



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105942984 B

(45)授权公告日 2018.08.28

(21)申请号 201610388754.8

(22)申请日 2016.06.03

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105942984 A

(43)申请公布日 2016.09.21

(66)本国优先权数据

201610355254.4 2016.05.26 CN

(73)专利权人 中国科学院苏州生物医学工程技术研究所

地址 215009 江苏省苏州市高新区科灵路88号

专利权人 王卫东

(72)发明人 张龙 韩坤 王沛沛 石金龙

胡敏露 高静 王卫东 武晓东

(74)专利代理机构 北京京万通知识产权代理有限公司 11440

代理人 齐晓静

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 104394760 A,2015.03.04,

CN 204133475 U,2015.02.04,

CN 103656868 A,2014.03.26,

CN 104856680 A,2015.08.26,

CN 102379703 A,2012.03.21,

WO 2015018657 A1,2015.02.12,

审查员 桂林

权利要求书2页 说明书10页 附图3页

(54)发明名称

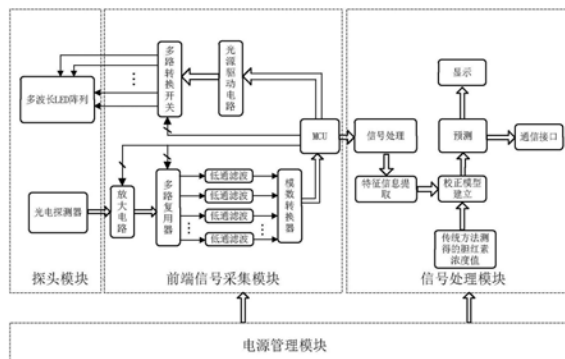
黄疸检测方法及其装置

(57)摘要

一种黄疸检测方法,其利用PPG信号的AC部分和DC部分,按照下式计算得到胆红素的浓度,

Equation for bilirubin concentration calculation: c_B = J_1 ln [(DC_PP(λ_1)^2 - AC_PP(λ_1)^2 DC_PP(λ_2)^2 - AC_PP(λ_2)^2) / (DC_PP(λ_1)^2 - AC_PP(λ_1)^2 DC_PP(λ_2)^2 - AC_PP(λ_2)^2)] + J_2 ln [(DC_PP(λ_2)^2 - AC_PP(λ_2)^2 DC_PP(λ_1)^2 - AC_PP(λ_1)^2) / (DC_PP(λ_1)^2 - AC_PP(λ_1)^2 DC_PP(λ_2)^2 - AC_PP(λ_2)^2)]

本发明的黄疸检测方法将光电容积脉搏描记法(PPG)的光学检测技术应用于新生儿黄疸浓度的检测,去除了黑色素、血红蛋白及脉搏波对胆红素浓度检测的影响,可以对新生儿(尤其正在接受光疗的新生儿)实施实时、连续监测。



1. 一种黄疸检测装置,其包括:探头模块、前端信号采集模块、信号处理模块;

探头模块包括LED阵列和光电探测器,所述探头模块包括至少四组LED,每组LED包括波长相同的第一LED和第二LED;每个第一LED距所述探头模块的距离为 L_2 ,每个第二LED距所述探头模块的距离为 L_1 ,所述四组LED中,其中一组为绿光LED,其中一组为蓝光LED,其余两组为光的波长不小于600nm的LED;所述LED发出的光经过待测者的表皮层、真皮层、组织层后由光电探测器接收;

所述光电探测器输出的电信号由前端信号采集模块送至信号处理模块处理;

所述信号处理模块根据下式计算得到胆红素值,

$$c_B = J_1 \ln \sqrt{\frac{DC_{p_2}(\lambda_1)^2 - AC_{p_2}(\lambda_1)^2}{DC_{p_1}(\lambda_1)^2 - AC_{p_1}(\lambda_1)^2} \frac{DC_{p_1}(\lambda_2)^2 - AC_{p_1}(\lambda_2)^2}{DC_{p_2}(\lambda_2)^2 - AC_{p_2}(\lambda_2)^2}} + J_2 \ln \sqrt{\frac{DC_{p_2}(\lambda_3)^2 - AC_{p_2}(\lambda_3)^2}{DC_{p_1}(\lambda_3)^2 - AC_{p_1}(\lambda_3)^2} \frac{DC_{p_1}(\lambda_4)^2 - AC_{p_1}(\lambda_4)^2}{DC_{p_2}(\lambda_4)^2 - AC_{p_2}(\lambda_4)^2}}$$

其中:

$$J_1 = \frac{1}{[\varepsilon_B(\lambda_2) - \varepsilon_B(\lambda_1)](d_{Bp_2} - d_{Bp_1})}$$

$$J_2 = -\frac{1}{[\varepsilon_B(\lambda_2) - \varepsilon_B(\lambda_1)](d_{Bp_2} - d_{Bp_1})} \frac{\varepsilon_M(\lambda_2) - \varepsilon_M(\lambda_1)}{\varepsilon_M(\lambda_4) - \varepsilon_M(\lambda_3)}$$

λ_1 为绿光的波长; λ_2 为蓝光的波长; λ_3 、 λ_4 为波长不小于600nm的光的波长, c_B 为胆红素的浓度;

$\varepsilon_B(\lambda_2)$ 表示胆红素对波长为 λ_2 的光的消光系数; $\varepsilon_B(\lambda_1)$ 表示胆红素对波长为 λ_1 的光的消光系数; d_{Bp_2} 表示p2处光在胆红素中的有效光程长; d_{Bp_1} 表示p1处光在胆红素中的有效光程长; $d_{Bp_2}-d_{Bp_1}$ 为常数;

$\varepsilon_M(\lambda_2)$ 表示黑色素对波长为 λ_2 的光的消光系数; $\varepsilon_M(\lambda_1)$ 表示黑色素对波长为 λ_2 的光的消光系数; $\varepsilon_M(\lambda_4)$ 表示黑色素对波长为 λ_4 的光的消光系数; $\varepsilon_M(\lambda_3)$ 表示黑色素对波长为 λ_3 的光的消光系数;

$DC_{p_2}(\lambda_1)$ 表示在p2处波长为 λ_1 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p_2}(\lambda_1)$ 表示在p2处波长为 λ_1 的光的出射光强的AC成分; $DC_{p_1}(\lambda_2)$ 表示在p1处波长为 λ_2 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p_1}(\lambda_2)$ 表示在p1处波长为 λ_2 的光的出射光强的AC成分; $DC_{p_1}(\lambda_1)$ 表示在p1处波长为 λ_1 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p_1}(\lambda_1)$ 表示在p1处波长为 λ_1 的光的出射光强的AC成分; $DC_{p_2}(\lambda_2)$ 表示在p2处波长为 λ_2 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p_2}(\lambda_2)$ 表示在p2处波长为 λ_2 的光的出射光强的AC成分;

$DC_{p_2}(\lambda_3)$ 表示在p2处波长为 λ_3 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p_2}(\lambda_3)$ 表示在p2处波长为 λ_3 的光的出射光强的AC成分; $DC_{p_1}(\lambda_4)$ 表示在p1处波长为 λ_4 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p_1}(\lambda_4)$ 表示在p1处波长为 λ_4 的光的出射光强的AC成分; $DC_{p_1}(\lambda_3)$ 表示在p1处波长为 λ_3 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p_1}(\lambda_3)$ 表示在p1处波长为 λ_3 的光的出射光强的AC成分; $DC_{p_2}(\lambda_4)$ 表示在p2处波长为 λ_4 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p_2}(\lambda_4)$ 表示在p2处波长为 λ_4 的光的出射光强的AC成分。

2. 如权利要求1所述的黄疸检测装置,其特征在于:在每组LED中,第一LED、第二LED、所述光电探测器呈一条直线布置。

3. 如权利要求1所述的黄疸检测装置,其特征在于:所述至少四组LED为四组LED,且所

述四组LED呈十字形布置。

4. 如权利要求1所述的黄疸检测装置,其特征在于:所述探头模块在其外侧包括遮光层。

5. 如权利要求1所述的黄疸检测装置,其特征在于:前端信号采集模块通过无线通信方式与信号处理模块交互。

黄疸检测方法及其装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种黄疸检测,尤其涉及一种黄疸检测的方法及其装置。

背景技术

[0002] 黄疸是新生儿时期最常见的临床症状,是因红血球中的血红蛋白的分解而产生的胆红素因某种障碍没有从活体中被排除,血液中胆红素浓度增多,从而引起包括精神和发育性障碍、脑性瘫痪、运动功能发育延迟、视听障碍等在内的脑损伤后遗症,是我国目前重要的致残因素之一。据美国儿科学会(AAP)的数据统计,约60%的新生儿可出现不同程度的黄疸,其中约有10%的新生儿黄疸症需要及时治疗。对于最为严重的核黄疸,目前所能获得的最佳证据提示:至少有10%的确诊婴儿在短期内即迅速死亡,而幸存者将遗留远期后遗症,因此必须对新生儿进行提早诊断和治疗。研究表明:对产后新生儿黄疸疾病进行提早干预,可明显提高治疗效果,有效降低致残率,对改善人口素质具有十分重要的意义。

[0003] 高胆红素血症的血中的胆红素与弹性纤维的亲合性高,沉积在弹性纤维丰富的皮肤、巩膜以及血管等位置,在活体皮下组织沉积中而出现皮肤黄染。

[0004] 传统的经皮黄疸仪通过测定两个波长上的光密度差来评估皮肤的黄色程度,具体方法为测量两条光路之间的差值来计算皮下组织上的该光密度差。

[0005] 例如1981年5月19日公开的US4267844、2005年1月25日公开的 US6847835B1、2015年3月11日公开的CN104411232A、2015年3月4日公开的CN104394760A,均为美能达公司的专利。美能达公司的专利中的装置为握持式设备,其测试端定在前额后压下,阻断皮肤下的血液流动,由此消除血液中的血红蛋白对胆红素检测的影响。

[0006] 美能达这些设备尽管在单次测量中使用起来非常方便,但却不利于连续监测,尤其对于在光疗箱中接受蓝光照射治疗婴儿,美能达提出的这些设备无法做到连续监测。而且,在接受蓝光治疗后,皮肤中的胆红素虽然显著分解了,但不能准确反映血清胆红素的浓度,通常需要在光疗结束12个小时后,皮肤中的胆红素浓度才能较好地反映血液中的胆红素浓度。

发明内容

[0007] 鉴于上述问题,本发明旨在提出一种黄疸检测方法及其装置,该方法和装置方便佩戴在受测者的额头上,能够及时、连续地检测黄疸水平。

[0008] 本发明的黄疸检测方法,其利用PPG信号的AC部分和DC部分,按照下式计算得到胆红素的浓度,

[0009]

$$c_B = J_1 \ln \sqrt{\frac{DC_{p_2}(\lambda_1)^2 - AC_{p_2}(\lambda_1)^2}{DC_{p_1}(\lambda_1)^2 - AC_{p_1}(\lambda_1)^2} \frac{DC_{p_1}(\lambda_2)^2 - AC_{p_1}(\lambda_2)^2}{DC_{p_2}(\lambda_2)^2 - AC_{p_2}(\lambda_2)^2}} + J_2 \ln \sqrt{\frac{DC_{p_2}(\lambda_3)^2 - AC_{p_2}(\lambda_3)^2}{DC_{p_1}(\lambda_3)^2 - AC_{p_1}(\lambda_3)^2} \frac{DC_{p_1}(\lambda_4)^2 - AC_{p_1}(\lambda_4)^2}{DC_{p_2}(\lambda_4)^2 - AC_{p_2}(\lambda_4)^2}}$$

[0010] 其中:

$$[0011] \quad J_1 = \frac{1}{[\varepsilon_B(\lambda_2) - \varepsilon_B(\lambda_1)](d_{Bp_2} - d_{Bp_1})}$$

$$[0012] \quad J_2 = -\frac{1}{[\varepsilon_B(\lambda_2) - \varepsilon_B(\lambda_1)](d_{Bp_2} - d_{Bp_1})} \frac{\varepsilon_M(\lambda_2) - \varepsilon_M(\lambda_1)}{\varepsilon_M(\lambda_4) - \varepsilon_M(\lambda_3)}$$

[0013] λ_1 为绿光的波长; λ_2 为蓝光的波长; λ_3 、 λ_4 为波长不小于600nm的光的波长, c_B 为胆红素的浓度;

[0014] $\varepsilon_B(\lambda_2)$ 表示胆红素对波长为 λ_2 的光的消光系数; $\varepsilon_B(\lambda_1)$ 表示胆红素对波长为 λ_1 的光的消光系数; d_{Bp_2} 表示p2处光在胆红素中的有效光程长; d_{Bp_1} 表示p1处光在胆红素中的有效光程长; $d_{Bp_2}-d_{Bp_1}$ 为常数;

[0015] $\varepsilon_M(\lambda_2)$ 表示黑色素对波长为 λ_2 的光的消光系数; $\varepsilon_M(\lambda_1)$ 表示黑色素对波长为 λ_2 的光的消光系数; $\varepsilon_M(\lambda_4)$ 表示黑色素对波长为 λ_4 的光的消光系数; $\varepsilon_M(\lambda_3)$ 表示黑色素对波长为 λ_3 的光的消光系数;

[0016] $DC_{p_2}(\lambda_1)$ 表示在p2处波长为 λ_1 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p_2}(\lambda_1)$ 表示在p2处波长为 λ_1 的光的出射光强的AC成分; $DC_{p_1}(\lambda_2)$ 表示在p1处波长为 λ_2 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p_1}(\lambda_2)$ 表示在p1处波长为 λ_2 的光的出射光强的AC成分; $DC_{p_1}(\lambda_1)$ 表示在p1处波长为 λ_1 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p_1}(\lambda_1)$ 表示在p1处波长为 λ_1 的光的出射光强的AC成分; $DC_{p_2}(\lambda_2)$ 表示在p2处波长为 λ_2 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p_2}(\lambda_2)$ 表示在p2处波长为 λ_2 的光的出射光强的AC成分。

[0017] $DC_{p_2}(\lambda_3)$ 表示在p2处波长为 λ_3 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p_2}(\lambda_3)$ 表示在p2处波长为 λ_3 的光的出射光强的AC成分; $DC_{p_1}(\lambda_4)$ 表示在p1处波长为 λ_4 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p_1}(\lambda_4)$ 表示在p1处波长为 λ_4 的光的出射光强的AC成分; $DC_{p_1}(\lambda_3)$ 表示在p1处波长为 λ_3 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p_1}(\lambda_3)$ 表示在p1处波长为 λ_3 的光的出射光强的AC成分; $DC_{p_2}(\lambda_4)$ 表示在p2处波长为 λ_4 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p_2}(\lambda_4)$ 表示在p2处波长为 λ_4 的光的出射光强的AC成分。

[0018] 优选地,所述 λ_3 为红外光的波长,所述 λ_4 为红光的波长。

[0019] 本发明的黄疸检测装置,其包括:探头模块、前端信号采集模块、信号处理模块;

[0020] 探头模块包括LED阵列和光电探测器,所述探头模块包括至少四组LED,每组LED包括波长相同的第一LED和第二LED;每个第一LED距所述探头模块的距离为 L_2 ,每个第二LED距所述探头模块的距离为 L_1 ,所述四组LED中,其中一组为绿光LED,其中一组为蓝光LED,其余两组为光的波长不小于600nm的LED;所述LED发出的光经过待测者的表皮层、真皮层、组织层后由光电探测器接收;

[0021] 所述光电探测器输出的电信号由前端信号采集模块送至信号处理模块处理;

[0022] 所述信号处理模块根据下式计算得到胆红素值,

[0023]

$$c_B = J_1 \ln \sqrt{\frac{DC_{p_2}(\lambda_1)^2 - AC_{p_2}(\lambda_1)^2}{DC_{p_1}(\lambda_1)^2 - AC_{p_1}(\lambda_1)^2} \frac{DC_{p_1}(\lambda_2)^2 - AC_{p_1}(\lambda_2)^2}{DC_{p_2}(\lambda_2)^2 - AC_{p_2}(\lambda_2)^2}} + J_2 \ln \sqrt{\frac{DC_{p_2}(\lambda_3)^2 - AC_{p_2}(\lambda_3)^2}{DC_{p_1}(\lambda_3)^2 - AC_{p_1}(\lambda_3)^2} \frac{DC_{p_1}(\lambda_4)^2 - AC_{p_1}(\lambda_4)^2}{DC_{p_2}(\lambda_4)^2 - AC_{p_2}(\lambda_4)^2}}$$

[0024] 其中:

$$[0025] \quad J_1 = \frac{1}{[\varepsilon_B(\lambda_2) - \varepsilon_B(\lambda_1)](d_{BP_2} - d_{BP_1})}$$

$$[0026] \quad J_2 = -\frac{1}{[\varepsilon_B(\lambda_2) - \varepsilon_B(\lambda_1)](d_{BP_2} - d_{BP_1})} \frac{\varepsilon_M(\lambda_2) - \varepsilon_M(\lambda_1)}{\varepsilon_M(\lambda_4) - \varepsilon_M(\lambda_3)}$$

[0027] λ_1 为绿光的波长; λ_2 为蓝光的波长; λ_3 、 λ_4 为波长不小于600nm的光的波长, C_B 为胆红素的浓度;

[0028] $\varepsilon_B(\lambda_2)$ 表示胆红素对波长为 λ_2 的光的消光系数; $\varepsilon_B(\lambda_1)$ 表示胆红素对波长为 λ_1 的光的消光系数; d_{BP_2} 表示p2处光在胆红素中的有效光程长; d_{BP_1} 表示p1处光在胆红素中的有效光程长; $d_{BP_2}-d_{BP_1}$ 为常数;

[0029] $\varepsilon_M(\lambda_2)$ 表示黑色素对波长为 λ_2 的光的消光系数; $\varepsilon_M(\lambda_1)$ 表示黑色素对波长为 λ_2 的光的消光系数; $\varepsilon_M(\lambda_4)$ 表示黑色素对波长为 λ_4 的光的消光系数; $\varepsilon_M(\lambda_3)$ 表示黑色素对波长为 λ_3 的光的消光系数;

[0030] $DC_{p_2}(\lambda_1)$ 表示在p2处波长为 λ_1 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p_2}(\lambda_1)$ 表示在p2处波长为 λ_1 的光的出射光强的AC成分; $DC_{p_1}(\lambda_2)$ 表示在p1处波长为 λ_2 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p_1}(\lambda_2)$ 表示在p1处波长为 λ_2 的光的出射光强的AC成分; $DC_{p_1}(\lambda_1)$ 表示在p1处波长为 λ_1 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p_1}(\lambda_1)$ 表示在p1处波长为 λ_1 的光的出射光强的AC成分; $DC_{p_2}(\lambda_2)$ 表示在p2处波长为 λ_2 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p_2}(\lambda_2)$ 表示在p2处波长为 λ_2 的光的出射光强的AC成分;

[0031] $DC_{p_2}(\lambda_3)$ 表示在p2处波长为 λ_3 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p_2}(\lambda_3)$ 表示在p2处波长为 λ_3 的光的出射光强的AC成分; $DC_{p_1}(\lambda_4)$ 表示在p1处波长为 λ_4 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p_1}(\lambda_4)$ 表示在p1处波长为 λ_4 的光的出射光强的AC成分; $DC_{p_1}(\lambda_3)$ 表示在p1处波长为 λ_3 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p_1}(\lambda_3)$ 表示在p1处波长为 λ_3 的光的出射光强的AC成分; $DC_{p_2}(\lambda_4)$ 表示在p2处波长为 λ_4 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p_2}(\lambda_4)$ 表示在p2处波长为 λ_4 的光的出射光强的AC成分。

[0032] 优选地,在每组LED中,第一LED、第二LED、所述光电探测器呈一条直线布置。所述至少四组LED为四组LED,且所述四组LED呈十字形布置。

[0033] 优选地,所述探头模块在其外侧包括遮光层。

[0034] 优选地,前端信号采集模块通过无线通信方式与信号处理模块交互。

[0035] 通过本发明的黄疸检测方法及其装置,将光电容积脉搏波描记法(PPG)的光学检测技术应用于新生儿黄疸浓度的检测,去除了黑色素、血红蛋白及脉搏波对胆红素浓度检测的影响,可以对新生儿(尤其正在接受光疗的新生儿)实施实时、连续监测。

附图说明

[0036] 图1为皮肤组织的光吸收特性图;

[0037] 图2为组织对光的吸收作用所产生的PPG信号;

[0038] 图3为本发明的黄疸检测装置的系统框图;

[0039] 图4为本发明的黄疸检测装置的探头模块的结构示意图;

[0040] 图5为光在不同的新生儿皮肤模型中的传播示意图。

具体实施方式

[0041] 下面,结合附图对本发明的黄疸检测方法及其装置进行详细说明。

[0042] 本方法的原理如下:

[0043] 光子在人体组织中传输会发生吸收和散射作用。当光照射到人体组织中后,一部分光子会经过多次散射作用改变原始传输路径,最终射出组织表面;另一部分光子则会在传播的过程中被组织所吸收。由于动脉血的搏动,穿过动脉血液的那部分光子被吸收的程度会随着动脉血的搏动而呈周期性的变化:当心脏收缩时,动脉血被泵入周围血管,血管舒张,此时被血液吸收的光子增多,出射光强变弱;当心脏舒张时,血液流回心脏,血管收缩,此时被血液吸收的光子减少,出射光强增大。我们将此随着时间而变化的光强成分定义为AC成分。另一部分未穿过动脉血的光子,会被黑色素、胆红素、软组织、静脉血等不跳变成成分吸收与散射,出射光强比较平稳。我们将出射光强度的平均值定义为DC成分。当利用光电探测器在组织表面对出射光进行探测时,会得到强度随心跳而变化的信号,我们将这种信号称为光容积脉搏波描记法(PPG)信号。

[0044] 黄疸的测量点,选择在额头或胸骨处进行测量,因为这两处血流丰富,而在血流量小以及皮下组织呈现角质化的区域可能使皮下组织中胆红素浓度较低,不利于检测。

[0045] 在皮下组织中,特定波长光的吸收所需考虑的影响因素主要有胆红素(Bilirubin)、黑色素(Dopa-Melanin)和血红蛋白(Hb O₂),其吸收特性曲线见图1所示,皮肤组织对光的吸收作用产生的PPG信号如图2所示。

[0046] 根据Lambert-Beer定律,当光强为I的单色光(波长为λ)照射到人体组织时,出射光强度I_t为:

$$[0047] \quad I_t(\lambda) = I_0(\lambda)F_0(\lambda)e^{-\{\varepsilon_M(\lambda)c_Md_M + \varepsilon_B(\lambda)c_Bd_B + \varepsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb}d_{Hb}(t)\}} \quad (\text{式1})$$

[0048] 上式中F₀(λ)表示系统对入射光强的放大倍数,ε_M(λ)、ε_B(λ)、ε_{Hb}(λ)分别表示黑色素、胆红素、血红蛋白对波长为λ光源的消光系数,c_M、c_B、c_{Hb}分别表示黑色素、胆红素、血红蛋白的浓度,d_M、d_B分别表示光在黑色素、胆红素中传播的有效光程长。d_{Hb}(t)为光在动脉血中传播的光程长,它随着脉搏跳动而改变。当心脏收缩到收缩期最高压力点时,血管舒张达到最大,光程长d_{Hb}(t)也达到最大值 $d_{Hb_{\max}} = d_{Hb} + \Delta d$,此时出射光强最弱:

$$[0049] \quad I(\lambda)_{\min} = I_0(\lambda)F_0(\lambda)e^{-[\varepsilon_M(\lambda)c_Md_M + \varepsilon_B(\lambda)c_Bd_B + \varepsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb}(d_{Hb} + \Delta d)]} \quad (\text{式2})$$

[0050] 当心脏舒张时,此时血管收缩到最小,光程长d_{Hb}(t)减小到最小值 $d_{Hb_{\max}} = d_{Hb} - \Delta d$,此时输出光强度最强:

$$[0051] \quad I(\lambda)_{\max} = I_0(\lambda)F_0(\lambda)e^{-[\varepsilon_M(\lambda)c_Md_M + \varepsilon_B(\lambda)c_Bd_B + \varepsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb}(d_{Hb} - \Delta d)]} \quad (\text{式3})$$

[0052] 上述两式相乘,可消除脉搏波波动对测量结果的影响,如下:

$$[0053] \quad I(\lambda)_{\min} I(\lambda)_{\max} = I_0(\lambda)^2 F_0(\lambda)^2 e^{-2[\varepsilon_M(\lambda)c_Md_M + \varepsilon_B(\lambda)c_Bd_B + \varepsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb}d_{Hb}]} \quad (\text{式4})$$

[0054] 图4中,蓝光LED、绿光LED、红光LED,红外光LED分别以L₁和L₂的距离对称排列在光电探测器的周围,图5(a)为新生儿皮肤模型1,我们将其定义为标准新生儿皮肤模型,图5(b)为新生儿皮肤模型2,我们将其定义为不成熟新生儿皮肤模型,可以看出不成熟新生儿

的表皮层和真皮层相对标准新生儿要薄一些。

[0055] 光电探测器接收到的是光在组织中经过多次散射后从组织同一侧折射出来的光，光子在组织中的统计传播路径成香蕉形状。从图5可以看出，光在标准新生儿皮下组织中的光程长要小于不成熟新生儿皮下组织中的光程长，然而光程差在标准新生儿皮下组织和不成熟新生儿皮下组织中可以认为基本相等，即 $d_{Bp_2} - d_{Bp_1} = d_{Bq_2} - d_{Bq_1}$ ，其中 d_{Bp_1} 为距探测器距离为 L_1 的LED光源 p_1 出射光在标准新生儿皮下组织的胆红素中传播的有效光程长， d_{Bp_2} 为距探测器距离为 L_2 的LED光源 p_2 出射光在标准新生儿皮下组织的胆红素中传播的有效光程长， d_{Bq_1} 为距探测器距离为 L_1 的LED光源 q_1 出射光在不成熟新生儿皮下组织的胆红素中传播的有效光程长， d_{Bq_2} 为距探测器距离为 L_2 的LED光源 q_2 出射光在不成熟新生儿皮下组织的胆红素中传播的有效光程长。

[0056] 由于黑色素主要存在于表皮中，且表皮层很薄，光程差在标准新生儿表皮和不成熟新生儿表皮中可以认为基本相等，即 $d_{Mp_2} - d_{Mp_1} = d_{Mq_2} - d_{Mq_1}$ ，其中 d_{Mp_1} 为距探测器距离为 L_1 的LED光源 p_1 出射光在标准新生儿皮下组织的黑色素中传播的有效光程长， d_{Mp_2} 为距探测器距离为 L_2 的LED光源 p_2 出射光在标准新生儿皮下组织的黑色素中传播的有效光程长， d_{Mq_1} 为距探测器距离为 L_1 的LED光源 q_1 出射光在不成熟新生儿皮下组织的黑色素中传播的有效光程长， d_{Mq_2} 为距探测器距离为 L_2 的LED光源 q_2 出射光在不成熟新生儿皮下组织的黑色素中传播的有效光程长。

[0057] 根据图1，在波长超过600nm时，血红蛋白的吸收系数近似为0，即 $\epsilon_{Hb}(\lambda_r) = \epsilon_{Hb}(\lambda_{ir}) = 0$ ，其中 $\epsilon_{Hb}(\lambda_r)$ 为血红蛋白对波长为640nm红光的消光系数， $\epsilon_{Hb}(\lambda_{ir})$ 为血红蛋白对波长为940nm红外光的消光系数。又因为血红蛋白在460nm和555nm处的吸收系数基本相等，即 $\epsilon_{Hb}(\lambda_b) = \epsilon_{Hb}(\lambda_g)$ ，其中 $\epsilon_{Hb}(\lambda_b)$ 为血红蛋白对波长为460nm蓝光的消光系数， $\epsilon_{Hb}(\lambda_g)$ 为血红蛋白对波长为555nm绿光的消光系数。血红蛋白主要存在于皮肤的真皮和皮下组织中的动脉血管中，通过选择以上4个特定波长的光源，就可以消除血红蛋白以及皮肤厚度对于胆红素测量的影响。

[0058] 由上述分析可知，通过选用4个特定波长的LED光源以及采用对称分布的光程差法，可以解决新生儿个体在皮肤成熟度上的差异问题。对图5a 中新生儿皮肤模型1建立胆红素浓度求解算法如下：

[0059] 距探测器距离为 L_1 的 p_1 处波长为 λ_b 的LED的出射光强，根据式4有：

[0060]

$$I_{p_1}(\lambda_b)_{\min} I_{p_1}(\lambda_b)_{\max} = I_0(\lambda_b)_{p_1}^2 F_0(\lambda_b)_{p_1}^2 e^{-2\{\epsilon_M(\lambda_b)c_M d_{Mp_1} + \epsilon_B(\lambda_b)c_B d_{Bp_1} + \epsilon_{Hb}(\lambda_b)c_{Hb} d_{Hbp_1}\}} \quad (\text{式5})$$

[0061] 其中 $I_{p_1}(\lambda_b)_{\min}$ 表示 p_1 处波长 λ_b 的光入射时出射最弱光强， $I_{p_1}(\lambda_b)_{\max}$ 表示出射最强光强， $I_0(\lambda_b)_{p_1}$ 表示 p_1 处波长 λ_b 的光入射光强， $F_0(\lambda_b)_{p_1}$ 表示系统对 p_1 处波长为 λ_b 的光入射光强的放大倍数， $\epsilon_M(\lambda_b)$ 表示黑色素对波长为 λ_b 光源的消光系数， $\epsilon_B(\lambda_b)$ 和 $\epsilon_{Hb}(\lambda_b)$ 分别为胆红素和血红蛋白对波长为 λ_b 的光的消光系数， c_M 为黑色素的浓度， c_B 和 c_{Hb} 分别为胆红素和和血红蛋白的浓度， d_{Mp_1} 为光在黑色素中传播的有效光程长， d_{Bp_1} 为光在胆红素中传播的有效光程

长, $d_{Hb_{p_1}}$ 光在血红蛋白中传播的有效光程长。

[0062] 距探测器距离为 L_2 的 p_2 处波长为 λ_b 的 LED 的出射光强, 根据式 5 有:

[0063]

$$I_{p_2}(\lambda_b)_{\min} I_{p_2}(\lambda_b)_{\max} = I_0(\lambda_b)_{p_2}^2 F_0(\lambda_b)_{p_2}^2 e^{-2\{\varepsilon_M(\lambda_b)c_M d_{Mp_2} + \varepsilon_B(\lambda_b)c_B d_{Bp_2} + \varepsilon_{Hb}(\lambda_b)c_{Hb} d_{Hbp_2}\}} \quad (\text{式 6})$$

[0064] 其中 $I_{p_2}(\lambda_b)_{\min}$ 表示 p_2 处波长 λ_b 的光入射时出射最弱光强, $I_{p_2}(\lambda_b)_{\max}$ 表示出射最强光强, $I_0(\lambda_b)_{p_2}$ 表示 p_2 处波长 λ_b 的光入射光强, $F_0(\lambda_b)_{p_2}$ 表示系统对 p_2 处波长为 λ_b 的光入射光强的放大倍数, d_{Mp_2} 为光在黑色素中传播的有效光程, d_{Bp_2} 光在胆红素中传播的有效光程长, d_{Hbp_2} 光在血红蛋白中传播的有效光程长。

[0065] 将式 5 和 6 相除得到:

[0066]

$$\frac{I_{p_2}(\lambda_b)_{\min} I_{p_2}(\lambda_b)_{\max}}{I_{p_1}(\lambda_b)_{\min} I_{p_1}(\lambda_b)_{\max}} = \frac{I_0(\lambda_b)_{p_2}^2 F_0(\lambda_b)_{p_2}^2}{I_0(\lambda_b)_{p_1}^2 F_0(\lambda_b)_{p_1}^2} e^{-2\{\varepsilon_M(\lambda_b)c_M(d_{Mp_2} - d_{Mp_1}) + \varepsilon_B(\lambda_b)c_B(d_{Bp_2} - d_{Bp_1}) + \varepsilon_{Hb}(\lambda_b)c_{Hb}(d_{Hbp_2} - d_{Hbp_1})\}}$$

(式 7)

[0067] 同理, 对于 p_2 和 p_1 处波长 λ_g 的波长出射光强有:

[0068]

$$\frac{I_{p_2}(\lambda_g)_{\min} I_{p_2}(\lambda_g)_{\max}}{I_{p_1}(\lambda_g)_{\min} I_{p_1}(\lambda_g)_{\max}} = \frac{I_0(\lambda_g)_{p_2}^2 F_0(\lambda_g)_{p_2}^2}{I_0(\lambda_g)_{p_1}^2 F_0(\lambda_g)_{p_1}^2} e^{-2\{\varepsilon_M(\lambda_g)c_M(d_{Mp_2} - d_{Mp_1}) + \varepsilon_B(\lambda_g)c_B(d_{Bp_2} - d_{Bp_1}) + \varepsilon_{Hb}(\lambda_g)c_{Hb}(d_{Hbp_2} - d_{Hbp_1})\}}$$

[0069] (式 8)

[0070] 由白色校正板定标, 调整系统放大倍数 $F_0(\lambda_b)_{p_2}$ 、 $F_0(\lambda_b)_{p_1}$ 、 $F_0(\lambda_g)_{p_2}$ 和 $F_0(\lambda_g)_{p_1}$ 可得到式 9:

$$\frac{I_0(\lambda_b)_{p_2}^2 F_0(\lambda_b)_{p_2}^2}{I_0(\lambda_b)_{p_1}^2 F_0(\lambda_b)_{p_1}^2} = \frac{I_0(\lambda_g)_{p_2}^2 F_0(\lambda_g)_{p_2}^2}{I_0(\lambda_g)_{p_1}^2 F_0(\lambda_g)_{p_1}^2} = 1 \quad (\text{式 9})$$

[0072] 将式 9 分别代入式 7 和 8, 并将两式相除得到:

$$\begin{aligned} & \left[\varepsilon_M(\lambda_b) - \varepsilon_M(\lambda_g) \right] c_M (d_{Mp_2} - d_{Mp_1}) + \left[\varepsilon_B(\lambda_b) - \varepsilon_B(\lambda_g) \right] c_B (d_{Bp_2} - d_{Bp_1}) \\ & + \left[\varepsilon_{Hb}(\lambda_b) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_g) \right] c_{Hb} (d_{Hbp_2} - d_{Hbp_1}) \\ [0073] & = \ln \sqrt{\frac{I_{p_2}(\lambda_g)_{\min} I_{p_2}(\lambda_g)_{\max}}{I_{p_1}(\lambda_g)_{\min} I_{p_1}(\lambda_g)_{\max}}} - \ln \sqrt{\frac{I_{p_2}(\lambda_b)_{\min} I_{p_2}(\lambda_b)_{\max}}{I_{p_1}(\lambda_b)_{\min} I_{p_1}(\lambda_b)_{\max}}} \\ & = \ln \sqrt{\frac{DC_{p_2}(\lambda_g)^2 - AC_{p_2}(\lambda_g)^2}{DC_{p_1}(\lambda_g)^2 - AC_{p_1}(\lambda_g)^2}} - \ln \sqrt{\frac{DC_{p_2}(\lambda_b)^2 - AC_{p_2}(\lambda_b)^2}{DC_{p_1}(\lambda_b)^2 - AC_{p_1}(\lambda_b)^2}} \\ & = \ln \sqrt{\frac{DC_{p_2}(\lambda_g)^2 - AC_{p_2}(\lambda_g)^2}{DC_{p_1}(\lambda_g)^2 - AC_{p_1}(\lambda_g)^2} \frac{DC_{p_1}(\lambda_b)^2 - AC_{p_1}(\lambda_b)^2}{DC_{p_2}(\lambda_b)^2 - AC_{p_2}(\lambda_b)^2}} \end{aligned} \quad (\text{式 10})$$

[0074] 式 10 中, $DC_{p_2}(\lambda_g)$ 表示在 p_2 处波长为 λ_g 的光的出射光强的 DC 成分, $AC_{p_2}(\lambda_g)$ 表示在

p2处波长为 λ_g 的光的出射光强的AC成分; $DC_{p1}(\lambda_b)$ 表示在p1处波长为 λ_b 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p1}(\lambda_b)$ 表示在p1处波长为 λ_b 的光的出射光强的AC成分; $DC_{p1}(\lambda_g)$ 表示在p1处波长为 λ_g 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p1}(\lambda_g)$ 表示在p1处波长为 λ_g 的光的出射光强的AC成分; $DC_{p2}(\lambda_b)$ 表示在p2处波长为 λ_b 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p2}(\lambda_b)$ 表示在p2处波长为 λ_b 的光的出射光强的AC成分;

[0075] $I_{p2}(\lambda_g)_{\min}$ 表示在p2处波长为 λ_g 的光在血管舒张时的出射光强,其等于 $DC_{p2}(\lambda_g) - AC_{p2}(\lambda_g)$; $I_{p2}(\lambda_g)_{\max}$ 表示在p2处波长为 λ_g 的光在血管收缩时的出射光强,其等于 $DC_{p2}(\lambda_g) + AC_{p2}(\lambda_g)$; $I_{p1}(\lambda_g)_{\min}$ 表示在p1处波长为 λ_g 的光在血管舒张时的出射光强,其等于 $DC_{p1}(\lambda_g) - AC_{p1}(\lambda_g)$; $I_{p1}(\lambda_g)_{\max}$ 表示在p1处波长为 λ_g 的光在血管收缩时的出射光强,其等于 $DC_{p1}(\lambda_g) + AC_{p1}(\lambda_g)$;

[0076] $I_{p2}(\lambda_b)_{\min}$ 表示在p2处波长为 λ_b 的光在血管舒张时的出射光强,其等于 $DC_{p2}(\lambda_b) - AC_{p2}(\lambda_b)$; $I_{p2}(\lambda_b)_{\max}$ 表示在p2处波长为 λ_b 的光在血管收缩时的出射光强,其等于 $DC_{p2}(\lambda_b) + AC_{p2}(\lambda_b)$; $I_{p1}(\lambda_b)_{\min}$ 表示在p1处波长为 λ_b 的光在血管舒张时的出射光强,其等于 $DC_{p1}(\lambda_b) - AC_{p1}(\lambda_b)$; $I_{p1}(\lambda_b)_{\max}$ 表示在p1处波长为 λ_b 的光在血管收缩时的出射光强,其等于 $DC_{p1}(\lambda_b) + AC_{p1}(\lambda_b)$ 如图2中所示。

[0077] 同理,对于p2和p1处波长为 λ_r 和波长为 λ_{ir} 出射光强有:

$$\begin{aligned}
 & [\varepsilon_M(\lambda_r) - \varepsilon_M(\lambda_{ir})]c_M(d_{Mp2} - d_{Mp1}) + [\varepsilon_B(\lambda_r) - \varepsilon_B(\lambda_{ir})]c_B(d_{Bp2} - d_{Bp1}) \\
 & + [\varepsilon_{Hb}(\lambda_r) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_{ir})]c_{Hb}(d_{Hbp2} - d_{Hbp1}) \\
 [0078] \quad & = \ln \sqrt{\frac{I_{p2}(\lambda_{ir})_{\min} I_{p2}(\lambda_{ir})_{\max}}{I_{p1}(\lambda_{ir})_{\min} I_{p1}(\lambda_{ir})_{\max}}} - \ln \sqrt{\frac{I_{p2}(\lambda_r)_{\min} I_{p2}(\lambda_r)_{\max}}{I_{p1}(\lambda_r)_{\min} I_{p1}(\lambda_r)_{\max}}} \\
 & = \ln \sqrt{\frac{DC_{p2}(\lambda_{ir})^2 - AC_{p2}(\lambda_{ir})^2}{DC_{p1}(\lambda_{ir})^2 - AC_{p1}(\lambda_{ir})^2}} - \ln \sqrt{\frac{DC_{p2}(\lambda_r)^2 - AC_{p2}(\lambda_r)^2}{DC_{p1}(\lambda_r)^2 - AC_{p1}(\lambda_r)^2}} \\
 & = \ln \sqrt{\frac{DC_{p2}(\lambda_{ir})^2 - AC_{p2}(\lambda_{ir})^2}{DC_{p1}(\lambda_{ir})^2 - AC_{p1}(\lambda_{ir})^2} \frac{DC_{p1}(\lambda_r)^2 - AC_{p1}(\lambda_r)^2}{DC_{p2}(\lambda_r)^2 - AC_{p2}(\lambda_r)^2}} \quad (\text{式 11})
 \end{aligned}$$

[0079] 式11中, $DC_{p2}(\lambda_{ir})$ 表示在p2处波长为 λ_{ir} 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p2}(\lambda_{ir})$ 表示在p2处波长为 λ_{ir} 的光的出射光强的AC成分; $DC_{p1}(\lambda_r)$ 表示在p1处波长为 λ_r 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p1}(\lambda_r)$ 表示在p1处波长为 λ_r 的光的出射光强的AC成分; $DC_{p1}(\lambda_{ir})$ 表示在p1处波长为 λ_{ir} 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p1}(\lambda_{ir})$ 表示在p1处波长为 λ_{ir} 的光的出射光强的AC成分; $DC_{p2}(\lambda_r)$ 表示在p2处波长为 λ_r 的光的出射光强的DC成分, $AC_{p2}(\lambda_r)$ 表示在p2处波长为 λ_r 的光的出射光强的AC成分;

[0080] $I_{p2}(\lambda_{ir})_{\min}$ 表示在p2处波长为 λ_{ir} 的光在血管舒张时的出射光强,其等于 $DC_{p2}(\lambda_{ir}) - AC_{p2}(\lambda_{ir})$; $I_{p2}(\lambda_{ir})_{\max}$ 表示在p2处波长为 λ_{ir} 的光在血管收缩时的出射光强,其等于 $DC_{p2}(\lambda_{ir}) + AC_{p2}(\lambda_{ir})$; $I_{p1}(\lambda_{ir})_{\min}$ 表示在p1处波长为 λ_{ir} 的光在血管舒张时的出射光强,其等于 $DC_{p1}(\lambda_{ir}) - AC_{p1}(\lambda_{ir})$; $I_{p1}(\lambda_{ir})_{\max}$ 表示在p1处波长为 λ_{ir} 的光在血管收缩时的出射光强,其等于 $DC_{p1}(\lambda_{ir}) + AC_{p1}(\lambda_{ir})$;

[0081] $I_{p2}(\lambda_r)_{\min}$ 表示在p2处波长为 λ_r 的光在血管舒张时的出射光强,其等于 $DC_{p2}(\lambda_r) - AC_{p2}(\lambda_r)$; $I_{p2}(\lambda_r)_{\max}$ 表示在p2处波长为 λ_r 的光在血管收缩时的出射光强,其等于 $DC_{p2}(\lambda_r) + AC_{p2}(\lambda_r)$; $I_{p1}(\lambda_r)_{\min}$ 表示在p1处波长为 λ_r 的光在血管舒张时的出射光强,其等于 $DC_{p1}(\lambda_r) -$

$AC_{p1}(\lambda_r)$; $I_{p1}(\lambda_r)_{\max}$ 表示在 $p1$ 处波长为 λ_r 的光在血管收缩时的出射光强,其等于 $DC_{p1}(\lambda_r) + AC_{p1}(\lambda_r)$ 如图2中所示。

[0082] 对于公式10,由于血红蛋白在460nm(蓝光)和555nm(绿光)两个波长处吸收系数相等,因此 $\varepsilon_{Hb}(\lambda_b) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_g) = 0$,式10可化简为式12,如下:

$$[0083] \quad \frac{[\varepsilon_M(\lambda_b) - \varepsilon_M(\lambda_g)]c_M(d_{Mp2} - d_{Mp1}) + [\varepsilon_B(\lambda_b) - \varepsilon_B(\lambda_g)]c_B(d_{Bp2} - d_{Bp1})}{DC_{p2}(\lambda_g)^2 - AC_{p2}(\lambda_g)^2} \frac{DC_{p1}(\lambda_b)^2 - AC_{p1}(\lambda_b)^2}{DC_{p1}(\lambda_g)^2 - AC_{p1}(\lambda_g)^2} \frac{DC_{p2}(\lambda_b)^2 - AC_{p2}(\lambda_b)^2}{DC_{p2}(\lambda_b)^2 - AC_{p2}(\lambda_b)^2} \quad (式12)$$

[0084] 根据吸收特性曲线,胆红素和血红蛋白在波长为640nm(红光)和940nm(红外)处基本透过,吸收系数为0,因此式11可化简为式13,如下:

$$[0085] \quad \frac{[\varepsilon_M(\lambda_r) - \varepsilon_M(\lambda_{ir})]c_M(d_{Mp2} - d_{Mp1})}{DC_{p2}(\lambda_{ir})^2 - AC_{p2}(\lambda_{ir})^2} \frac{DC_{p1}(\lambda_r)^2 - AC_{p1}(\lambda_r)^2}{DC_{p1}(\lambda_{ir})^2 - AC_{p1}(\lambda_{ir})^2} \frac{DC_{p2}(\lambda_r)^2 - AC_{p2}(\lambda_r)^2}{DC_{p2}(\lambda_r)^2 - AC_{p2}(\lambda_r)^2} \quad (式13)$$

[0086] 由式12和式13可求得胆红素浓度值如下所示:

[0087]

$$c_B = \frac{1}{[\varepsilon_B(\lambda_b) - \varepsilon_B(\lambda_g)](d_{Bp2} - d_{Bp1})} \ln \sqrt{\frac{DC_{p2}(\lambda_g)^2 - AC_{p2}(\lambda_g)^2}{DC_{p1}(\lambda_g)^2 - AC_{p1}(\lambda_g)^2} \frac{DC_{p1}(\lambda_b)^2 - AC_{p1}(\lambda_b)^2}{DC_{p2}(\lambda_b)^2 - AC_{p2}(\lambda_b)^2}} - \frac{1}{[\varepsilon_B(\lambda_b) - \varepsilon_B(\lambda_g)](d_{Bp2} - d_{Bp1})} \frac{\varepsilon_M(\lambda_b) - \varepsilon_M(\lambda_g)}{\varepsilon_M(\lambda_r) - \varepsilon_M(\lambda_{ir})} \ln \sqrt{\frac{DC_{p2}(\lambda_{ir})^2 - AC_{p2}(\lambda_{ir})^2}{DC_{p1}(\lambda_{ir})^2 - AC_{p1}(\lambda_{ir})^2} \frac{DC_{p1}(\lambda_r)^2 - AC_{p1}(\lambda_r)^2}{DC_{p2}(\lambda_r)^2 - AC_{p2}(\lambda_r)^2}} = J_1 \ln \sqrt{\frac{DC_{p2}(\lambda_g)^2 - AC_{p2}(\lambda_g)^2}{DC_{p1}(\lambda_g)^2 - AC_{p1}(\lambda_g)^2} \frac{DC_{p1}(\lambda_b)^2 - AC_{p1}(\lambda_b)^2}{DC_{p2}(\lambda_b)^2 - AC_{p2}(\lambda_b)^2}} + J_2 \ln \sqrt{\frac{DC_{p2}(\lambda_{ir})^2 - AC_{p2}(\lambda_{ir})^2}{DC_{p1}(\lambda_{ir})^2 - AC_{p1}(\lambda_{ir})^2} \frac{DC_{p1}(\lambda_r)^2 - AC_{p1}(\lambda_r)^2}{DC_{p2}(\lambda_r)^2 - AC_{p2}(\lambda_r)^2}}$$

(式14)

[0088] 其中,

$$[0089] \quad J_1 = \frac{1}{[\varepsilon_B(\lambda_b) - \varepsilon_B(\lambda_g)](d_{Bp2} - d_{Bp1})} \quad (式15)$$

$$[0090] \quad J_2 = -\frac{1}{[\varepsilon_B(\lambda_b) - \varepsilon_B(\lambda_g)](d_{Bp2} - d_{Bp1})} \frac{\varepsilon_M(\lambda_b) - \varepsilon_M(\lambda_g)}{\varepsilon_M(\lambda_r) - \varepsilon_M(\lambda_{ir})} \quad (式16)$$

[0091] 从式15和16中可以看出, J_1 和 J_2 均为常数,其值可通过定标得到。通过式14即可求得胆红素的浓度 c_B 。

[0092] 本发明的黄疸测量装置的系统框图如图3所示,其包括探头模块、前端信号采集模块、信号处理模块。探头模块包括LED阵列和光电探测器,所述探头模块包括至少四组LED,每组LED包括波长相同的第一LED和第二LED;每个第一LED距所述探头模块的距离为 L_2 ,每个第二LED距所述探头模块的距离为 L_1 ,所述四组LED中,其中一组为绿光LED,其中一组为蓝光LED,其余两组为光的波长不小于600nm的LED;所述LED发出的光经过待测者的表皮层、

真皮层、组织层后由光电探测器接收；光电探测器输出的电信号由前端信号采集模块送至信号处理模块处理；信号处理模块根据下式计算得到胆红素值：

[0093]

$$c_B = J_1 \ln \sqrt{\frac{DC_{p_2}(\lambda_1)^2 - AC_{p_2}(\lambda_1)^2}{DC_{p_1}(\lambda_1)^2 - AC_{p_1}(\lambda_1)^2} \frac{DC_{p_1}(\lambda_2)^2 - AC_{p_1}(\lambda_2)^2}{DC_{p_2}(\lambda_2)^2 - AC_{p_2}(\lambda_2)^2}} + J_2 \ln \sqrt{\frac{DC_{p_2}(\lambda_3)^2 - AC_{p_2}(\lambda_3)^2}{DC_{p_1}(\lambda_3)^2 - AC_{p_1}(\lambda_3)^2} \frac{DC_{p_1}(\lambda_4)^2 - AC_{p_1}(\lambda_4)^2}{DC_{p_2}(\lambda_4)^2 - AC_{p_2}(\lambda_4)^2}}$$

[0094] 其中：

$$[0095] \quad J_1 = \frac{1}{[\varepsilon_B(\lambda_2) - \varepsilon_B(\lambda_1)](d_{Bp_2} - d_{Bp_1})}$$

$$[0096] \quad J_2 = -\frac{1}{[\varepsilon_B(\lambda_2) - \varepsilon_B(\lambda_1)](d_{Bp_2} - d_{Bp_1})} \frac{\varepsilon_M(\lambda_2) - \varepsilon_M(\lambda_1)}{\varepsilon_M(\lambda_4) - \varepsilon_M(\lambda_3)}$$

[0097] λ_1 为绿光的波长； λ_2 为蓝光的波长； λ_3 、 λ_4 为波长不小于600nm的光的波长， c_B 为胆红素的浓度；

[0098] $\varepsilon_B(\lambda_2)$ 表示胆红素对波长为 λ_2 的光的消光系数； $\varepsilon_B(\lambda_1)$ 表示胆红素对波长为 λ_1 的光的消光系数； d_{Bp_2} 表示p2处光在胆红素中的有效光程长； d_{Bp_1} 表示p1处光在胆红素中的有效光程长； $d_{Bp_2} - d_{Bp_1}$ 为常数；

[0099] $\varepsilon_M(\lambda_2)$ 表示黑色素对波长为 λ_2 的光的消光系数； $\varepsilon_M(\lambda_1)$ 表示黑色素对波长为 λ_1 的光的消光系数； $\varepsilon_M(\lambda_4)$ 表示黑色素对波长为 λ_4 的光的消光系数； $\varepsilon_M(\lambda_3)$ 表示黑色素对波长为 λ_3 的光的消光系数；

[0100] $DC_{p_2}(\lambda_1)$ 表示在p2处波长为 λ_1 的光的出射光强的DC成分， $AC_{p_2}(\lambda_1)$ 表示在p2处波长为 λ_1 的光的出射光强的AC成分； $DC_{p_1}(\lambda_2)$ 表示在p1处波长为 λ_2 的光的出射光强的DC成分， $AC_{p_1}(\lambda_2)$ 表示在p1处波长为 λ_2 的光的出射光强的AC成分； $DC_{p_1}(\lambda_1)$ 表示在p1处波长为 λ_1 的光的出射光强的DC成分， $AC_{p_1}(\lambda_1)$ 表示在p1处波长为 λ_1 的光的出射光强的AC成分； $DC_{p_2}(\lambda_2)$ 表示在p2处波长为 λ_2 的光的出射光强的DC成分， $AC_{p_2}(\lambda_2)$ 表示在p2处波长为 λ_2 的光的出射光强的AC成分。

[0101] $DC_{p_2}(\lambda_3)$ 表示在p2处波长为 λ_3 的光的出射光强的DC成分， $AC_{p_2}(\lambda_3)$ 表示在p2处波长为 λ_3 的光的出射光强的AC成分； $DC_{p_1}(\lambda_4)$ 表示在p1处波长为 λ_4 的光的出射光强的DC成分， $AC_{p_1}(\lambda_4)$ 表示在p1处波长为 λ_4 的光的出射光强的AC成分； $DC_{p_1}(\lambda_3)$ 表示在p1处波长为 λ_3 的光的出射光强的DC成分， $AC_{p_1}(\lambda_3)$ 表示在p1处波长为 λ_3 的光的出射光强的AC成分； $DC_{p_2}(\lambda_4)$ 表示在p2处波长为 λ_4 的光的出射光强的DC成分， $AC_{p_2}(\lambda_4)$ 表示在p2处波长为 λ_4 的光的出射光强的AC成分。

[0102] 探头模块的四组LED可以是布置成为十字形结构，如图4所示，探头模块在其外侧包括遮光层，以防止外部光线的干扰。探头模块的底面的周边贴合在受测者的皮肤表面。前端信号采集模块还可以是通过有线或无线通信方式与信号处理模块交互。

[0103] 本发明的黄疸检测方法及其装置，将光电容积脉搏波描记法(PPG)的光学检测技术应用于新生儿黄疸浓度的检测，去除了黑色素、血红蛋白及脉搏波对胆红素浓度检测的影响。

[0104] 本发明的黄疸检测方法及其装置，采用可佩戴的方式，可连续检测新生儿黄疸，与传统经皮黄疸仪所采用的通过按压挤走测量处血管中的血液来减少血红蛋白对胆红素浓

度测量的影响的方式相比,无需以按压方式单次或多次取平均的操作方式,使装置用起来更舒适简单。

[0105] 本发明的黄疸检测方法及其装置,采用LED作为光源,相比传统经皮黄疸仪采用的氙灯,具有驱动方便,使用更安全,寿命更长等优点,传感器探头结构简单紧凑,尺寸可以做到很小,相对传统经皮黄疸仪采用光纤导光、分光的方式更简洁,适于长期监测。

[0106] 本发明的黄疸检测方法及其装置,实现了对新生儿光疗时的实时检测,可以佩戴或粘贴在新生儿的额头上,具有遮光避光的效果,因此探头模块下面覆盖的皮肤中的胆红素不会被治疗的蓝光分解,能够反映新生儿的实际的皮肤中的胆红素水平,无需像现有黄疸检测装置那样治疗后12小时再测量,保证黄疸的连续监测。

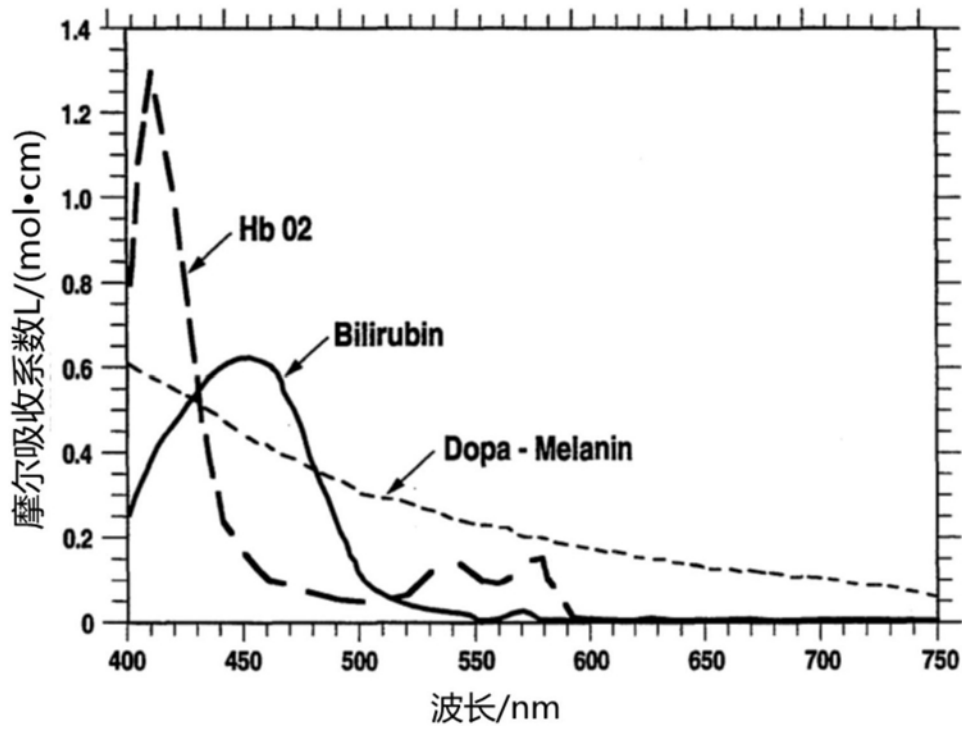


图1

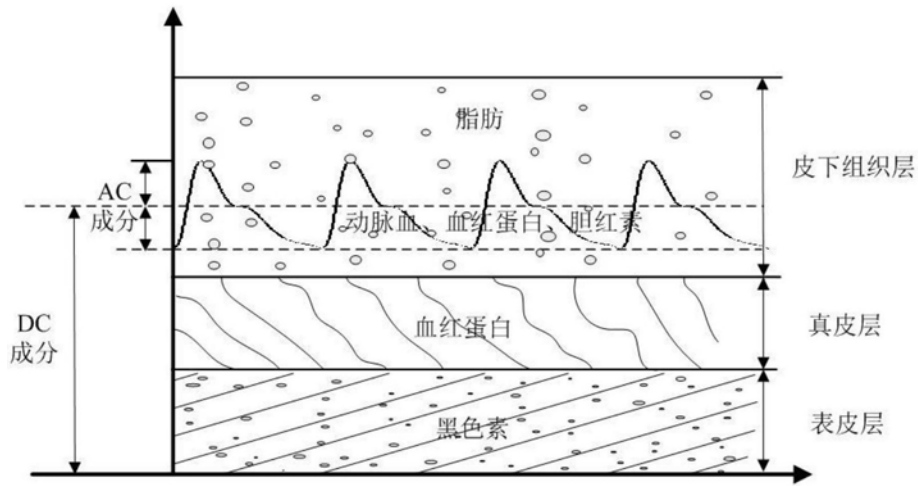


图2 组织对光的吸收作用所产生的 PPG 信号。

图2

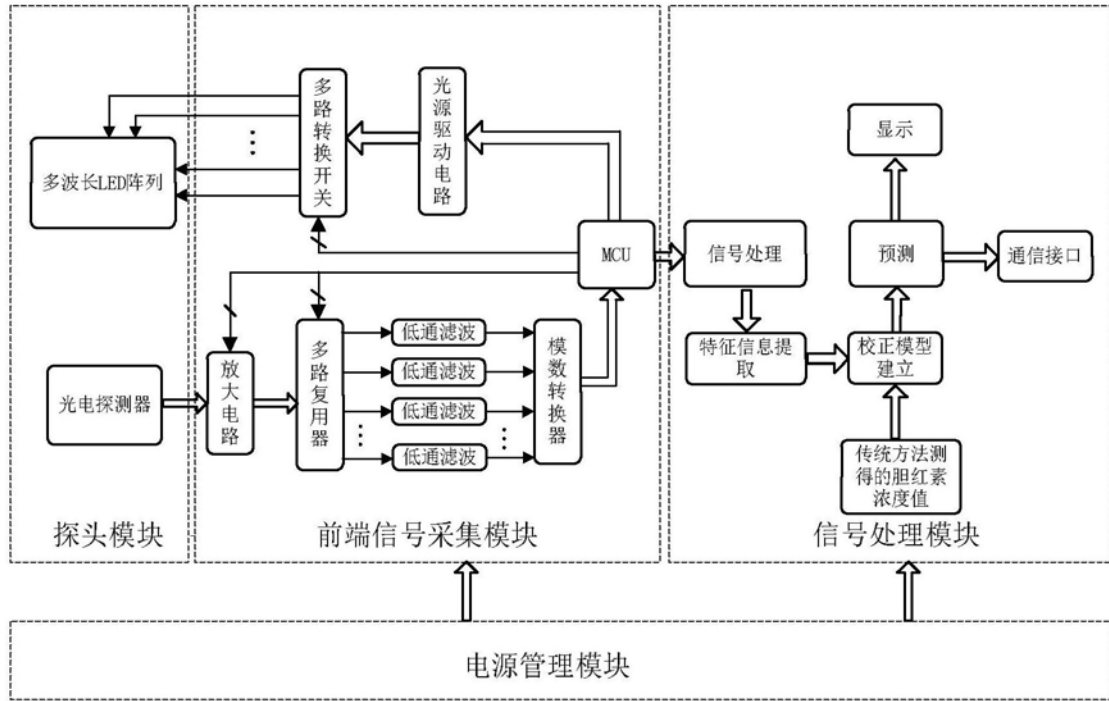


图3

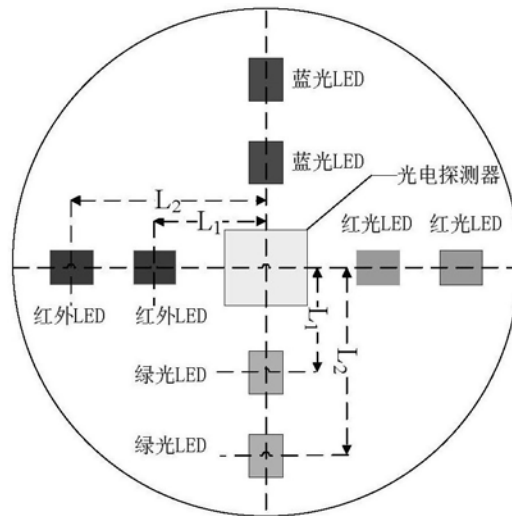


图4

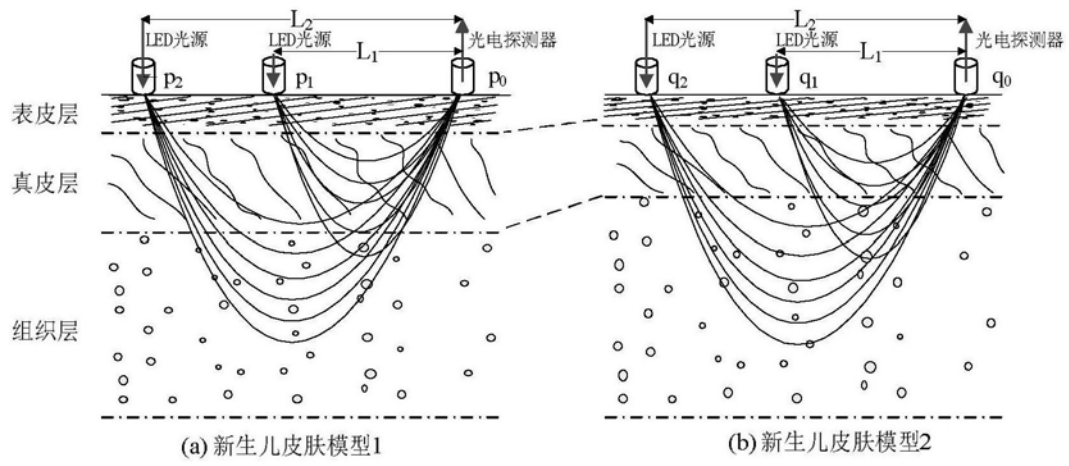


图5

专利名称(译)	黄疸检测方法及其装置		
公开(公告)号	CN105942984B	公开(公告)日	2018-08-28
申请号	CN201610388754.8	申请日	2016-06-03
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所 王卫东		
申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所 王卫东		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所 王卫东		
[标]发明人	张龙 韩坤 王沛沛 石金龙 胡敏露 高静 王卫东 武晓东		
发明人	张龙 韩坤 王沛沛 石金龙 胡敏露 高静 王卫东 武晓东		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0059 A61B5/0082 A61B5/443 A61B5/6803 A61B5/6832 A61B2503/04 A61B2503/045		
代理人(译)	齐晓静		
审查员(译)	桂林		
优先权	201610355254.4 2016-05-26 CN		
其他公开文献	CN105942984A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种黄疸检测方法，其利用PPG信号的AC部分和DC部分，按照下式计算得到胆红素的浓度，本发明的黄疸检测方法将光电容积脉搏波描记法(PPG)的光学检测技术应用于新生儿黄疸浓度的检测，去除了黑色素、血红蛋白及脉搏波对胆红素浓度检测的影响，可以对新生儿(尤其正在接受光疗的新生儿)实施实时、连续监测。

