉泵的下腔压力为 4mmHg。主动脉泵进入抽血状态（相当于心肌放松）后，血液从肺静脉（8mmHg）流入下腔，即主动脉泵入口压力为 8mmHg。经过一定时间，主动脉泵进入射血状态（相当于心肌收缩），给下腔施压，下腔压力从 8mmHg 经 80mmHg 而达到 120mmHg，主动脉泵出口压力输出 120mmHg。

(2) 主动脉泵的相关设计数据

因为每个静电泵每次泵血量 $\Delta V=7.8\text{cm}^3$ ，可

选择泵半径 $a=10\text{cm}$ ，膜厚 $h=0.068\text{cm}$ ^[4-6]。需要说明的是， a 值越小越好，但要与 $\Delta V=7.8\text{cm}^3$ 相适应，如果 $a<10\text{cm}$ ， $h>0.068\text{cm}$ 则无法达到 $\Delta V=7.8\text{cm}^3$ ，关于 a 、 h 的取值是一个较为复杂的需要全面考虑的过程，相关讨论可参见文献 [4-6]，这里不再赘述。

根据公式 (1) ~ (6) 则有：

有效高度： $\Delta V/\pi a^2=0.025\text{cm}$

膜上承压力： $\Delta P=0.046\text{N/cm}^2$

圆膜边缘的最大径向应力： $\sigma_{rr}=746\text{N/cm}^2$

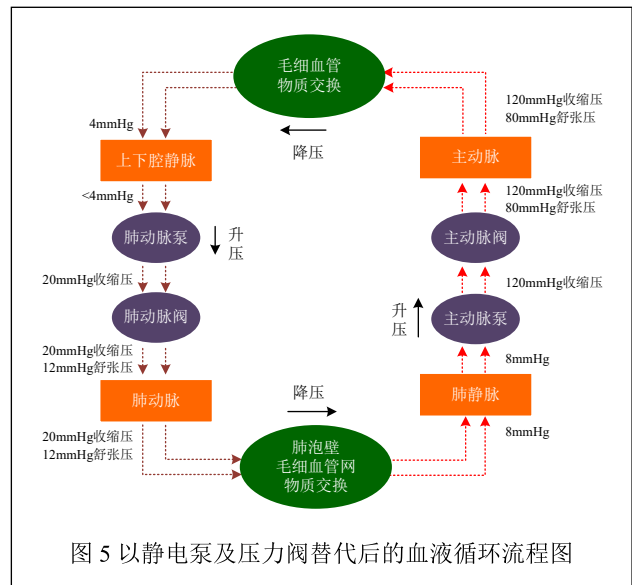


图 5 以静电泵及压力阀替代后的血液循环流程图

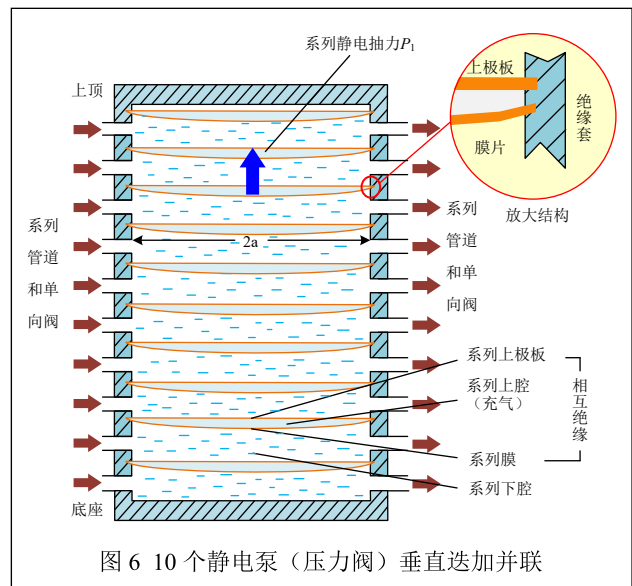


图 6 10 个静电泵（压力阀）垂直迭加并联

主动脉泵入口阀管道压力: $P_{in}=8\text{mmHg}=0.11\text{N/cm}^2$

主动脉泵出口阀管道压力: $P_{out}=120\text{mmHg}=1.6\text{N/cm}^2$

上腔充压缩空气压力: $P_0=P_{out}+\Delta P=1.6+0.046=1.646(\text{N/cm}^2)$

膜上的静电抽力: $P_1=P_0-\Delta P-P_{in}=1.646-0-0.11=1.536(\text{N/cm}^2)$ 。

根据文献 [5] 所述膜上的理论静电抽力 P_1 与极板间所加电压 U 及泵半径 a 、上腔高度 b 的关系, 此时应考虑静电抽力 P_1 的修正问题, 即所选择的上腔高度 b 应大于有效高度 $\Delta V/\pi a^2=0.025\text{cm}$ 。

表 2 $U=100\text{V}$, $a=10\text{cm}$ 时 P_1 与 b 的关系^[5]

$b(\text{cm})$	0.1	0.07	0.05	0.03	0.01	0.005
$P_1(\text{N/cm}^2)$	0.088	0.54	2.8	38	9000	2.84×10^5

表 2 为 $a=10\text{cm}$ 时在极板间施压 $U=100\text{V}$, P_1 与 b 的若干对应关系。

上腔高度 b 的取值并无确定值, 要综合考虑。 b 值应大于有效高度 $\Delta V/\pi a^2=0.025\text{cm}$, 同时, b 值不能做的太小, 否则工艺不易做到, 会导致成本增加, 综上可以考虑 0.07cm 和 0.1cm 。

$b=0.07\text{cm}$ 时, 有 $P_1=0.54\text{N/cm}^2$, 则根据式 (5), 在 $P_1=1.536\text{N/cm}^2$ 时, 应有 $U=170\text{V}$;

$b=0.1\text{cm}$ 时, 有 $P_1=0.088\text{N/cm}^2$, 则根据式 (5), 在 $P_1=1.536\text{N/cm}^2$ 时, 应有 $U=420\text{V}$ 。

因为心脏手术要安全用电, 所以建议 U 的取值不大于 400V 为好^[10-12]。 $b=0.1\text{cm}$ 时 $U=420\text{V}$, 电压过大。 $b=0.07\text{cm}$ 时, $U=170\text{V}$ 比较合适。因此, 可以取 $b=0.07\text{cm}$ 。

3、主动脉阀

(1) 出入口压力变化

主动脉阀 (即供主动脉的单向最低压力机械阀) 用于替代主动脉瓣, 其本身为随动机构, 动力来源于主动脉泵。如图 5 所示, 来自主动脉泵射血状态时出口 120mmHg 收缩压, 接到主动脉阀入口 120mmHg 收缩压, 由于最低压力为 80mmHg 舒张压, 故其出口最初为 120mmHg 收缩压, 随后逐渐慢慢下降到 80mmHg 舒张压, 然后接主动脉入口 (120mmHg 收缩压和 80mmHg 舒张压)。即: 主动脉阀入口管道压

力: $P_{in}=1.6\text{N/cm}^2$ (收缩压), 主动脉阀出口管道压力: $P_{out}=1.6\text{N/cm}^2$ (初始收缩压) 和 $P_{out}=1.06\text{N/cm}^2$ (结束舒张压)。同一出口的收缩压和舒张压有时间差。

(2) 相关设计数据

每个主动脉阀的泵血量为 $\Delta V=7.8\text{cm}^3$, 即可动膜翻转一次的体积仍然为 $\Delta V=7.8\text{cm}^3$ 。

因为要维持主动脉阀出口管道最低压力 $P_{out}=1.06\text{N/cm}^2$ (舒张压) 供动脉的舒张压用, 要保持膜是平坦的, 所以可动膜承压差 $\Delta P=0\text{N/cm}^2$, 则上腔充压 $P_0=1.06\text{N/cm}^2$ 。

当主动脉泵可动膜向下翘弯向外泵出 ΔV 时, 其出口管道压力 $P_{out}=1.6\text{N/cm}^2$, 即主动脉阀入口管道压力 $P_{in}=1.6\text{N/cm}^2$ (收缩压), 此时需要主动脉阀的可动膜向上翘起以容纳 ΔV , 则可动膜承压差 $\Delta P=P_0-P_{out}=-0.54\text{N/cm}^2$ (负值表示方向向上)。如果保持可动膜的材料不变, 取半径 $a=10\text{cm}$, 则根据式 (3), 当 $\Delta V=7.8\text{cm}^3$ 时, 取 $h=0.155\text{cm}$ 。

4、肺动脉泵

(1) 出入口压力变化

如图 5 所示, 肺动脉泵用于替代三尖瓣, 将血压从 4mmHg 输入提升到 20mmHg 输出。肺动脉泵入口接上下腔静脉, 出口接肺动脉阀的入口。当肺动脉泵处于抽血状态 (相当于心肌放松) 时, 血液从上下腔静脉 (4mmHg) 流入肺动脉泵下腔。经过一定时间后, 肺动脉泵进入射血状态 (相当于心肌收缩), 给下腔施压到 20mmHg 。

(2) 相关数据

肺动脉泵的设计与主动脉泵类似。每个泵每次泵血量 $\Delta V=7.8\text{cm}^3$, 同样可选择 $a=10\text{cm}$, $h=0.068\text{cm}$, 有 $\Delta P=0.046\text{N/cm}^2$, $\sigma_r=746\text{N/cm}^2$

肺动脉泵的输入管道压力 P_{in} 为 4mmHg , 输出管道压力 P_{out} 为 20mmHg , 即: $P_{in}=0.053\text{N/cm}^2$, $P_{out}=0.27\text{N/cm}^2$ 。

膜片向下弯曲时上腔压力: $P_0=P_{out}+\Delta P=0.27+0.046=0.316(\text{N/cm}^2)$

膜片平坦时膜上静电抽力: $P_1=P_0-\Delta P-P_{in}=0.316-0-0.053=0.27(\text{N/cm}^2)$

选择 $b=0.07\text{cm}$, 由表 2 及式 (5), 有 $U=70\text{V}$ 。

5、肺动脉阀

(1) 出入口管道压力变化

如图 5 所示，肺动脉阀（即供肺动脉单向最低压力机械阀）用于替代肺动脉瓣，将肺动脉泵输出至肺动脉阀，先后输出初始的 20mmHg 收缩压和结束的 12mmHg 舒张压，然后供给肺动脉。肺动脉泵出口关闭时，两者的可动膜无随动关系，不过节奏（一个心动周期）要一致。

与主动脉阀相类似，如图 5 所示，肺动脉阀入口接肺动脉泵出口（收缩压 20mmHg），出口接肺动脉（开始相当于心肌收缩前初始的收缩压 20mmHg，随后相当为心肌放松时结束的舒张压 12mmHg）。即：肺动脉阀入口管道压力： $P_{in}=0.27\text{N/cm}^2$ （收缩压），出口管道压力： $P_{out}=0.27\text{N/cm}^2$ （初始收缩压）

和 $P_{out}=0.16\text{N/cm}^2$ （结束舒张压）。血液从肺动脉阀出来，经肺毛细血管衰减，从收缩压 20mmHg 和舒张压 12mmHg 同时降到 8mmHg 后，从肺静脉（8mmHg）出来，再接主动脉泵入口，如此进入下一循环。

(2) 相关设计数据

每个肺动脉阀的泵血量为 $\Delta V=7.8\text{cm}^3$ ，即可动膜翻转一次的体积仍然为 $\Delta V=7.8\text{cm}^3$ 。

因为要维持肺动脉阀出口管道最低压力 $P_{out}=0.16\text{N/cm}^2$ （舒张压）供肺动脉的舒张压用，要保持膜是平坦的，所以可动膜承压差 $\Delta P=0\text{N/cm}^2$ ，则上腔充压 $P_0=0.16\text{N/cm}^2$ 。

当肺动脉泵可动膜向下翘弯向外泵出 ΔV 时，其出口管道压力 $P_{out}=0.27\text{N/cm}^2$ ，即肺动脉阀入口管道压力 $P_{in}=0.27\text{N/cm}^2$ （收缩压），此时需要主动脉阀的可动膜向上鼓起以容纳 $\Delta V=7.8\text{cm}^3$ ，则可动膜承压差 $\Delta P=P_0-P_{out}=-0.11\text{N/cm}^2$ （负值表示向上）。如果保持可动膜的材料不变，取半径 $a=10\text{cm}$ ，则根据式（3），当 $\Delta V=7.8\text{cm}^3$ ， $\Delta P=-0.11\text{N/cm}^2$ 时，取 $h=0.093\text{cm}$ 。

综上，各泵、阀的参量如表 3 所示。这些数据是在可动膜鼓起达到最大或完全平坦时的计算值。因为心脏收缩和舒张是周期性变化的，故这些参数也是随

表 3 静电泵、单向最低压力阀的各参量计算值

参量	主动脉泵	主动脉阀	肺动脉泵	肺动脉阀
$P_{in}(\text{mmHg})$	8 (肺静脉压)	120(收缩压)	4(主静脉压)	20(收缩压)
$P_{out}(\text{mmHg})$	120(收缩压)	始 120(收缩压) 终 80(舒张压)	20(收缩压)	始 20(收缩压) 终 12(舒张压)
$a(\text{cm})$	10	10	10	10
$h(\text{cm})$	0.068	0.155	0.068	0.093
$\Delta V(\text{cm}^3)$	7.8	7.8	7.8	7.8
$ \Delta P (\text{N/cm}^2)$	0.046	0.54	0.046	0.11
$\sigma_m(\text{N/cm}^2)$	746		746	
$\Delta V/\pi a^2(\text{cm})$	0.025	无意义	0.025	无意义
$P_0(\text{N/cm}^2)$	1.646	1.06	0.316	0.16
$P_1(\text{N/cm}^2)$	1.536	无	0.27	无
$b(\text{cm})$	0.07	随意	0.07	随意
$U(\text{V})$	170	无需激励电压	70	无需激励电压

心动周期变化的。另外，数据是基于健康人的收缩压和舒张压，但心脏手术时的病人，血管经常会出现硬化现象，血管阻力很大，所需的推动压力也要高。故泵、阀的出口压力 P_{out} 需大于 120mmHg。因为 ΔP 已确定，故必须增加上腔压力 P_0 ，同时增加静电抽力 P_1 。本设计可以调节上腔压力 P_0 ，所以本设计也适合不同病情的病人。

由于两微静电泵的静电激励周期变化，才引起主、肺动脉压力的变化，所以泵、阀与心脏二、三尖瓣及主、肺动脉瓣开关时间点要一致，这样才可以保证泵阀系统能够保持与心脏同样的压力输出曲线，实现代替功能，这里的关键技术在于静电激励的设计，有关此部分内容将另文介绍。

五、总结

一般成年人每次泵血量为 70ml~78ml，静电泵比较容易实现。设计的小型静电泵、阀，其弹性膜每翻动一次的泵液量是固定的，取决于钛制弹性膜的大小、厚度、膜上压力差。通过 10 个泵、阀并联使用组成人工心脏系统，满足心脏的功能，可用于心脏手术时替代心脏的泵血功能。

参考文献

- [1] 武文芳, 吴兵. 人工心脏的历史及研究进展 [J]. 中国医学装备, 2008, 5(3): 55-58.
- [2] K. M. Zareba. The artificial heart-past present, and future [J]. Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research. 2002, 8(3): RA72-7.
- [3] 闫翮宇, 施光林. 心脏的一种建模新方法及仿真 [J]. 计算机仿真, 2011, 28(11): 262-266.
- [4] 孙冰, 田丰, 刘远鹏, 齐景爱, 高金雍. 微型静电泵的设计 (1)[J]. 传感器世界, 2016, 22(7): 25-30.
- [5] 孙冰, 田丰, 刘远鹏, 齐景爱, 高金雍. 微型静电泵的设计 (2)[J]. 传感器世界, 2016, 22(8): 11-15.
- [6] 孙冰, 田丰, 刘远鹏, 齐景爱, 高金雍. 微型静电泵的设计 (3)[J]. 传感器世界, 2016, 22(9): 25-30.
- [7] 王海杰, 谭玉珍. 实用心脏解剖学 [M]. 上海: 复旦大学出版社, 2007.
- [8] Jayne A D Fawcett. 轻松血流动力学监护 [M]. 北京: 北京大学医学出版社, 2008.
- [9] 卫生部. 胸心外科-冠状动脉搭桥术(视听教材) [Z]. 北京: 人民卫生出版社.
- [10] Kwang W Oh, Chong H Ahn. A Review of Micro Valves [J]. Journal of Micromechanics and Microengineering, 2006, 16(5): 13-39.
- [11] Xue'en Yang, Alexander Hölke, Stuart A. Jacobson, et al. An Electrostatic, On/Off Microvalve Designed For Gas Fuel Delivery For The MIT Microengine[J]. Journal of Microelectromechanical Systems, 2004, 13(4): 660-668.
- [12] Carmen Aracil, Jose M. Quero, Antonio Luque, et al. Pneumatic Impulsion Device for Microfluidic Systems[J]. Sensors and Actuators A: Physical, 2010, 163(1): 247-254.

Design of An Electrostatic Pump and Valve System for Heart Surgery

SUN Bing¹, TIAN Feng², LIU Yuan-peng², LIU Li², QI Jing-ai²

(1. Tianjin Metrology Supervision and Testing Science Research Institute, Tianjin 300192, China; 2. Hebei University of Technology, Information College, Tianjin 300401, China)

Abstract: An artificial heart system combined with electrostatic pumps and pressure mechanical valves is designed in this paper. The feasibility of open-heart surgery is studied by using external electrostatic pumps

and unidirectional minimum pressure mechanical valves to replace mitral valve, tricuspid valve, aortic valve and pulmonary valve. The working principles of electrostatic pump and mechanical valve is introduced. The connection scheme of pumps, valves with organs of human body is provided. The calculation of related parameters of pumps and valves in the condition of blood pressure extremes is completed. The system is characterized by numerical consistency with changes of blood pressures in the corresponding organs of the heart and has a good application prospect.

Key words: electrostatic pump; unidirectional minimum pressure mechanical valve; artificial heart system; blood pressure; extracorporeal circulation; heart surgery

作者简介

孙冰: 天津市计量技术研究院, 副高, 研究方向为电学计量和气敏传感器等。

通信地址: 天津市王顶堤科学园区计量技术研究院

邮编: 300192

邮箱: sychebut@126.com

田丰: 河北工业大学, 在读博士, 研究方向为传感器信号处理。

刘远鹏, 河北工业大学, 工程训练中心, 工程师, 研究方向为电磁悬浮技术。

刘丽: 河北工业大学, 实验师, 研究方向为传感器制备。

齐景爱: 河北工业大学, 副高, 研究方向为传感器制备。