

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

G01N 21/27

G01N 21/35 G01N 33/49



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03148835.8

[43] 公开日 2004年3月17日

[11] 公开号 CN 1482448A

[22] 申请日 2003.6.13 [21] 申请号 03148835.8
 [71] 申请人 周国明
 地址 068250 河北省承德市承德医学院附属医院麻醉科
 [72] 发明人 周国明 丁海曙 龚庆成

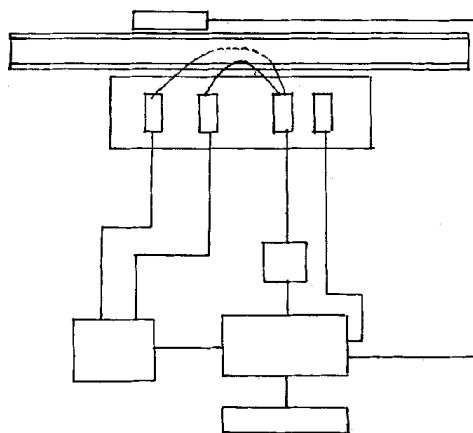
[74] 专利代理机构 承德市文津专利事务所
 代理人 罗国君

权利要求书1页 说明书4页 附图2页

[54] 发明名称 无创伤体外循环血氧饱和度监测仪

[57] 摘要

本发明公开了一种体外循环血氧饱和度监测仪，包括光谱发光器和光电探测器，以及信号放大器、运算器和分时发送电源，其中，两组光谱发光器发光，一组光电探测器接收，或一组光谱发光器发光，两组光电探测器接收，通过合理设置光谱发光器和光电探测器的位置，可以将穿过管壁和血液的光和穿过管壁的光，由光电探测器转换成电信号，并经放大器放大后转化为计数资料，再由运算器根据郎伯—比尔定律(简称L-B定律)计算出血氧饱和度%SpO₂，无需使用一次性接头，可直接在体外循环血液管路上进行血氧饱和度监测，且监测结果完全符合要求，可大大降低医疗成本、简化操作程序，也可有效控制血液受细菌污染的机会。



ISSN 1008-4274

1、一种体外循环血氧饱和度监测仪，包括一组光谱发光器和一组光电探测器，以及信号放大器、运算器和分时发送电源，其中，光谱发光器经分时发送电源与运算器相连，运算器与显示器相连，其特征在于增设了一组光谱发光器，用一组光电探测器接收两组光谱发光器发射的光信号，通过合理设置两组光谱发光器和光电探测器之间的位置关系，使光电探测器分别接收光谱发光器发射的光，其中一组光谱发光器发射的光主要穿过管壁和血液，另一组光谱发光器发射的光主要穿过管壁。

2、一种体外循环血氧饱和度监测仪，包括一组光谱发光器和一组光电探测器，以及信号放大器、运算器和分时发送电源，其特征在于增设了一组光电探测器，并合理设置光电探测器与发光器的位置关系，使两组光电探测器分别接收来自发光器发射的光，其中一组光电探测器接受到的是穿过管壁和血液的光，另一组光电探测器接受到的是穿过管壁的光，这两组光谱发光器发射的光信号由光电探测器转换成电信号，并经放大器放大后转化为计数资料，再依据由郎伯—比尔定律（简称L—B定律）推导出的计算公式，排除管壁的干扰因素，由运算器计算出血氧饱和度 $\%SpO_2$ 。

3、根据权利要求1或2所述的一种体外循环血氧饱和度监测仪，其特征在于还可增设一组起补偿作用的光电探测器，它与另一组光电探测器处于同一位置，当光谱发光器发射的光信号过强或过弱时，不符合运算器常规运算要求时，起补偿作用的光电探测器将指示运算器增加或减少分时发送电源的发送电流，调整光谱发光器发射的光信号强度，以保证仪器正常运行。

4、根据权利要求1或2所述的一种体外循环血氧饱和度监测仪，其特征在于在血管上与光谱发光器相对的部位设一光电探测器，该光电探测器起辅助计算作用，主要用于监测血液细胞浓度的变化，并将该变化情况输入运算器，在运算器对血氧饱和度计算的过程中，可运算出血液细胞的浓度，并将此值参与血氧饱和度的运算，可以排除血液细胞浓度的变化对血氧饱和度计算的影响，使血氧饱和度的计算更加准确。

无创伤体外循环血氧饱和度监测仪

技术领域：

本发明涉及一种医疗设备，特别是涉及一种无创伤体外循环血氧饱和度监测仪。

背景技术：

复杂的心脏手术需要在体外循环下完成，体外循环是用人工心、肺代替已停止跳动的的心脏及停止呼吸的肺脏维持人的生命，先将静脉血引流到人工肺内进行氧合再通过人工心脏将氧合血注入人体大动脉内维持病人的生命，心脏手术需要体外循环的支持，其关键是实现氧平衡灌注，一是使动脉血氧饱和度在95%以上，若过低，是人工肺氧合不足，过高则增加了血液破坏，对机体的康复有害；二是使静脉血的血氧饱和度维持在65~70%之间，若过低则属灌注不足，失去了体外循环的意义，过高易造成氧中毒，增加血液破坏，可见，体外循环的关键是对血氧饱和度进行适时、准确的监测，并根据监测情况及时进行调整，目前，我国的体外循环血氧监测是由灌注师用肉眼观测血液的颜色来判断血液的氧合情况，由于血液颜色的变化易受室内光线等多方面的影响，以此来评定氧气供应量是非常不准确、不安全的，据了解，国外已有数家公司研制开发出了一种体外循环血氧饱和度监测仪，国内也有数家医院引进，这种监测仪的基本原理同已有的脉冲血氧计基本相同，其基本原理如下：国际上已有的研究表明，氧合血HbO₂与非氧合血Hb在两种不同波长下（660nm的红光和940nm的红外光）具有不同的光谱吸收特性，这两种不同所对应光谱传感器的光电流比值与氧饱和度有一个固定的函数关系，其基本计算理论和公式如下：把光电探测器接受到的透过光分为A和B两种成分，A为收缩期可变强度的透过光，是氧合动脉血的脉动函数；B为强度恒定的舒张期透过光，主要是肌体各组织（如皮肤色素、肌、脂肪、骨和静脉血）的函数，在两种不同的波长下，该计将成分A的脉动吸收成分与B的底数吸收成分进行划分，通过如下公式可计

算出吸收率R,

$$R = \frac{A_{660} / B_{660}}{A_{940} / B_{940}}$$

光电探测器把光信号转换成电信号经放大后再转化为计数资料, 根据红光和红外光的吸收比率, 由运算系统计算出%SpO₂, 并由%SpO₂计算出动脉血红蛋白氧饱和度%SaO₂:

$$\%SaO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \times 100\%$$

依据上述原理, 现有体外循环血氧饱和度监测仪也采用了与血氧饱和度有关的“A”函数关系, 而将组织、脂肪、骨和静脉血等与血氧无关的、复杂的、且在计算中难以扣除的吸收底数“B组织吸收函数”换成了光吸收率基本固定的透明塑料管——B无色透明管吸收函数, 为此, 需要特制一段具有同样厚度、直径和吸光率平面的透明塑料管作为接头接入血液循环管路中, 该接头具有固定的吸光率, 并用来替代B函数, 用一组光谱发光器发射的光穿过该接头并被一组光电探测器接收, 由光电探测器将光信号转换成电信号并经放大后转换成计数资料, 再经运算器计算出血氧饱和度%SaO₂, 通过实际观摩和了解得知, 这种血氧监测仪虽然用特制的一次性接头固定了B函数, 简化了运算程序, 所采用的传感器结构也比较简单, 但却存在如下不足: (1) 该仪器的主机价格昂贵, 多数医疗机构买不起, 不易推广应用; (2) 所采用的一次性接头需要专门制作, 所用材料、生产技术等方面都有很高的要求, 使其价格500元/个, 而每台手术必须使用两个接头, 给用户增加了医疗成本; (3) 每次使用前和使用过程中都必须进行繁杂的调校, 给使用带来不便; (4) 在切断无菌管道接头接入检测接头的过程中, 有细菌、异物侵入血中的机会, 可能引发医疗性感染。

发明内容:

本发明所要解决的技术问题是提供一种体外循环血氧饱和度监测仪, 该监测仪无需使用一次性接头, 可直接在体外循环血液管路上进行血氧饱和度监

测，且监测结果完全符合要求，既可大大降低医疗成本、简化操作程序，也可有效控制血液受细菌病毒污染的机会，本发明所采用的技术方案如下，本发明包括一组光谱发光器和一组光电探测器，以及信号放大器、运算器和分时发送电源，其中，光谱发光器经分时发送电源与运算器相连，运算器与显示器相连，其特征在于增设了一组光电探测器，并合理设置光电探测器与发光器的位置关系，使两组光电探测器分别接收来自发光器发射的光，其中一组光电探测器接收到的是发光器发射的穿过管壁和血液的光，另一组光电探测器接收到的是发光器发射的穿过管壁的光，这两组光谱发光器发射的光信号由光电探测器转换成电信号，并经放大器放大后转化为计数资料，再依据由郎伯—比尔定律（简称L—B定律）推导出的计算公式，排除管壁的干扰因素，由运算器计算出血氧饱和度%SpO₂。

本发明还可以采用另一种技术方案，即用一组光谱发光器发射光信号，用两组光电探测器接收光谱发光器发射的光信号，通过合理设置两组光电探测器与光谱发光器的位置关系，使两组光电探测器中的一组接收发射器发射的主要穿过管壁和血液的光，另一组接收发射器发射的主要穿过管壁的光。

本发明还可以在血液管路上与光谱发光器相对的部位设一光电探测器，该光电探测器起辅助计算作用，主要用于监测血液细胞浓度的变化，并将该变化情况输入运算器，在运算器对血氧饱和度计算的过程中，可运算出血液细胞的浓度，并将此值参与血氧饱和度的运算，可以排除血液细胞浓度的变化对血氧饱和度计算的影响，

此外，为了保证仪器正常运行，还可增设一组起补偿作用的光电探测器，它与另一组光电探测器处于同一位置，当光谱发光器发射的光信号过强或过弱时，不符合运算器常规运算要求时，起补偿作用的光电探测器将指示运算器增加或减少分时发送电源的发送电流，调整光谱发光器发射的光信号强度，以保证仪器正常运行。

与现有技术相比，本发明无需使用一次性接头，可直接在体外循环血液管路上进行血氧饱和度监测，且监测结果完全符合要求，可大大降低医疗成本、简化操作程序，也可有效控制血液受细菌病毒污染的机会。

附图说明：

附图1是本发明实施例一结构框图

附图2是本发明实施例二结构框图

具体实施方案：

(一)、本发明是通过血液管路9对血氧饱和度进行监测的仪器，包括两组光谱发光器7、8和一组光电探测器6，以及信号放大器4、运算器2和分时发送电源3，其中，光谱发光器7、8分别经分时发送电源3与运算器2相连，运算器与显示器1相连，光电探测器6经信号放大器4与运算器相连，这两组光谱发光器在分时发送电源的控制下分别发光，并被同一组光电探测器6接收，合理设置接收器与发射器的位置关系，使接收器所接收到的来自两组发射器发射的光，一组是穿过管壁和血液的光，另一组是穿过管壁的光，这两组光谱发光器发射的光信号由光电探测器转换成电信号，并经放大器放大后转化为计数资料，再由运算器根据郎伯—比尔定律（简称L—B定律）计算出血氧饱和度% SpO_2 。

(二)、本发明的另一种技术方案，是采用一组发光器11发射光信号，用两组光电探测器12、13接收光谱发光器发射的光信号，通过合理设置两组光电探测器与光谱发光器的位置关系，使两组光电探测器中的一组接收发射器发射的主要穿过管壁和血液的光，另一组接收发射器发射的主要穿过管壁的光。

在上述两种方案的基础上还可增加起补偿作用的光电探测器5，它与另一组光电探测器6或13处于同一位置，当光谱发光器发射的光信号较弱或过强时，不符合运算器常规运算要求时，起补偿作用的光电探测器将指示运算器增加或减少分时发送电源的发送电流，改变光谱发光器发射的光信号强度，以保证仪器正常运行。

在上述两种方案中，还可以在血液管路9上与光谱发光器相对的部位设一光电探测器10，该光电探测器起辅助计算作用，主要用于监测血液细胞浓度的变化，并将该变化情况输入运算器，在运算器对血氧饱和度计算的过程中，可以排除血液细胞浓度的变化对血氧饱和度计算的影响，使血氧饱和度的计算更加准确。

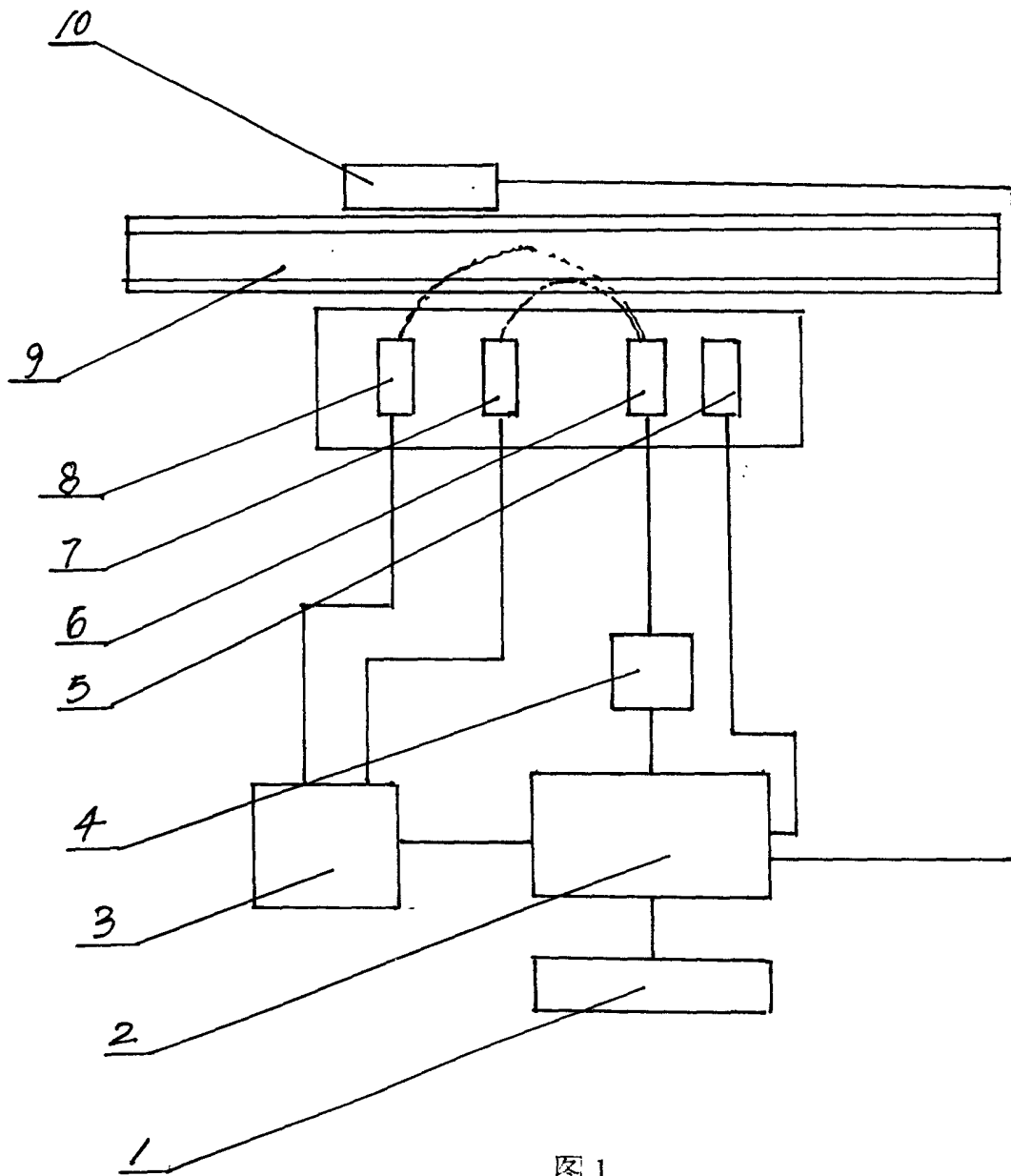


图1

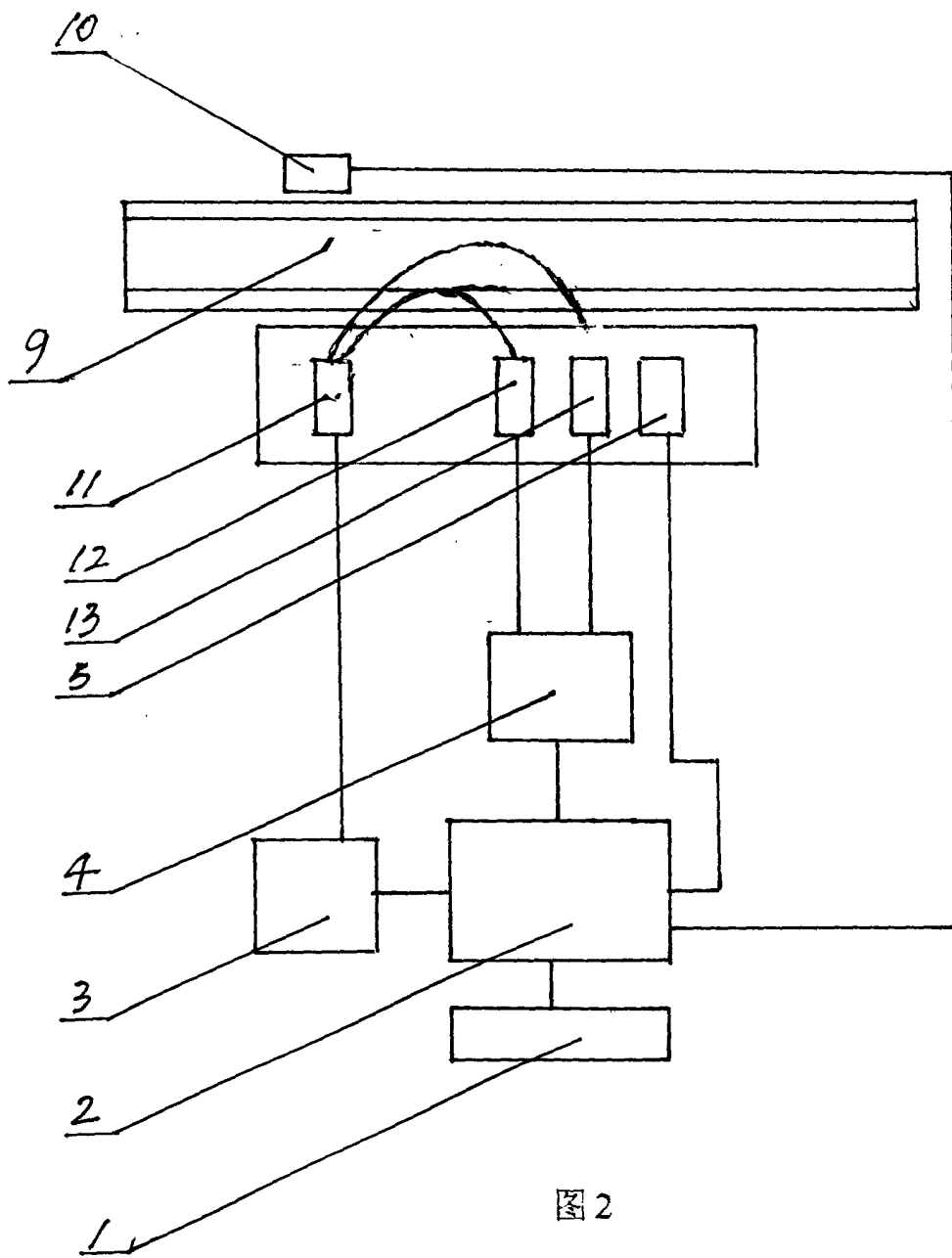


图2