



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102908134 B

(45) 授权公告日 2015. 03. 18

(21) 申请号 201210471322. 5

US 6736782 B2, 2004. 05. 18,

(22) 申请日 2012. 11. 20

审查员 卢晓萍

(73) 专利权人 深圳市理邦精密仪器股份有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区蛇口南海大道 1019 号南山医疗器械园 B 栋三楼

(72) 发明人 涂娅玲 秦钊

(74) 专利代理机构 深圳市港湾知识产权代理有限公司 44258

代理人 孙强

(51) Int. Cl.

A61B 5/029(2006. 01)

(56) 对比文件

EP 2281504 A1, 2011. 02. 09,

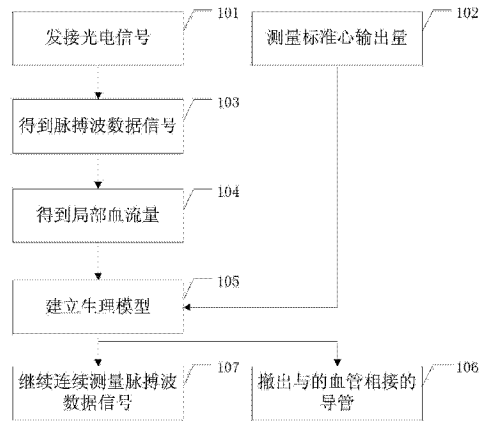
权利要求书1页 说明书7页 附图3页

(54) 发明名称

一种心输出量连续监测的参数校准方法与系统

(57) 摘要

本发明涉及医疗检测技术领域,具体涉及一种心输出量连续监测的参数校准方法与系统。本发明包括:通过发光器件测量脉搏波数据信号;同时,通过导管接入被测目标的血管,测量标准心输出量;对脉搏波数据信号进行计算,得到局部血流量;并根据该映射关系建立生理模型;在建立生理模型后,撤出与被测目标的血管相接的导管,并通过发光器件连续的向被测目标的血管发射两路不同波长的光信号,直到得到连续的脉搏波数据信号;根据生理模型对连续的脉搏波数据信号进行调整;本发明不需要长期将导管滞留于病人体内,因此降低了医护人员的操作复杂度,并且减少了病人的痛苦和潜在伤害。



1. 一种心输出量的连续监测系统,其特征在于,包括:

光电信号接发模块,所述光电信号接发模块贴附于被测目标的血管上,用于通过发光器件向被测目标的血管发射两路不同波长的光信号,并接收经过所述血管后的两路光信号,将该两路光信号转换为相对应的电信号;

标准心输出量测量模块,所述标准心输出量测量模块与被测目标的血管相接,包括:相互连接的标准心输出量计算器、压力传感器,所述压力传感器通过导管采集标准心输出量信息,再通过标准心输出量计算器计算出标准心输出量;并在建立生理模型后,撤出与被测目标的血管相接的导管;

脉搏波信号转换模块,所述脉搏波信号转换模块与光电信号接发模块连接,用于分别对两路进行电信号放大与处理得到两路脉搏波数据信号;

局部血流量计算模块,所述局部血流量计算模块与脉搏波信号转换模块连接,用于对两路脉搏波数据信号进行计算,得到局部血流量;

生理模型创建模块,所述生理模型创建模块分别与局部血流量计算模块和标准心输出量测量模块连接,用于根据局部血流量与标准心输出量,计算其映射关系,并根据该映射关系建立生理模型;

脉率值获取模块,所述脉率值获取模块与脉搏波信号转换模块连接,用于从脉搏波数据信号中获得的脉率值;

每搏输出量计算模块,所述每搏输出量计算模块与局部血流量计算模块和生理模型创建模块连接,用于根据局部血流量与生理模型,计算得到连续的每搏输出量;

连续心输出量计算模块,所述连续心输出量计算模块与每搏输出量计算模块和脉率值获取模块连接,用于对连续的每搏输出量与脉率值进行计算,得到连续的心输出量。

2. 根据权利要求1所述的心输出量的连续监测系统,其特征在于,还包括:

心输出量显示模块,所述心输出量显示模块与连续心输出量计算模块连接,用于对连续的心输出量进行显示;

心输出量打印模块,所述心输出量打印模块与连续心输出量计算模块连接,用于对连续的心输出量进行打印;

心输出量存储模块,所述心输出量存储模块与连续心输出量计算模块连接,用于对连续的心输出量进行存储;

报警模块,所述报警模块与连续心输出量计算模块连接,用于判断连续心输出量是否在预定范围内,若不在预定范围内,则对该连续的心输出量进行标记并进行报警提示。

3. 根据权利要求2所述的心输出量的连续监测系统,其特征在于,所述光电信号接发模块包括:红光信号接发器和红外光信号接发器。

一种心输出量连续监测的参数校准方法与系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗检测与参数校准的技术领域，具体涉及一种心输出量连续监测的参数校准方法与系统。

背景技术

[0002] 心输出量是指每分钟一侧心室射出的血液总量，为心率与每搏输出量的乘积，是描述心血管系统机能状态的关键临床指标。在临床中，尤其在手术室、ICU、心脏或血管介入治疗中，心输出量或者每搏输出量能够帮助医护人员获知病人的心脏机能，而对心输出量的变化的连续监测有助于获得即时的心输出量的变化，因此对心输出量或者每搏输出量的连续监测与快速响应就显得尤为重要。目前，用于对心输出量的连续测量方法很多，根据设备的原理与结构的不同，以及其操作方式的不同，现有的心输出量的测量方法主要分为无创和微创两类。

[0003] 无创的测量方法，例如：生物阻抗法(ICG)，这是一种根据胸腔电阻抗的动态变化，来测定心功能的非创伤性方法。这种方法在血管容积或血流变化与胸阻抗变化之间建立模型，但由于体动、呼吸、机械通气、肥胖、水肿等同样可能造成的胸阻抗变化，因此准确度较低；又如：脉搏图法，其是基于动脉脉搏波形的轮廓特征进行分析，通过不同波形与心输出量之间的模型来计算心输出量。由于不同病人的脉搏波形轮廓各不相同，尤其心血管疾病引发的脉搏波形轮廓异常也是造成着该方法测量困难的原因；因此无创的测量方法，容易受各种因素的干扰，大多准确度较低；

[0004] 微创的连续测量心输出量的方法，需要将与压力传感器的连接的导管穿刺入动脉之中，并长时间的滞留于人体体内，容易对病人造成损伤并且操作较为复杂。

发明内容

[0005] 为克服上述缺陷，本发明的目的即在于提供一种心输出量连续监测的参数校准方法与系统。

[0006] 本发明的目的是通过以下技术方案来实现的：

[0007] 本发明一种心输出量的连续监测的参数校准方法，包括：

[0008] 通过发光器件向被测目标的血管发射两路不同波长的光信号，接收经过所述血管后的两路光信号；同时，将接有压力传感器的导管接入被测目标的血管，测量标准心输出量；

[0009] 将该两路光信号转换为相对应的电信号，并分别进行放大与处理得到两路脉搏波数据信号；

[0010] 对两路脉搏波数据信号进行计算，得到一个周期的局部血流量；

[0011] 计算得到标准心输出量与局部血流量之间的映射关系，并根据该映射关系建立生理模型；

[0012] 在建立生理模型后，撤出与被测目标的血管相接的导管，并继续通过发光器件连

续的向被测目标的血管发射两路不同波长的光信号,直到得到连续的脉搏波数据信号。

[0013] 进一步,所述计算得到标准心输出量与局部血流量之间的映射关系,并根据该映射关系建立生理模型还包括:

[0014] 计算标准心输出量与局部血流量之间的映射关系,根据该映射关系建立生理模型,并对该生理模型存储;

[0015] 判断是否需要再次计算映射关系,若需要再次计算,则再次进入测量标准心输出量和接收经过所述血管后的两路光信号;若不需要再次计算,则将所有被存储的生理模型进行平均,并根据平均的结果更新生理模型。

[0016] 进一步,所述继续通过发光器件连续的向被测目标的血管发射两路不同波长的光信号,直到得到连续的脉搏波数据信号之后包括:

[0017] 从连续的脉搏波数据信号中获得的脉率值,并对调整后的连续的脉搏波数据信号计算,得到连续的局部血流量;

[0018] 将连续的局部血流量与生理模型结合,计算得到连续的每搏输出量;

[0019] 利用连续的每搏输出量与脉率值进行计算,得到连续的心输出量。

[0020] 进一步,所述得到连续的心输出量之后包括:

[0021] 对连续的心输出量进行显示和/或打印和/或存储。

[0022] 进一步,所述得到连续的心输出量之后包括:

[0023] 判断连续的心输出量是否在预定范围内,若不在预定范围内,则对该连续的心输出量进行标记。

[0024] 进一步,所述两路不同波长的光信号包括:红光信号和红外光信号。

[0025] 本发明一种心输出量的连续监测系统,包括:

[0026] 光电信号接发模块,所述光电信号接发模块贴附于被测目标的血管上,用于通过发光器件向被测目标的血管发射两路不同波长的光信号,并接收经过所述血管后的两路光信号,将该两路光信号转换为相对应的电信号;

[0027] 标准心输出量测量模块,所述标准心输出量测量模块与被测目标的血管相接,包括:相互连接的标准心输出量计算器、压力传感器,所述压力传感器通过导管采集标准心输出量信息,再通过标准心输出量计算器计算出标准心输出量;并在建立生理模型后,撤出与被测目标的血管相接的导管;

[0028] 脉搏波信号转换模块,所述脉搏波信号转换模块与光电信号接发模块连接,用于分别对两路进行电信号放大与处理得到两路脉搏波数据信号;

[0029] 局部血流量计算模块,所述局部血流量计算模块与脉搏波信号转换模块连接,用于对两路脉搏波数据信号进行计算,得到局部血流量;

[0030] 生理模型创建模块,所述生理模型创建模块分别与局部血流量计算模块和标准心输出量测量模块连接,用于根据局部血流量与标准心输出量,计算其映射关系,并根据该映射关系建立生理模型;

[0031] 脉率值获取模块,所述脉率值获取模块与脉搏波信号转换模块连接,用于从脉搏波数据信号中获得的脉率值;

[0032] 每搏输出量计算模块,所述每搏输出量计算模块与局部血流量计算模块和生理模型创建模块连接,用于根据局部血流量与生理模型,计算得到连续的每搏输出量;

[0033] 连续心输出量计算模块,所述连续心输出量计算模块与每搏输出量计算模块和脉率值获取模块连接,用于对连续的每搏输出量与脉率值进行计算,得到连续的心输出量。

[0034] 进一步,本发明一种心输出量的连续监测系统还包括:

[0035] 心输出量显示模块,所述心输出量显示模块与连续心输出量计算模块连接,用于对连续的心输出量进行显示;

[0036] 心输出量打印模块,所述心输出量打印模块与连续心输出量计算模块连接,用于对连续的心输出量进行打印;

[0037] 心输出量存储模块,所述心输出量存储模块与连续心输出量计算模块连接,用于对连续的心输出量进行存储;

[0038] 报警模块,所述报警模块与连续心输出量计算模块连接,用于判断连续心输出量是否在预定范围内,若不在预定范围内,则对该连续的心输出量进行标记并进行报警提示。

[0039] 进一步,所述光电信号接发模块包括:红光信号接发器和红外光信号接发器。

[0040] 本发明的方法为在心输出量的连续监测的过程中,对监测过程的中间参数进行校准的方法;其利用与压力传感器连接的导管穿刺入动脉之中对标准心输出量进行测量,并利用光电传感器采集局部血流量,并根据标准心输出量与局部血流量之间的映射关系建立准确的生理模型,以实现参数的校准,在校准完成后,即可撤去刺入动脉之中的导管,使得本发明对心输出量的监测结果更为准确;本发明的系统,对校准完成后的连续脉搏波数据信号进行分析与计算,以实现心输出量的连续监测;并且由于本发明不需要长期将导管滞留于病人体内,因此降低了医护人员的操作复杂度,并且减少了病人的痛苦和潜在伤害。

附图说明

[0041] 为了易于说明,本发明由下述的较佳实施例及附图作以详细描述。

[0042] 图1为本发明的心输出量的连续监测的参数校准方法的工作流程图;

[0043] 图2为应用本发明的心输出量的连续监测的参数校准方法进行连续监测的工作流程图;

[0044] 图3为本发明的心输出量的连续监测系统的结构原理示意图。

具体实施方式

[0045] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0046] 请参阅图1,本发明一种心输出量的连续监测的参数校准方法,包括:

[0047] 101. 发接光电信号

[0048] 通过发光器件向被测目标的血管发射两路不同波长的光信号,接收经过所述血管后的两路光信号,并将该两路光信号转换为相对应的电信号 I_1 、 I_2 ;

[0049] 102. 测量标准心输出量

[0050] 在接收经过所述血管后的两路光信号的同时,将接有压力传感器的导管接入被测目标的血管,测量标准心输出量;

[0051] 103. 得到脉搏波数据信号

[0052] 分别对电信号进行放大与处理得到两路脉搏波数据信号；

[0053] 104. 得到局部血流量

[0054] 对两路脉搏波数据信号进行计算,得到一个心动周期内的局部血流量 Q ；

[0055] 105. 建立生理模型

[0056] 计算得到标准心输出量与局部血流量之间的映射关系,并根据该映射关系建立生理模型;本发明涉及的经过该动脉血管的局部血流量 Q 可以使用映射关系 H 来确定,即 $Q = H(I_1, I_2)$; 并由于局部血流量 Q 与每搏输出量 SV 之间存在着对应关系,因此,可以得到 I_1 、 I_2 与 SV 之间的映射关系 J , 即: $SV = J(I_1, I_2, \mu)$, 由于 I_1 与 I_2 不仅含有脉搏波形的相关信息,同时也包含有动脉饱和度的信息,并因此包含有总血红蛋白浓度与血管直径的等信息。模型中的校准因子 μ , 包含特定部位的动脉血管中的局部血流量 Q 与每搏输出量 SV 之间的比例信息,同时包含了动脉血管周期性舒张和收缩时引起的光程与动脉血管直径之间的比例信息。对于不同的病人, μ 的具体数值有所不同,因此,不同病人模型中的因子 μ 可以通过校准的方法获得。因此,通过标准心输出量 CO 与局部血流量 Q 即可计算出 μ , 以建立准确的生理模型。

[0057] 106. 撤出与的血管相接的导管

[0058] 在建立生理模型后,撤出与被测目标的血管相接的导管；

[0059] 107. 继续连续测量脉搏波数据信号

[0060] 并通过发光器件连续的向被测目标的血管发射两路不同波长的光信号,直到得到连续的脉搏波数据信号。

[0061] 请参阅图 2,作为一种扩展方式,可利用本发明的心输出量的连续监测的参数校准方法进行心输出量的连续监测,具体包括：

[0062] 201. 发接光电信号

[0063] 通过发光器件向被测目标的血管发射两路不同波长的光信号,接收经过所述血管后的两路光信号,并将该两路光信号转换为相对应的电信号;两路不同波长的光信号经过该血管后的产生两路透射或反射光信号,在本发明中的血管,是指足够靠近人体主动脉的动脉,例如:颈动脉、腋动脉或股动脉等。由于这些部位的动脉血管不容易温度等因素的影响而发生血管收缩或扩张的变化。本发明涉及的生理模型中,选取的动脉血管越靠近主动脉,其局部血流量与每搏输出量之间的对应关系越稳定,测量结果越准确。由于生理模型的相关参数是通过校准确定的,因此本发明所指出的特定部位,可以不局限于某一固定部位,操作者可以根据实际需要选择测量部位,增加了操作的灵活性,使得操作更为简便。

[0064] 在本发明的一种实施例中,选择颈动脉作为获取血氧脉搏波信号的部位。该部位距离主动脉较近,并且血管的舒张收缩程度较稳定。

[0065] 其中,两路不同波长的光信号包括:红光信号和红外光信号；

[0066] 202. 测量标准心输出量

[0067] 在接收经过所述血管后的两路光信号的同时,将接有压力传感器的导管接入被测目标的血管,测量标准心输出量；

[0068] 由于被测目标的个体差异,连续测量的心输出量的生理模型中的相关参数各不相同,因此在进行连续测量心输出量之前,需要通过至少一次准确的标准心输出量测量结果

来计算该生理模型中相关参数；

[0069] 而由于现有的测量心输出量的方法多种多样，因此本发明所指出的测量标准心输出量，可以不局限于某一特定测量心输出量的方法，操作者可以根据实际需要和现场条件选择合适校准方法，增加了操作的灵活性，使得操作更为简便。

[0070] 在本实施例中，可使用微创的经肺热稀释技术测量的心输出量对生理模型进行测量标准心输出量，其为一种既简单安全又准确的方式。其方法是将容积与温度已知的液体通过中心静脉导管注入右心房。注射液与心脏中的血液混合后，随着血液循环的进行，温度得到稀释和扩散，血液温度的改变由一个温度传感器来测量，后者放在较大的体循环动脉，例如，股或腋动脉中的一条动脉导管的远端处。通过血流温度的改变与心输出量之间存在相应关系来确定准确的心输出量。这种微创的方式，因为其不需要将导管插入至病人的心脏中，因此可以避免引发心律失常、血栓、血管破裂等潜在风险。

[0071] 203. 得到脉搏波数据信号

[0072] 分别对电信号进行放大与处理得到两路脉搏波数据信号；

[0073] 204. 得到局部血流量

[0074] 对两路脉搏波数据信号进行计算，得到一个心动周期内的局部血流量 Q ；

[0075] 205. 建立生理模型

[0076] 计算标准心输出量与局部血流量之间的映射关系，根据该映射关系建立生理模型，并对该生理模型存储；

[0077] 206. 判断是否需要再次计算

[0078] 判断是否需要再次计算映射关系，若需要再次计算，则再次进入测量标准心输出量和接收经过所述血管后的两路光信号；

[0079] 207. 更新生理模型

[0080] 若判断结果为不需要再次计算，则将所有被存储的生理模型进行平均，并根据平均的结果更新生理模型；

[0081] 208. 撤出与的血管相接的导管

[0082] 在建立生理模型后，撤出与被测目标的血管相接的导管，

[0083] 209. 继续连续测量脉搏波数据信号

[0084] 并通过发光器件连续的向被测目标的血管发射两路不同波长的光信号，直到得到连续的脉搏波数据信号；

[0085] 210. 获得的脉率值

[0086] 从连续的脉搏波数据信号中获得的脉率值 HR ，

[0087] 211. 得到连续的局部血流量

[0088] 对连续的脉搏波数据信号计算，得到连续周期的局部血流量 Q ；

[0089] 212. 计算每搏输出量

[0090] 将连续的局部血流量 Q 与生理模型结合，计算得到连续的每搏输出量 SV ；

[0091] 213. 计算连续的心输出量

[0092] 利用连续的每搏输出量 SV 与脉率值 HR 进行计算，得到连续的心输出量 CO ，即 $CO = SV \times HR$ ；

[0093] 214. 输出连续的心输出量

[0094] 在得到连续的心输出量 CO 之后,对连续的心输出量 CO 进行显示和 / 或打印和 / 或存储 ;

[0095] 215. 标记连续的心输出量

[0096] 在得到连续的心输出量 CO 之后,判断连续的心输出量 CO 是否在预定范围内,若不在预定范围内,则对该连续的心输出量 CO 进行标记。

[0097] 请参看图 3,本发明一种心输出量的连续监测系统,包括 :

[0098] 光电信号接发模块 301,所述光电信号接发模块 301 贴附于被测目标的血管上,用于通过发光器件向被测目标的血管发射两路不同波长的光信号,并接收经过所述血管后的两路光信号,将该两路光信号转换为相对应的电信号 ;

[0099] 标准心输出量测量模块 302,所述标准心输出量测量模块 302 与被测目标的血管相接,包括 :相互连接的标准心输出量计算器、压力传感器,所述压力传感器通过导管采集标准心输出量信息,再通过标准心输出量计算器计算出标准心输出量 ;并在建立生理模型后,撤出与被测目标的血管相接的导管 ;

[0100] 脉搏波信号转换模块 303,所述脉搏波信号转换模块 303 与光电信号接发模块 301 连接,用于分别对两路进行电信号放大与处理得到两路脉搏波数据信号 ;

[0101] 局部血流量计算模块 304,所述局部血流量计算模块 304 与脉搏波信号转换模块 303 连接,用于对两路脉搏波数据信号进行计算,得到局部血流量 ;

[0102] 生理模型创建模块 305,所述生理模型创建模块 305 分别与局部血流量计算模块 304 和标准心输出量测量模块 302 连接,用于根据局部血流量与标准心输出量,计算其映射关系,并根据该映射关系建立生理模型 ;

[0103] 脉率值获取模块 307,所述脉率值获取模块 307 与脉搏波信号转换模块 303 连接,用于从脉搏波数据信号中获得的脉率值 ;

[0104] 每搏输出量计算模块 308,所述每搏输出量计算模块 308 与局部血流量计算模块 304 和生理模型创建模块 305 连接,用于根据调整后局部血流量与生理模型,计算得到连续的每搏输出量 ;

[0105] 连续心输出量计算模块 306,所述连续心输出量计算模块 306 与每搏输出量计算模块 308 和脉率值获取模块 307 连接,用于对连续的每搏输出量与脉率值进行计算,得到连续的心输出量。

[0106] 进一步,本发明一种心输出量的连续监测系统还包括 :

[0107] 心输出量显示模块,所述心输出量显示模块与连续心输出量计算模块连接,用于对连续的心输出量进行显示 ;

[0108] 心输出量打印模块,所述心输出量打印模块与连续心输出量计算模块连接,用于对连续的心输出量进行打印 ;

[0109] 心输出量存储模块,所述心输出量存储模块与连续心输出量计算模块连接,用于对连续的心输出量进行存储 ;

[0110] 报警模块,所述报警模块与连续心输出量计算模块连接,用于判断连续心输出量是否在预定范围内,若不在预定范围内,则对该连续的心输出量进行标记并进行报警提示。

[0111] 进一步,所述光电信号接发模块包括 :红光信号接发器和红外光信号接发器。

[0112] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精

神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

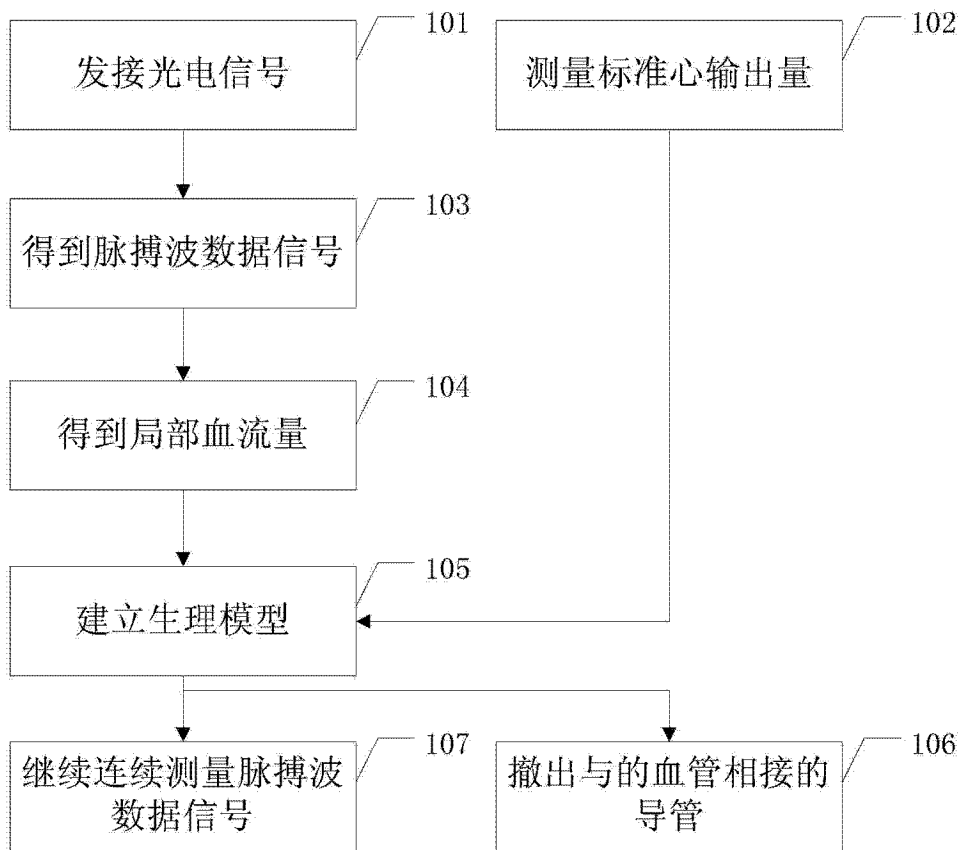


图 1

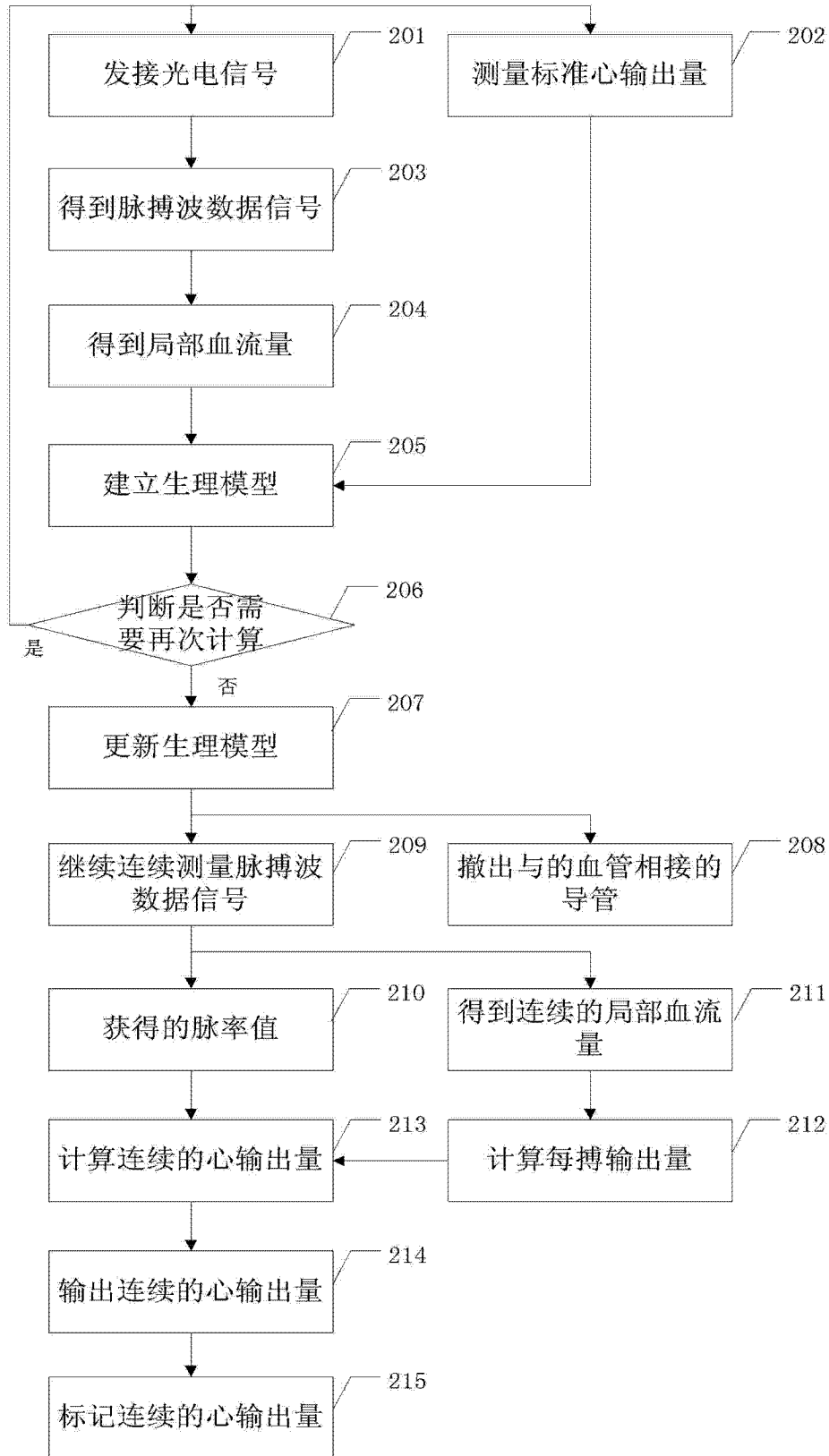


图 2

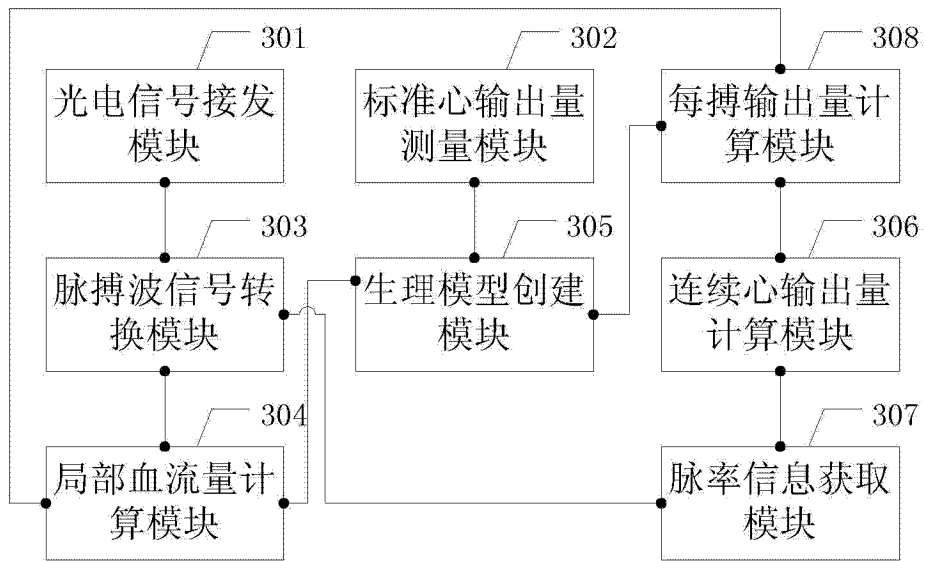


图 3