

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61M 1/10

G05D 13/00 A61B 5/00

G06F 17/00



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03121948.9

[43] 公开日 2003 年 10 月 8 日

[11] 公开号 CN 1446592A

[22] 申请日 2003.4.18 [21] 申请号 03121948.9

[71] 申请人 清华大学

地址 100084 北京市北京 100084 - 82 信箱

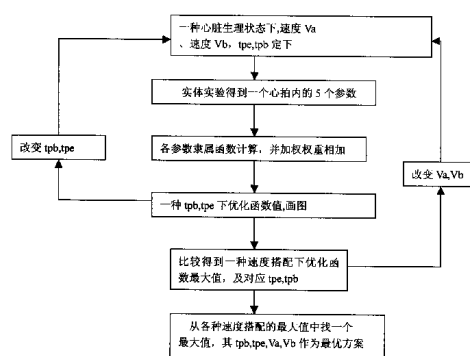
[72] 发明人 白 净 张永红 李 熊 夏东栋

权利要求书 3 页 说明书 9 页 附图 3 页

[54] 发明名称 微型轴流式血泵的优化非恒速控制方法

[57] 摘要

微型轴流式血泵的优化非恒速控制方法属于人工器官控制技术领域，其特征为：它是建立在由目标函数、控制参数、限制条件组成的调节血泵转速的优化模型之上的方法。此非恒速控制方法的控制参数为：可选择 7 种速度的血泵高低转速以及高低速持续运转时间；优化模型的目标函数：代表心脏生理健康状况，由五个独立心脏辅助生理参量的隶属函数加权相加构成；优化控制方法是通过实体实验，利用医疗仪器测出计算得到心输出量、心肌供氧量与耗氧量比值、主动脉最高收缩和最低舒张压，利用控制参数计算得到血泵平均转速这样共五个独立参量计算隶属函数经加权后组成目标函数，选取各种速度匹配方案的优化方案比较得到的。它适应性强，使用安全，血泵能耗也低。



ISSN 1008-4274

1.微型轴流式血泵的优化非恒速控制方法，其特征在于：它是建立在由目标函数，控制参数和限制条件组成的调节血泵转速的优化模型之上的微型轴流式血泵的优化非恒速控制方法；

它依次含有以下几个步骤：

(1)设定微型轴流血泵 Hemopump 的工作方式，以一个心拍为单位计，其控制参数如下：

Hemopump 共有 7 种速度可选，第一级为 17000 转/分，邻级间隔 1500 转/分， V_B 为高速， V_A 为低速； t_{AB} 为从 V_A 到 V_B 的转换时刻； t_{BA} 为从 V_B 到 V_A 的转换时刻； T_{pb} 为 Hemopump 以 V_A 持续运转的时间， T_{pe} 为 Hemopump 以 V_B 持续运转的时间；设转换过程时间可不计，每一控制方案对应四个控制参数：

V_A ， V_B ， T_{pb} ， T_{pe} ；

(2)根据设定的 Hemopump 控制方案，通过实体实验，利用医疗仪器测出或控制参数计算一个心拍内五个表征心脏辅助状况的独立生理参量，为：利用医疗仪器测出每搏心输出量（一个心拍内的心脏搏血量）、心肌供氧量与耗氧量的比值、主动脉最大收缩压和最小舒张压，利用控制参数计算 Hemopump 在一个心拍内的平均转速；

各独立参量的测量和计算方法如下：

每搏心输出量(SV)：三维 B 超可以测出一个心拍内心室容积变化，每搏心输出量为心室舒张末期容积与收缩末期容积之差；

心肌供氧量与耗氧量(V_{op} 为两者之比)：可用新型心血管功能测试仪测出；

主动脉最大收缩压(Paps)和最小舒张压(Pamd)：有创血压计跟踪测出；

Hemopump 在一个心拍内的平均转速($\overline{Speed}$)：

$$\overline{speed} = \frac{V_A * T_{pb} + V_B * T_{pe}}{T}; T_{pb} = T - t_{BA} + t_{AB}; T_{pe} = t_{BA} - t_{AB}.$$

T 为一个心拍的持续时间，近似为： $T_{pb} + T_{pe}$ ；

(3)把上述 SV, V_{op} , Paps, Pamd 四个生理参数和 $\overline{Speed}$ 投射到【0, 1】的区域，用它们的隶属函数去反映参数在不同范围内取值时的生理状况；

(4)计算各参数的隶属函数并按权重相加得到一组 T_{pb} 、 T_{pe} 下的目标函数值 Tf：

$$Tf = w_1 * u(SV) + w_2 * u(V_{op}) + w_3 * u(Paps) + w_4 * u(Pamd) + w_5 * u(\overline{Speed});$$

其中 $u(SV)$ 、 $u(V_{op})$ 、 $u(Paps)$ 、 $u(Pamd)$ 和 $u(\overline{Speed})$ 分别代表每搏心输出量 SV、心肌供氧

量与耗氧量的比值 V_{op} 、主动脉最高收缩压 $Paps$ 、主动脉最低舒张压 $Pamd$ 和血泵平均转速 $\overline{Speed}$ 的隶属函数； w_1-w_5 为相应各参数的权重；

(5) 改变 Tpb 和 Tpe ，重复以上步骤，得到一组 V_A, V_B 下目标函数最大值及其相应的 Tpb 、 Tpe ；

(6) 改变 V_A, V_B, Tpb, Tpe ，重复以上步骤，得到各种速度组合下目标函数的最大值及相应的 Tpb 、 Tpe ；

(7) 从各种速度搭配的最大值中找一个最大值，其 V_A, V_B, Tpb, Tpe 即为最优方案。

2. 根据权利要求 1 所述的微型轴流式血泵的优化非恒速控制方法，其特征在于，所述各参数 SV 、 V_{op} 、 $Paps$ 、 $Pamd$ 和 $\overline{Speed}$ 的隶属函数如下：

$$u(SV) = \begin{cases} 0 & SV \leq 4.427 \text{ ml/b} \\ 0.003143(SV - 4.427)^{2.521} & 4.427 \text{ ml/b} < SV < 14.2618 \text{ ml/b} ; \\ 1 & SV \geq 14.2618 \text{ ml/b} \end{cases}$$

$$u(V_{op}) = \begin{cases} 0 & V_{op} \leq 0.34 \\ 0.5502 \tan(0.5\pi(V_{op} - 0.34)) & 0.34 < V_{op} < 1.02 \\ 1 & V_{op} \geq 1.02 \end{cases} ;$$

$$u(Paps) = \begin{cases} 0 & (Paps < 10 \text{ mmHg}) \\ \frac{(Paps - 10)^2}{8000} & (10 \text{ mmHg} \leq Paps < 90 \text{ mmHg}) \\ 1 - \frac{(Paps - 110)^2}{2000} & (90 \text{ mmHg} \leq Paps < 110 \text{ mmHg}) \\ 1 & (110 \text{ mmHg} \leq Paps \leq 130 \text{ mmHg}) ; \\ 1 - \frac{(Paps - 130)^2}{500} & (130 \text{ mmHg} < Paps \leq 140 \text{ mmHg}) \\ \frac{(Paps - 280)^2}{24500} & (140 \text{ mmHg} < Paps \leq 280 \text{ mmHg}) \\ 0 & (Paps > 280 \text{ mmHg}) \end{cases}$$

$$u(Pamd) = \begin{cases} \frac{Pamd^2}{4500} & (Pamd < 60) \\ 1 - \frac{(Pamd - 70)^2}{500} & (60 \leq Pamd < 70) \\ 1 & (70 \leq Pamd \leq 80) \\ 1 - \frac{(Pamd - 80)^2}{500} & (80 < Pamd \leq 90) ; \\ \frac{(Pamd - 180)^2}{10125} & (90 < Pamd \leq 180) \\ 0 & (Pamd > 180) \end{cases}$$

$$u(\overline{Speed}) = \begin{cases} 1 - \overline{Speed} / 52,000 & 0 \leq \overline{Speed} < 52,000rpm \\ 0 & \overline{Speed} \geq 52,000rpm \end{cases} \quad \circ$$

3. 根据权利要求1所述的微型轴流式血泵的优化非恒速控制方法，其特征在于：所述目标函数的权重因子是通过构造各参数的成对比较矩阵及它的最大特征值得到的。

微型轴流式血泵的优化非恒速控制方法

技术领域

微型轴流式血泵的优化非恒速控制方法属于人工器官控制技术领域。

背景技术

心脏辅助装置是应用机械或生物手段部分或完全替代心脏的泵机能，维持全身良好的血液循环状况的治疗方法。早期的辅助装置多为仿生式的隔膜式血泵。进入 90 年代后，国外很多研究中心纷纷转向微型叶轮式（特别是轴流式）血泵的研究，形成目前该领域的主流。1988 年 Wampler 等首先介绍了 Hemopump——一种微型轴流式血泵用于进行临时性循环支持。此后，Hemopump 在临床中逐步小规模地使用。我国早在 80 年代就开始了人工心脏辅助装置的研究工作。90 年代末期，我国研究人员提出了植入式动力性主动脉瓣的设想。与 Hemopump 类似，动力性主动脉瓣的核心组成部分为一微型轴流泵。与传统的心脏辅助装置相比，轴流式血泵具有体积小、结构简单、高效率、性能稳定等优点。

目前，微型轴流式血泵在临床应用时主要是工作在恒定转速。据临床实验和动物实验观察，这种工作方式目前尚存在以下几个问题：

1) 在临床应用中，轴流式血泵的转速越高，产生的心输出量越大。但是，泵的转速过高时会导致左心室“塌陷现象”，从而引起血泵的引流导管前端与心室壁接触，妨碍泵的入流状况，甚至可能伴随心律不齐的产生，对左心室产生很大的破坏作用。同时，高速旋转的叶片会产生较大的剪切力，从而对红细胞产生较大的破坏作用。这就提出了这样一个问题：对于某一病人特定的生理状况来说，如何确定轴流式血泵的最佳转速？

2) 尽管 Yokihiko 在动物实验中曾经证明长期非脉动的双心辅助不会产生有害的生理效果，但是近期的研究结果显示：长期的非脉动左心血流可能会对主动脉形态和功能产生一系列的影响，包括血管壁的厚度、血管壁平滑肌的结构和血管收缩功能的改变等。因此，考虑到微型轴流式血泵用于长期的循环辅助的可能性，可以尝试让血泵工作在非恒速工作状态，从而得到与自然生理状况相似的脉动血流。

发明内容

本发明的目的在于提出一种微型轴流泵的优化非恒速控制方法，它能根据使用者的生理需要，提供轴流式血泵的最优工作方式，使得一方面辅助剂量能满足生理需要，同时又能尽量减少血泵对红细胞的破坏作用，降低血泵的能耗。

本发明的特征在于：

它是一种建立在由目标函数，控制参数和限制条件组成的调节血泵转速的优化模型之上

的微型轴流式血泵的优化非恒速控制方法；

它依次含有以下几个步骤：

(1) 设定微型轴流血泵 Hemopump 的工作方式，以一个心拍为单位计，其控制参数如下：

Hemopump 共有 7 种速度可选，第一级为 17000 转/分，邻级间隔 1500 转/分， V_B 为高速， V_A 为低速； t_{AB} 为从 V_A 到 V_B 的转换时刻； t_{BA} 为从 V_B 到 V_A 的转换时刻； T_{pb} 为 Hemopump 以 V_A 持续运转的时间， T_{pe} 为 Hemopump 以 V_B 持续运转的时间；设转换过程时间可不计。每一控制方案对应四个控制参数：

V_A , V_B , T_{pb} , T_{pe} ;

(2) 根据设定的 Hemopump 控制方案，通过实体实验，利用医疗仪器测出或控制参数计算一个心拍内五个表征心脏辅助状况的独立生理参量，为：利用医疗仪器测出每搏心输出量（一个心拍内的血液搏血量）、心肌供氧量与耗氧量的比值、主动脉最大收缩压和最小舒张压，利用控制参数计算 Hemopump 在一个心拍内的平均转速；

各独立参量的测量和计算方法如下：

每搏心输出量 (SV)：三维 B 超可以测出一个心拍内心室容积变化，每搏心输出量为心室舒张末期容积与收缩末期容积之差；

心肌供氧量与耗氧量 (Vop 为两者之比)：可用新型心血管功能测试仪测出；

主动脉最大收缩压 (Paps) 和最小舒张压 (Pamd)：有创血压计跟踪测出；

Hemopump 在一个心拍内的平均转速 ($\overline{Speed}$)：

$$\overline{speed} = \frac{V_A * T_{pb} + V_B * T_{pe}}{T}; T_{pb} = T - t_{BA} + t_{AB}; T_{pe} = t_{BA} - t_{AB}.$$

T 为一个心拍的持续时间，近似为： $T_{pb} + T_{pe}$ ；

(3) 把上述 SV, Vop, Paps, Pamd 四个生理参数和 $\overline{Speed}$ 投射到【0, 1】的区域，用它们的隶属函数去反映参数在不同范围内取值时的生理状况；

(4) 计算各参数的隶属函数并按权重相加得到一组 T_{pb} 、 T_{pe} 下的目标函数值 Tf：

$$Tf = w_1 * u(SV) + w_2 * u(Vop) + w_3 * u(Paps) + w_4 * u(Pamd) + w_5 * u(\overline{Speed});$$

其中 $u(SV)$ 、 $u(Vop)$ 、 $u(Paps)$ 、 $u(Pamd)$ 和 $u(\overline{Speed})$ 分别代表每搏心输出量 SV、心肌供氧量与耗氧量的比值 Vop、主动脉最高收缩压 Paps、主动脉最低舒张压 Pamd 和血泵平均转速 $\overline{Speed}$ 的隶属函数； $w_1 - w_5$ 为相应各参数的权重；

(5) 改变 T_{pb} 和 T_{pe} , 重复以上步骤, 得到一组 V_A, V_B 下目标函数最大值及其相应的 T_{pb} 、 T_{pe} ;

(6) 改变 V_A, V_B, T_{pb}, T_{pe} , 重复以上步骤, 得到各种速度组合下目标函数的最大值及相应的 T_{pb} 、 T_{pe} ;

(7) 从各种速度搭配的最大值中找一个最大值, 其 V_A, V_B, T_{pb}, T_{pe} 即为最优方案。

所述各参数 $SV, V_{op}, P_{aps}, P_{amd}$ 和 $\overline{Speed}$ 的隶属函数如下:

$$\begin{aligned}
 u(SV) &= \begin{cases} 0 & SV \leq 4.427 \text{ ml/b} \\ 0.003143(SV - 4.427)^{2.521} & 4.427 \text{ ml/b} < SV < 14.2618 \text{ ml/b} \\ 1 & SV \geq 14.2618 \text{ ml/b} \end{cases} \\
 u(V_{op}) &= \begin{cases} 0 & V_{op} \leq 0.34 \\ 0.5502 \tan(0.5\pi(V_{op} - 0.34)) & 0.34 < V_{op} < 1.02 \\ 1 & V_{op} \geq 1.02 \end{cases} ; \\
 u(P_{aps}) &= \begin{cases} 0 & (P_{aps} < 10 \text{ mmHg}) \\ \frac{(P_{aps} - 10)^2}{8000} & (10 \text{ mmHg} \leq P_{aps} < 90 \text{ mmHg}) \\ 1 - \frac{(P_{aps} - 110)^2}{2000} & (90 \text{ mmHg} \leq P_{aps} < 110 \text{ mmHg}) \\ 1 & (110 \text{ mmHg} \leq P_{aps} \leq 130 \text{ mmHg}) \\ 1 - \frac{(P_{aps} - 130)^2}{500} & (130 \text{ mmHg} < P_{aps} \leq 140 \text{ mmHg}) \\ \frac{(P_{aps} - 280)^2}{24500} & (140 \text{ mmHg} < P_{aps} \leq 280 \text{ mmHg}) \\ 0 & (P_{aps} > 280 \text{ mmHg}) \end{cases} ; \\
 u(P_{amd}) &= \begin{cases} \frac{P_{amd}^2}{4500} & (P_{amd} < 60) \\ 1 - \frac{(P_{amd} - 70)^2}{500} & (60 \leq P_{amd} < 70) \\ 1 & (70 \leq P_{amd} \leq 80) \\ 1 - \frac{(P_{amd} - 80)^2}{500} & (80 < P_{amd} \leq 90) \\ \frac{(P_{amd} - 180)^2}{10125} & (90 < P_{amd} \leq 180) \\ 0 & (P_{amd} > 180) \end{cases} ; \\
 u(\overline{Speed}) &= \begin{cases} 1 - \frac{\overline{Speed}}{52,000} & 0 \leq \overline{Speed} < 52,000 \text{ rpm} \\ 0 & \overline{Speed} \geq 52,000 \text{ rpm} \end{cases} .
 \end{aligned}$$

所述目标函数的权重因子是通过构造各参数的成对比较矩阵及它的最大特征值得到的。

试验证明：这种优化非恒速控制方法在舒张期后期才提高泵的转速，而在左心室体积较小时则减小泵的转速，确保了回心血量能满足血泵的流量供给，从而避免心塌陷现象的发生，同时也减小对红细胞的破坏作用。

附图说明

图 1. 轴流式血泵的转速转换示意图。

图 2. 优化控制方案设计程序流程框图。

图 3. 微型轴流式血泵速度转换时间的不同组合。

图 4. 左心室 30%质量心肌缺血，右心正常时，各种控制方案下目标函数的比较。

具体实施方式

1) 根据实体实验得到在每种控制方案下的每博心输出量 SV、心肌供氧量与耗氧量并求出两者比值 Vop、主动脉最高收缩压 Paps、主动脉最低舒张压 Pamd 和利用控制参数计算得到血泵在一个心动周期中的平均转速 $\overline{Speed}$ ($\overline{speed} = \frac{V_A * T_{pb} + V_B * T_{pe}}{T}$); T 为一个心拍的持续时间，近似为: $T_{pb} + T_{pe}$ 。

2) 优化控制：利用有关模糊理论，构造一个目标函数，使得这个函数可以正确反应心脏辅助效果，函数值的大小反应效果好坏。选择效果作用的各种参量要求作用结果是单一的，经分析，最后选中每博心输出量 SV、心肌供氧量与耗氧量的比值 Vop、主动脉最高收缩压 Paps 和主动脉最低舒张压 Pamd 这四个生理参数以及血泵的平均转速 $\overline{Speed}$ ，由于各个参数代表不同的生理量，以及不同的单位和取值范围，构造目标函数时必须对参数实行归一化，采用模糊数学中隶属函数的概念，将参数投射到【0, 1】的区域，各参数的隶属函数反映了参数在不同范围内取值所反映的生理状况。

3) 将各项隶属函数值代入式(6)定义的目标函数，计算得到某一控制方案所对应的目标函数的取值：

$$Tf = w_1 * u(SV) + w_2 * u(Vop) + w_3 * u(Paps) + w_4 * u(Pamd) + w_5 * u(\overline{Speed}) \quad (6)$$

其中 $u(SV)$ 、 $u(Vop)$ 、 $u(Paps)$ 、 $u(Pamd)$ 和 $u(\overline{Speed})$ 分别代表每博心输出量 SV、心肌供氧量与耗氧量的比值 Vop、主动脉最高收缩压 Paps、主动脉最低舒张压 Pamd 和血泵平均转速 $\overline{Speed}$ 的隶属函数； $w_1 - w_5$ 为权重因子，表示各个参量在整个目标函数中所起作用的大小，各隶属函数以及权重因子的推导和确定见后：式(1)－式(5)及注释。

4) 比较各种控制方案下得到的目标函数的取值，目标函数的最大值即对应着最优的控制方案。

本优化非恒速控制方法能够很好的区分处于不同健康水平下的使用者对辅助剂量的不同需求，实现最佳辅助效果。

本发明实施例中针对使用者(犬)所处于的不同的生理状况，设计出各种情况分别所对应的最优控制方案。具体操作过程为：

1. 确定各参量：每搏心输出量 SV 、心肌供氧量与耗氧量的比值 Vop 、主动脉最高收缩压 $Paps$ 、主动脉最低舒张压 $Pamd$ 和血泵平均转速 $\overline{Speed}$ 的隶属函数，分别如下式(1)一式(5)所示；

$$u(SV) = \begin{cases} 0 & SV \leq 4.427ml/b \\ 0.003143(SV - 4.427)^{2.521} & 4.427ml/b < SV < 14.2618ml/b \\ 1 & SV \geq 14.2618ml/b \end{cases} \quad (1)$$

$$u(Vop) = \begin{cases} 0 & Vop \leq 0.34 \\ 0.5502 \tan(0.5\pi(Vop - 0.34)) & 0.34 < Vop < 1.02 \\ 1 & Vop \geq 1.02 \end{cases} \quad (2)$$

$$u(Paps) = \begin{cases} 0 & (Paps < 10mmHg) \\ \frac{(Paps - 10)^2}{8000} & (10mmHg \leq Paps < 90mmHg) \\ 1 - \frac{(Paps - 110)^2}{2000} & (90mmHg \leq Paps < 110mmHg) \\ 1 & (110mmHg \leq Paps \leq 130mmHg) \\ 1 - \frac{(Paps - 130)^2}{500} & (130mmHg < Paps \leq 140mmHg) \\ \frac{(Paps - 280)^2}{24500} & (140mmHg < Paps \leq 280mmHg) \\ 0 & (Paps > 280mmHg) \end{cases} \quad (3)$$

$$u(Pamd) = \begin{cases} \frac{Pamd^2}{4500} & (Pamd < 60) \\ 1 - \frac{(Pamd - 70)^2}{500} & (60 \leq Pamd < 70) \\ 1 & (70 \leq Pamd \leq 80) \\ 1 - \frac{(Pamd - 80)^2}{500} & (80 < Pamd \leq 90) \\ \frac{(Pamd - 180)^2}{10125} & (90 < Pamd \leq 180) \\ 0 & (Pamd > 180) \end{cases} \quad (4)$$

$$u(\overline{Speed}) = \begin{cases} 1 - \frac{\overline{Speed}}{52,000} & 0 \leq \overline{Speed} < 52,000rpm \\ 0 & \overline{Speed} \geq 52,000rpm \end{cases} \quad (5)$$

其中 (1) (2) (5) 由自己确定, (3) (4) (参考已发表: 高血压患者健康状况评估方法的研究/杨德超, 白净, 王苏中, 崔树起——《北京生物医学工程》2002.9 第 21 卷 第 3 期 (187)) 的工作, 隶属函数的确定简单介绍如下, 以 (1) 为例, (2) 和 (5) 也同样得出。

隶属度的含义是代表自然心脏生理状况的正常水平, 隶属度的确定依据:

隶属度与代表心脏生理状况的变量相关, 隶属度的变化必须符合实际的生理系统的变化情况, 在理想状态下为 1, 最不理想状态为 0。

心输出量的隶属函数为例, 心室缺血心肌与正常心肌的最大弹性系数比值越大 (理想为 1), 心脏越正常, 左右心室对比, 左心室起作用更大, 加一指数为心肌缺血率 (缺血心肌质量占总心肌质量比率, 可以用体积比率近似), 心肌缺血率越高, 心脏越不正常, 这样设立如下函数:

$$U_0(sv) = \left(\frac{Ees}{Ees0} \right) * \left(\frac{Ees2}{Ees1} \right)^{Rm}$$

Rm 为心肌缺血率, 可通过冠状动脉造影技术观测冠脉的堵塞情况, $Rm = \text{堵塞冠脉体积} / \text{冠脉总体积}$; $Ees, Ees0$ 为衰竭和正常的右心室心肌的最大弹性系数, $Ees2, Ees1$ 为左心室缺血区域和正常区域心肌的最大弹性系数, 均可通过三维 B 超测量: 近似可取对应区域收缩末期的压强/收缩末期区域体积即为最大弹性系数。

利用医疗仪器测量计算不同条件下的 SV, 利用医疗仪器测量 SV 对应的 $Rm, Ees0, Ees, Ees1, Ees2$ 以计算 $U_0(sv)$, 然后根据最小误差平方和的准则对心输出量的隶属函数以心输出量为唯一自变量进行拟合, 得出最后结论 (1)。

心肌供氧量与耗氧量比值 Vop 的隶属函数, 右心缺血时, 心肌供氧量和耗氧量的比值不能正确的反映心脏的生理状况 (心肌供氧量减少可能比心肌耗氧量减少慢, 比值可能增加),

心肌供氧量与耗氧量比值越大，心脏越正常，所以，只考虑右心正常的的数据，左心室缺血心肌的最大弹性系数与正常心肌比值越大，缺血区域越少，心脏越正常，设立隶属函数为：

$$U_0(Vop) = \left(\frac{Ees2}{Ees1} \right)^{Rm},$$

利用医疗仪器测量心肌供氧量与耗氧量计算不同条件下的 Vop ，利用医疗仪器测量 $Ees2$ 、 $Ees1$ 和 Rm 计算 $U_0(Vop)$ ，然后根据最小误差平方和的准则对隶属函数以心肌供氧量与耗氧量比值 Vop 为唯一自变量进行拟合，得出最后结论(2)。

Hemopump 平均转速的隶属函数确定，设旋转叶片对血细胞的破坏作用与泵的转速大小成线性关系，转速 0 时无破坏，隶属度为 1，泵的转速为最大转速的两倍（52000 转/分，实验观察得出），叶片对血细胞的破坏已被认为不可接受，隶属度为 0，这样，得到隶属函数为：

$$u(\overline{Speed}) = \begin{cases} 1 - \overline{Speed} / 52,000 & 0 \leq \overline{Speed} < 52,000rpm \\ 0 & \overline{Speed} \geq 52,000rpm \end{cases}$$

即结论(5)

五个隶属函数均可运用于实体实验。

2. 确定在右心正常和右心衰竭两种不同的生理状况下，目标函数权重因子的取值分别如式(6)一式(7)：

$$[w_1 \ w_2 \ w_3 \ w_4 \ w_5] = [0.4665 \ 0.19391 \ 0.07284 \ 0.07284 \ 0.19391] \quad (6)$$

$$[w_1 \ w_2 \ w_3 \ w_4 \ w_5] = [0.5392 \ 0 \ 0.1184 \ 0.2906 \ 0.0518] \quad (7)$$

确定方法如下：

右心健康时，可构造各参量的成对比较矩阵 A 如下：

$u(SV)$	$u(Vop)$	$u(Paps)$	$u(Pamd)$	$u(\overline{Speed})$	
1	3	5	5	3	$u(SV)$
1/3	1	3	3	1	$u(Vop)$
1/5	1/3	1	1	1/3	$u(Paps)$
1/5	1/3	1	1	1/3	$u(Pamd)$
1/3	1	3	3	1	$u(\overline{Speed})$

其中 aij 代表元素 i 对元素 j 的相对重要性。各种重要性对应的数值大小如下：

相对重要程度	定义
1	重要程度相等
3	略微更重要
5	非常重要
7	明显重要
9	绝对的重要
2, 4, 6, 8	介于相邻的两个判断之间
上述数值的倒数	j 对 i 相对重要度为 i 对 j 相对重要度的倒数

可求得 A 的最大特征值为：5.05564，一致性因数（CI）和一致性比值（CR）如下：

$$CI = (5.05564 - n) / (n - 1);$$

$$RI = 1.12 \quad (n = 5);$$

$$CR = CI / RI = 0.01242 < 10\%$$

CR 表示关系矩阵对于一致性的偏离程度，若是小于 10%，认为矩阵 A 对一致性的偏离程度是可以接受的，计算其主特征向量（即矩阵最大的特征值所对应的特征向量）并归一，即得（6）。

右心衰竭时，心肌供氧量对耗氧量的比值不能正确反应心脏的生理状况，所以目标函数中去掉 V_{op} ，并适当提高心输出量的权重，得到其成对比较矩阵 B 为：

$u(SV)$	$u(Paps)$	$u(Pamd)$	$u(\overline{Speed})$
1	5	2	9
1/5	1	1/3	3
1/2	3	1	5
1/9	1/3	1/5	1

按照右心正常时的算法同样计算可得（7）。

3. 改变 4 个控制参数的取值，组合得到 17199 种不同的控制方案。分别计算在各种控制方案下对应的目标函数的取值。其中，改变各控制参数得到 17199 种不同控制方式的过程如下：

- （1）速度 A 在 Hemopump 的 7 档速度：速度 1—速度 7 之间选择；

- (2) 当速度 A 确定时, 速度 B 在速度 1—速度 7 之间选择;
- (3) 速度 A 和速度 B 都确定后, 改变一个心动周期中速度 A 到速度 B 的转换时间 t_{AB} 。 t_{AB} 的取值可以从心脏收缩期开始时刻 t_0 变化至心脏舒张期结束时刻 t_0+T (其中 T 为一个心动周期的持续时间, 当心率设为 120 搏/分时, T 对应 0.5 秒), 变化间隔为 0.02 秒;
- (4) 当速度 A、速度 B 和 t_{AB} 都确定时, 改变一个心动周期中速度 B 到速度 A 的变化时间 t_{BA} 。 t_{BA} 的取值可以从 t_{AB} 变化到 t_0+T , 变化间隔同样为 0.02 秒。这样在速度 A 和速度 B 的任一种组合下, t_{AB} 和 t_{BA} 共有 351 种组合, 如说明书附图图 2 中所示。

图 2 是本发明提出的优化非恒速控制方法的设计程序流程框图。

通过对图 4 的分析, 可以得到该生理状态下目标函数最大时对应的控制方案。 t_{AB} 是一个心拍中, 轴流泵转速由 V_A 转到 V_B 的时刻; t_{BA} 是一个心拍中, 轴流泵转速由 V_B 转到 V_A 的时刻, 见图 1。由图 4 知: $t_{AB}=220$ 毫秒, $t_{BA}=380$ 毫秒 时, 目标函数值最大, 为 0.9098。

当左心轻度缺血时 (30% 心肌缺血), 生理系统需要的辅助剂量也较小 (速度 1 和速度 3 的组合)。同时, 由于此时左心自身的收缩功能还会对 Hemopump 的泵流量产生一定的影响, 因此, 在速度 1 和速度 3 的组合下, 最佳的转换时刻是在收缩末期由低转速 (速度 1) 转换为高转速 (速度 3), 在舒张后期由速度 3 转回为速度 1, 以减小左心室收缩时的后负荷。这一结果与主动脉内气囊反搏的最佳充、排气时间相近。

类似的, 可以得到不同的 49 种速度搭配下的各种控制方案的目标函数的比较, 从而选出各自的最优方案, 最后, 将所得 49 个最优方案进行比较, 得到最终解, 此心脏生理状态下的最优控制方案; 图 3 是一部分速度匹配方法。

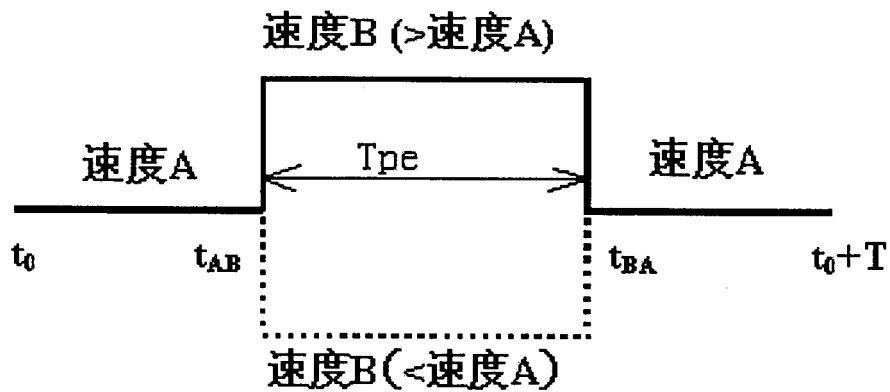


图 1

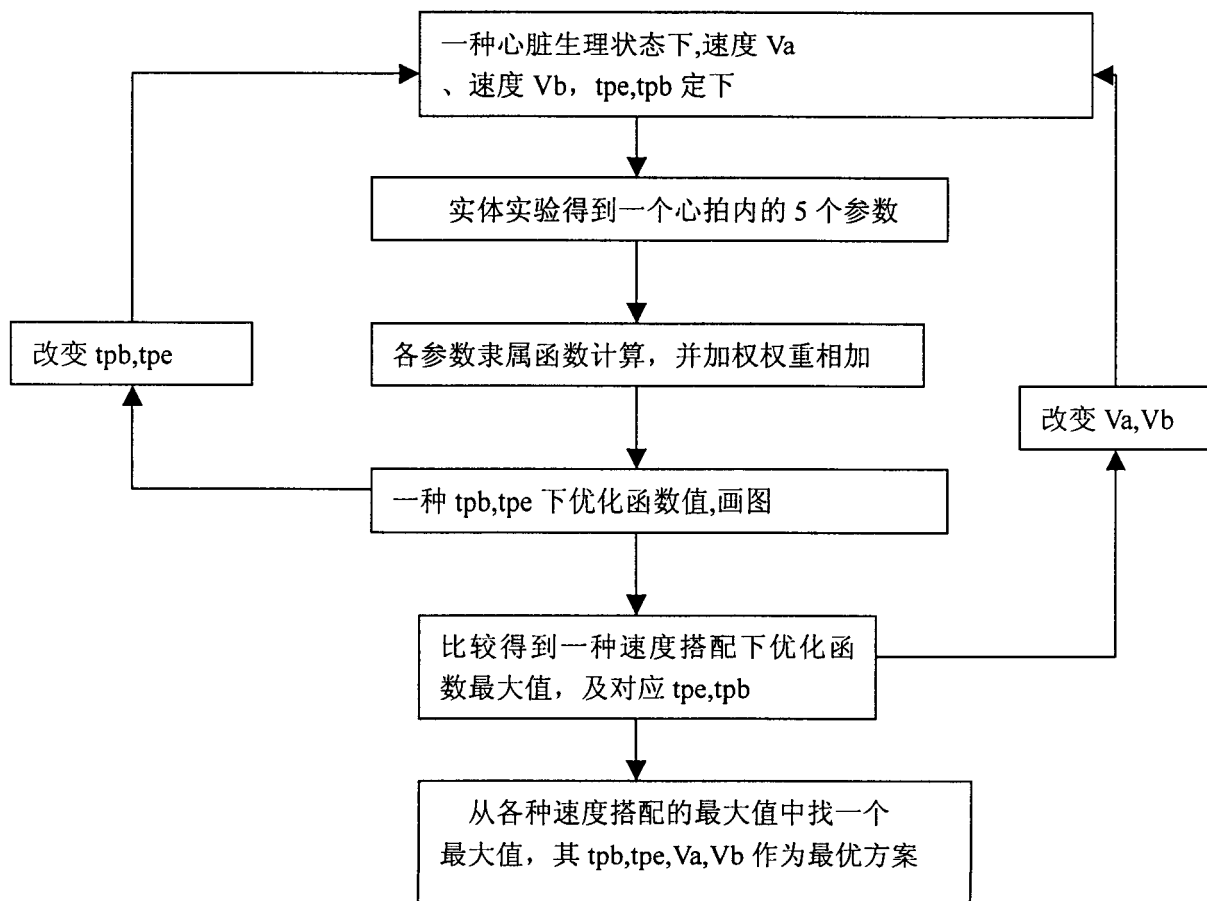


图 2

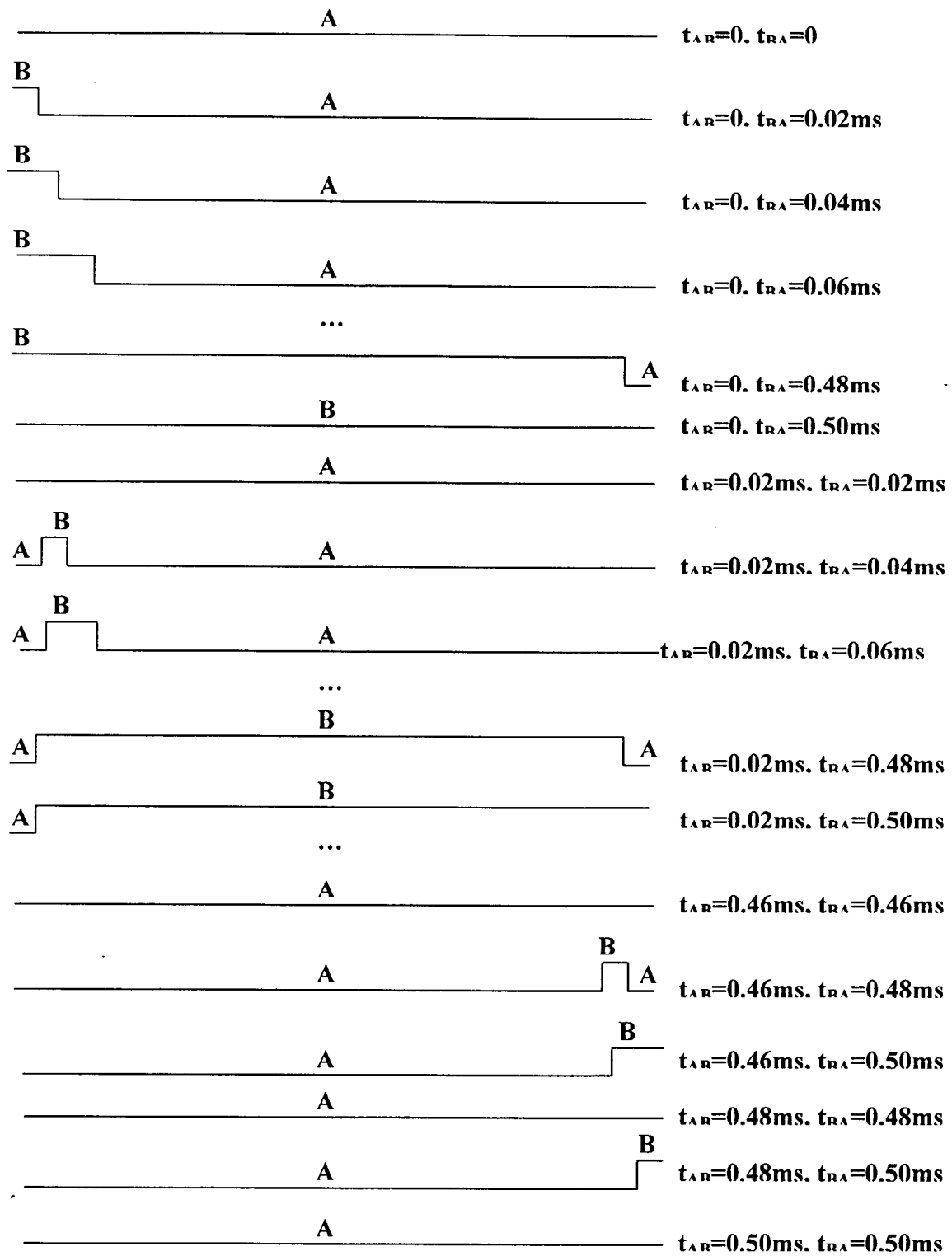


图 3

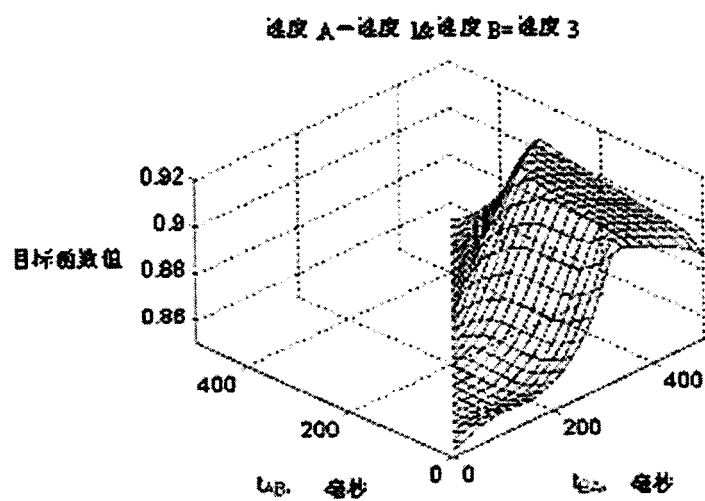


图 4

专利名称(译)	微型轴流式血泵的优化非恒速控制方法		
公开(公告)号	CN1446592A	公开(公告)日	2003-10-08
申请号	CN03121948.9	申请日	2003-04-18
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学		
申请(专利权)人(译)	清华大学		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学		
[标]发明人	白净 张永红 李熊 夏东栋		
发明人	白净 张永红 李熊 夏东栋		
IPC分类号	A61B5/00 A61M1/10 G05D13/00 G06F17/00		
其他公开文献	CN1202871C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

微型轴流式血泵的优化非恒速控制方法属于人工器官控制技术领域，其特征为：它是建立在由目标函数、控制参数、限制条件组成的调节血泵转速的优化模型之上的方法。此非恒速控制方法的控制参数为：可选择7种速度的血泵高低转速以及高低速持续运转时间；优化模型的目标函数：代表心脏生理健康状况，由五个独立心脏辅助生理参量的隶属函数加权相加构成；优化控制方法是通过实体实验，利用医疗仪器测出计算得到心输出量、心肌供氧量与耗氧量比值、主动脉最高收缩和最低舒张压，利用控制参数计算得到血泵平均转速这样共五个独立参量计算隶属函数经加权后组成目标函数，选取各种速度匹配方案的优化方案比较得到的。它适应性强，使用安全，血泵能耗也低。

