



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103385695 B

(45) 授权公告日 2016. 04. 13

(21) 申请号 201310303502. 7

CN 101214146 A, 2008. 07. 09,

(22) 申请日 2013. 07. 19

US 2004/0171919 A1, 2004. 09. 02,

CN 202446061 U, 2012. 09. 26,

(73) 专利权人 武汉昊博科技有限公司

审查员 王玮

地址 430074 湖北省武汉市关山大道光谷软件园 E3 栋南 303 室

(72) 发明人 李凯扬

(74) 专利代理机构 武汉开元知识产权代理有限公司 42104

代理人 朱盛华

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 5/1455(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1417570 A, 2003. 05. 14,

CN 1473021 A, 2004. 02. 04,

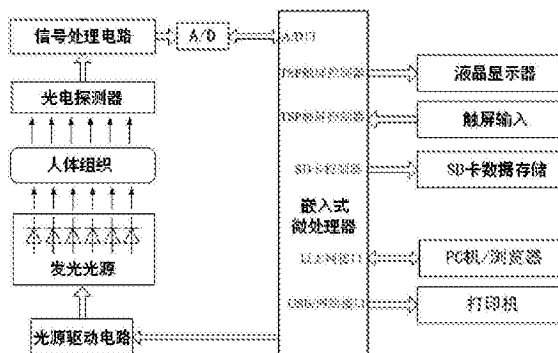
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54) 发明名称

多波长肝脏储备功能检测仪及检测 ICG 浓度的方法

(57) 摘要

本发明涉及一种多波长肝脏储备功能检测仪及检测 ICG 浓度的方法,包括嵌入式微处理器、光源驱动电路、多波长发光光源、光电探测器、信号处理电路、液晶显示器、数据存储器、打印机和外部连接的 PC 机或浏览器,其特征在于:嵌入式微处理器分别与光源驱动电路、信号处理电路、液晶显示器、SD 卡、打印机、PC 机或浏览器相连;多波长发光光源与光源驱动电路相连;光电探测器与信号处理电路相连。本发明提供的多波长肝脏储备功能检测仪,能同时计入脉搏过程中动脉、静脉和组织变化以及散射对信号的影响,得到 ICG 浓度值、ICG 曲线、动脉和静脉血氧饱和度及其它肝功能参数,提高了 ICG 浓度等的测量精度,保证了本检测仪具有良好的抗震性。



1. 一种多波长肝脏储备功能检测仪,其特征在于:检测仪由嵌入式微处理器、光源驱动电路、多波长发光光源、光电探测器、信号处理电路、液晶显示器、数据存储器、PC机/浏览器和打印机组成;其中嵌入式微处理器分别与光源驱动电路、信号处理电路、液晶显示器、数据存储器、打印机、PC机/浏览器相连;多波长发光光源与光源驱动电路相连;光电探测器与信号处理电路相连;

嵌入式微处理器控制光源驱动电路,光源驱动电路驱动光源中的多个波长的LED分时发光,光电探测器接收透过人体组织的透射光并转换成电信号,信号处理电路将电信号先经过一级放大处理,再将不同波长的电信号分离,然后分别进行滤波和二次放大处理后输入到嵌入式微处理器中的A/D转换器,A/D转换器将不同波长的电信号转换成数字信号,嵌入式微处理器根据各波长的信号经分析和处理得到ICG浓度值、ICG曲线、动脉血氧饱和度及静脉血氧饱和度,ICG浓度值、ICG曲线、动脉血氧饱和度及静脉血氧饱和度数据同时传输至显示器、打印机、PC机/浏览器,并存储于数据存储器中;

所述光源驱动电路驱动光源中的多个波长的LED为6个不同波长的LED,6个LED的波长范围分别为 $\lambda_1=650\text{nm}-680\text{nm}$ 、 $\lambda_2=700\text{nm}-730\text{nm}$ 、 $\lambda_3=750\text{nm}-780\text{nm}$ 、 $\lambda_4=790\text{nm}-810\text{nm}$ 、 $\lambda_5=900\text{nm}-920\text{nm}$ 、 $\lambda_6=930\text{nm}-950\text{nm}$ 。

2. 如权利要求1所述的多波长肝脏储备功能检测仪,其特征在于:光源驱动电路由脉冲序列发生电路及与之相连的驱动电路构成。

3. 如权利要求1所述的多波长肝脏储备功能检测仪,其特征在于:信号处理电路的一级放大电路经信号分离电路分别连接多路滤波电路,多路滤波电路分别连接多路二级放大电路。

4. 如权利要求2所述的多波长肝脏储备功能检测仪,其特征在于:脉冲序列发生电路的矩形波发生器产生时钟信号输入至译码器,由译码器进行分频输出6路分时矩形信号,再由驱动电路分别驱动6个不同波长的LED发光。

5. 用权利要求1所述的多波长肝脏储备功能检测仪检测ICG浓度的方法,其特征在于:检测步骤为:

- ①开始,启动嵌入式系统,进入肝脏储备功能检测主界面;
- ②建立病人档案,设置6波长检测参数;
- ③6波长采集数据,采集结束;
- ④数据处理,显示参数和曲线,打印检测报告,数据保存至数据库;
- ⑤是否结束或建立下一个病人档案;
- ⑥结束。

6. 如权利要求5所述的用多波长肝脏储备功能检测仪检测ICG浓度的方法,其特征在于:所述检测ICG浓度的具体方法是,当静脉注射ICG后,运用6个不同波长的光通过人体组织,分别探测6个不同波长出射光的光强信号,其中任意两种不同波长 λ_i 和 λ_j 的透射光的脉动量的比值为:

$$\Phi_{ij} = \frac{\Delta I_i / I_i}{\Delta I_j / I_j} \approx \frac{\Delta A_i}{\Delta A_j} = \frac{\sqrt{(\varepsilon_a^i + \varepsilon_d^i Z)(\varepsilon_a^i + \varepsilon_d^i Z + F)} + \sqrt{(\varepsilon_v^i + \varepsilon_d^i Z)(\varepsilon_v^i + \varepsilon_d^i Z + F)}V + E_x^i}{\sqrt{(\varepsilon_a^j + \varepsilon_d^j Z)(\varepsilon_a^j + \varepsilon_d^j Z + F)} + \sqrt{(\varepsilon_v^j + \varepsilon_d^j Z)(\varepsilon_v^j + \varepsilon_d^j Z + F)}V + E_x^j}$$

6个不同波长共有5个独立的光强比例方程,由5个独立方程解得: S_a 、 S_v 、 V 、 E_x^j 和 C_d 五

个独立的未知量；

式中： i 和 j 分别表示 6 个波长中任意两个不同波长的序号，

Φ_{ij} 是两种波长 λ_i 和 λ_j 的透射光的脉动量的比值 $\frac{\Delta I_i / I_i}{\Delta I_j / I_j}$ ，

$\frac{\Delta A_i}{\Delta A_j}$ 是两种波长吸光度的变化比值，

ε_a 、 ε_v 和 ε_d 分别表示波长为 λ_i 或 λ_j 时的动脉血吸光系数、静脉血吸光系数和光通过 ICG 的吸光系数，

F 是光散射系数，

$Z = C_d / C_{hb}$ ， C_{hb} 和 C_d 分别是血红蛋白和 ICG 的浓度，

$V = \frac{\Delta D_v}{\Delta D_a}$ ， ΔD_a 和 ΔD_v 分别是动脉血厚度改变值和静脉血厚度改变值，

E_x^i 和 E_x^j 是与血红蛋白浓度 C_{hb} 以及组织、动脉厚度变化有关的变量， $E_x^i = A_i E_x^j + B_i$ ， A_i 和 B_i 是常数， E_x^i 可由 E_x^j 表示，即只有 E_x^j 一个独立变量；

$\varepsilon_a = S_a \varepsilon_0 + (1 - S_a) \varepsilon_R$ ， $\varepsilon_v = S_v \varepsilon_0 + (1 - S_v) \varepsilon_R$ ， S_a 和 S_v 分别表示动脉血氧饱和度和静脉血氧饱和度， ε_0 和 ε_R 分别表示含氧血红蛋白 O_2Hb 和去氧血红蛋白 RHb 在单色波长 λ 处的吸光系数。

多波长肝脏储备功能检测仪及检测 ICG 浓度的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗检测设备,尤其涉及一种多波长肝脏储备功能检测仪及检测 ICG 浓度的方法。

背景技术

[0002] 肝脏是人体新陈代谢的枢纽,对肝脏功能损害程度和储备功能的判断,一直是人们关注的热点。在肝手术前对肝脏功能损害程度和储备功能的准确评估,对肝硬化患者的临床麻醉安全极为重要。术前正确评估肝脏储备功能,术中合理掌握切肝量,是避免术后肝功能衰竭的重要措施。

[0003] 肝脏储备功能的测定是近年来肝外科的重要且热门的研究课题,各国学者研究和发展的许多有效的评估方法,例如:吲哚青绿采血法排泄试验,氨基酸清除率试验,利多卡因清除试验,动脉血酮体比测定,口服葡萄糖耐量试验等,其中吲哚青绿排泄试验所使用的色素稀释法被证明能够客观地反映患者肝储备功能,对外科术式的选择、手术时机的确定有一定的作用。但这些技术大都需要给药后多次抽血,存在对患者创伤较大,方法复杂,费时长的问題。如何寻找一种无创、准确的评价肝功能的方法就成为肝胆外科的重要方向之一。

[0004] 将脉搏血氧测量仪的原理用于色素稀释法测定,发展形成的双波长脉搏染料密度法可无创连续测定动脉血中吲哚青绿的浓度,方法快速简便,适于临床监测使用。通过测量在 805nm/900nm 两个波长处的吸光度比值,利用脉搏分光光度法就可以得到染料吲哚青绿与 Hb 的浓度比值,将外周血测得的 Hb 浓度代入就能得到染料吲哚青绿的浓度。这种方法具有微创、简便、实时、快速等优点,目前仅有日本光电工业株式会社利用该方法形成的产品运用于市场。

[0005] 现有的双波长脉搏染料密度法仅考虑了动脉脉动导致的透射吸收引起的吸光度变化;也有研究者考虑了动脉血氧饱和度的变化,即将动脉血氧饱和度看作是变量而不是常量,提出了消除动脉血氧饱和度影响的三波长方法。但是,由于都仅考虑了动脉脉动变化,没有考虑静脉脉动变化和组织脉动变化的影响,也没有考虑散射的影响,因此导致其可靠性和测量精度不够,测量不够准确。

[0006] 光在人体组织的传输过程中,具有较强的散射效应。

[0007] 因此提供一种不仅考虑动脉脉动变化,也考虑静脉脉动变化和组织脉动变化的影响,还考虑检测中散射对信号的影响的检测仪及其检测方法尤为重要。

发明内容

[0008] 本发明的目的在于提供一种不仅考虑动脉脉动变化,也考虑静脉脉动变化和组织脉动变化的影响,还考虑散射的影响,同时测得: S_a 、 S_v 、 V 、 E_x 和 C_d 五个独立的未知量,可提高检测的精度和可靠性的多波长肝脏储备功能检测仪及检测 ICG 浓度的方法。

[0009] 本发明的目的是通过以下技术方案实现的:

[0010] 一种多波长肝脏储备功能检测仪,嵌入式微处理器分别与光源驱动电路、信号处理电路、液晶显示器、数据存储器或 SD 卡、打印机、PC 机或浏览器相连;多波长发光光源与光源驱动电路相连;光电探测器与信号处理电路相连;

[0011] 嵌入式微处理器控制光源驱动电路,光源驱动电路中的脉冲序列发生电路由矩形波发生器产生时钟信号输入至译码器,由译码器进行分频输出 6 路分时矩形信号,再由驱动电路分别驱动 6 个不同波长的 LED 发光,光电探测器接收透过人体组织的透射光并转换成电信号,信号处理电路将电信号先经过一级放大处理,再将不同波长的电信号分离,然后分别进行滤波和二次放大处理后输入到嵌入式微处理器中的 A/D 转换器, A/D 转换器将不同波长的电信号转换成数字信号,嵌入式微处理器根据各波长的信号经分析和处理得到 ICG 浓度值、ICG 曲线、动脉血氧饱和度、静脉血氧饱和度及其它肝功能参数,数据同时传输至显示器、打印机、PC 机 / 浏览器,并存储于数据存储器或 SD 卡中。

[0012] 用多波长肝脏储备功能检测仪检测 ICG 浓度的方法,当静脉注射 ICG 后,运用 6 个不同波长的光通过人体组织,分别探测 6 个不同波长出射光的光强信号,其中任一两种不同波长 λ_i 和 λ_j 的透射光的脉动量的比值为:

$$[0013] \quad \Phi_{ij} = \frac{\Delta I_i / I_i}{\Delta I_j / I_j} \approx \frac{\Delta A_i}{\Delta A_j} = \frac{\sqrt{(\varepsilon_a^i + \varepsilon_d^i Z)(\varepsilon_a^i + \varepsilon_d^i Z + F)} + \sqrt{(\varepsilon_v^i + \varepsilon_d^i Z)(\varepsilon_v^i + \varepsilon_d^i Z + F)} V + E_x^i}{\sqrt{(\varepsilon_a^j + \varepsilon_d^j Z)(\varepsilon_a^j + \varepsilon_d^j Z + F)} + \sqrt{(\varepsilon_v^j + \varepsilon_d^j Z)(\varepsilon_v^j + \varepsilon_d^j Z + F)} V + E_x^j}$$

[0014] 6 个不同波长共有 5 个独立的光强比例方程,由 5 个独立方程解得: S_a 、 S_v 、 V 、 E_x^i 和 C_d 五个独立的未知量;

[0015] 式中: i 和 j 分别表示 6 个波长中任意两个不同波长的序号,

[0016] Φ_{ij} 是两种波长 λ_i 和 λ_j 的透射光的脉动量的比值 $\frac{\Delta I_i / I_i}{\Delta I_j / I_j}$,

[0017] $\frac{\Delta A_i}{\Delta A_j}$ 是两种波长吸光度的变化比值,

[0018] ε_a 、 ε_v 和 ε_d 分别表示波长为 λ_i 或 λ_j 时的动脉血吸光系数、静脉血吸光系数和光通过 ICG 的吸光系数,

[0019] F 是光散射系数,

[0020] $Z = C_d / C_{hb}$, C_{hb} 和 C_d 分别是血红蛋白和 ICG 的浓度,

[0021] $V = \frac{\Delta D_v}{\Delta D_a}$, ΔD_a 和 ΔD_v 分别是动脉血厚度改变值和静脉血厚度改变值,

[0022] E_x^i 和 E_x^j 是与血红蛋白浓度 C_{hb} 以及组织、动脉厚度变化有关的变量, $E_x^i = A_i E_x^i + B_i$, A_i 和 B_i 是常数, E_x^i 可由 E_x^j 表示,即只有 E_x^j 一个独立变量;

[0023] $\varepsilon_a = S_a \varepsilon_{o+} + (1 - S_a) \varepsilon_R$, $\varepsilon_v = S_v \varepsilon_{o+} + (1 - S_v) \varepsilon_R$, S_a 和 S_v 分别表示动脉血氧饱和度和静脉血氧饱和度。

[0024] 本发明运用 6 个不同波长的光通过人体组织,分别探测 6 个不同波长出射光的光强信号,利用 5 个独立的光强比例方程,同时解得: S_a 、 S_v 、 V 、 E_x^i 和 C_d 五个独立的未知量,其中 ICG 浓度 C_d 不受其它未知量的影响。

[0025] 本发明的有益效果是:采用本发明不仅考虑到动脉脉动变化,也考虑到静脉脉动

变化和动脉脉动变化的影响,还考虑到散射的影响,能够实时、准确的得出 ICG 的浓度值、ICG 曲线、动脉血氧饱和度和静脉血氧饱和度的值,同时还可得到其它肝功能参数,可提高检测的精度和可靠性。

附图说明

- [0026] 图 1 是一种多波长肝脏储备功能检测仪的结构框图 ;
[0027] 图 2 是光源驱动电路结构图 ;
[0028] 图 3 是脉冲序列发生电路结构图 ;
[0029] 图 4 是多波长发光光源结构示意图 ;
[0030] 图 5 是信号处理电路结构框图 ;
[0031] 图 6 是多波长肝脏储备功能检测仪软件程序流程图。

具体实施方式

[0032] 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。

[0033] 在本发明实施例中,通过一种多波长发光模式,实现了同时考虑到动脉脉动变化、静脉脉动变化、组织脉动变化和散射影响的肝脏储备功能检测方法及其装置。

[0034] 如图 1 所示,一种多波长肝脏储备功能检测仪由嵌入式微处理器、光源驱动电路、多波长发光光源、光电探测器、信号处理电路、液晶显示器、数据存储器或 SD 卡、打印机和外部连接的 PC 机或浏览器组成。嵌入式微处理器是核心控制单元。

[0035] 嵌入式微处理器分别与光源驱动电路、信号处理电路、液晶显示器、数据存储器或 SD 卡、打印机、PC 机或浏览器相连 ;多波长发光光源与光源驱动电路相连 ;光电探测器与信号处理电路相连。

[0036] 参照图 2,光源驱动电路由脉冲序列发生电路及与之相连的驱动电路构成。

[0037] 图 3 所示的脉冲序列发生电路由矩形波发生器产生时钟信号输入至译码器,由译码器进行分频输出产生 6 路分时序列信号,这 6 路序列信号通过输入至驱动电路,驱动图 4 所示的多波长发光光源中的 6 个波长的 LED 分时发光。

[0038] 图 4 所示的多波长发光光源由 6 个不同波长的 LED 构成,6 个 LED 的波长范围分别为 : $\lambda_1 = 650\text{nm}-680\text{nm}$ 、 $\lambda_2 = 700\text{nm}-730\text{nm}$ 、 $\lambda_3 = 750\text{nm}-780\text{nm}$ 、 $\lambda_4 = 790\text{nm}-810\text{nm}$ 、 $\lambda_5 = 900\text{nm}-920\text{nm}$ 、 $\lambda_6 = 930\text{nm}-950\text{nm}$ 。

[0039] 参照图 5,信号处理电路的一级放大电路经信号分离电路分别连接多路滤波电路,多路滤波电路分别连接多路二级放大电路。

[0040] 图 1 中所示的光电探测器接收透过人体组织的透射光并转换成电信号,图 5 所示的信号处理电路将电信号先经过一级放大电路处理,再将不同波长的电信号经信号分离电路进行信号分离,然后分别经滤波电路和二级放大电路进行滤波和二次放大处理后输入到嵌入式微处理器中的 A/D 转换器,A/D 转换器将不同波长的电信号转换成数字信号,嵌入式微处理器根据各波长的信号经分析和处理得到 ICG 的浓度值、ICG 曲线、动脉血氧饱和度和静脉血氧饱和度的值,同时还可得到其它肝功能参数,数据可同时传输至显示器、打印机、PC 机 / 浏览器并存储于数据存储器或 SD 卡中。

[0041] 参照图 6, 多波长肝脏储备功能检测仪检测 ICG 浓度的方法, 检测步骤为:

[0042] ① 开始, 启动嵌入式系统, 进入肝脏储备功能检测主界面;

[0043] ② 建立病人档案, 设置 6 波长检测参数;

[0044] ③ 6 波长采集数据, 采集结束;

[0045] ④ 数据处理, 显示参数和曲线, 打印检测报告, 数据保存至数据库;

[0046] ⑤ 是否结束或建立下一个病人档案;

[0047] ⑥ 结束。

[0048] 本发明运用 6 个不同波长的光通过人体组织, 不仅考虑到动脉脉动变化, 也考虑到静脉脉动变化和组织的脉动变化的影响, 同时还考虑到散射的影响, 当静脉注射 ICG 后, 运用 6 个不同波长的光通过人体组织, 分别探测 6 个不同波长出射光的光强信号, 其中任一两种不同波长 λ_i 和 λ_j 的透射光的脉动量的比值为:

$$[0049] \quad \Phi_{ij} = \frac{\Delta I_i / I_i}{\Delta I_j / I_j} \approx \frac{\Delta A_i}{\Delta A_j}$$

[0050]

$$= \frac{\sqrt{(\varepsilon_a^i + \varepsilon_d^i C_d / C_{Hb})(\varepsilon_a^i + \varepsilon_d^i C_d / C_{Hb} + F)C_{Hb}\Delta D_a + \sqrt{(\varepsilon_v^i + \varepsilon_d^i C_d / C_{Hb})(\varepsilon_v^i + \varepsilon_d^i C_d / C_{Hb} + F)C_{Hb}\Delta D_v + \Delta A_x^i}}{\sqrt{(\varepsilon_a^j + \varepsilon_d^j C_d / C_{Hb})(\varepsilon_a^j + \varepsilon_d^j C_d / C_{Hb} + F)C_{Hb}\Delta D_a + \sqrt{(\varepsilon_v^j + \varepsilon_d^j C_d / C_{Hb})(\varepsilon_v^j + \varepsilon_d^j C_d / C_{Hb} + F)C_{Hb}\Delta D_v + \Delta A_x^j}}$$

$$[0051] \quad = \frac{\sqrt{(\varepsilon_a^i + \varepsilon_d^i Z)(\varepsilon_a^i + \varepsilon_d^i Z + F) + \sqrt{(\varepsilon_v^i + \varepsilon_d^i Z)(\varepsilon_v^i + \varepsilon_d^i Z + F)V + E_x^i}}{\sqrt{(\varepsilon_a^j + \varepsilon_d^j Z)(\varepsilon_a^j + \varepsilon_d^j Z + F) + \sqrt{(\varepsilon_v^j + \varepsilon_d^j Z)(\varepsilon_v^j + \varepsilon_d^j Z + F)V + E_x^j}}$$

[0052] 6 个不同波长共有 5 个独立的光强比例方程, 由 5 个独立方程解得: S_a 、 S_v 、 V 、 E_x^j 和 C_d 五个独立的未知量。

[0053] 多波长肝脏储备功能检测方法具体为:

[0054] 血氧饱和度的定义为含氧血红蛋白的浓度占总血红蛋白浓度的比例, 可近似的用公式(1)表示:

$$[0055] \quad SO_2 = \frac{C_{O_2Hb}}{C_{O_2Hb} + C_{RHb}} \times 100\% \quad (1)$$

[0056] 式(1)中, 分子表示的是人体中含氧血红蛋白的浓度, 分母表示的是人体中含氧和去氧两种血红蛋白的总浓度, 由于在血红蛋白浓度中, 含氧和去氧两种血红蛋白浓度和占了绝大多数, 因此计算时一般用这两者的浓度和来近似等于总的血红蛋白浓度。在临床工作上血氧饱和度常常作为评判患者呼吸和循环的氧气供应是否不足的依据。

[0057] 透光率 T 表示透射光的强度 I 与入射光强度 I_0 的比值, 如公式(2)所示。透光率越大, 说明物质对入射光的吸收越少; 相反, 透光率越小, 则说明物质对入射光的吸收越多。

$$[0058] \quad T = \frac{I}{I_0} \quad (2)$$

[0059] 透光率的负对数称为吸光度, 用 A 表示, 见公式(3)。吸光度越大, 说明物质对入射光的吸收越多。

$$[0060] \quad A = -\lg T = \lg \frac{I_0}{I} \quad (3)$$

[0061] 物质在某单一波长的吸光度不仅和物质的厚度成正比关系,和溶液的浓度也成正比比例关系,这个定律称为 Lambert-Beer 定律。利用 Lambert-Beer 定律本申请人通过测量选定波长处的吸光度方便的求出物质含量和溶液浓度。

[0062] Lambert-Beer 定律可用公式(4)来表示,其中, ε 为摩尔吸光系数, C 为溶液的浓度, D 为物质的厚度。从式子中可以看到,吸光度与物质的厚度以及溶液的浓度都成正比例关系。

$$[0063] \quad A = \lg \frac{I_0}{I} = \varepsilon CD \quad (4)$$

[0064] Lambert-Beer 定律有三个前提如下：

[0065] (1) 入射光为单色光；

[0066] (2) 吸收过程各物质之间没有相互作用；

[0067] (3) 辐射与物质的作用仅限于吸收过程,没有散射、荧光和光化学现象。

[0068] 脉搏分光光度法建立在 Lambert-Beer 定律的基础上。当一束单色光透过人体组织时,由于脉搏作用,它同时被脉动成分物质和静止成分物质吸收,分别形成随时间变化和随时间变化两种成分物质的透射光。当前一次脉搏周期结束,后一脉搏周期还没有到来时,透射光最强,达到峰值,这时的光强记做直流光强 I ;由于脉搏过程中除动脉血厚度变化外还有静脉血厚度和组织厚度的变化,这时透射光强的变化被认为是照射入这些厚度变化物质引起的;而当脉搏量达到最大时,这些变化物质导致的透射光强最弱。脉搏过程中的透射光随时间而变化,直流光强减去脉搏过程中的透射光强得到交流光强 ΔI 。

[0069] 因脉搏引起物质厚度变化 ΔD 导致吸光度的变化为：

$$[0070] \quad \Delta A = \lg \frac{I_0}{I - \Delta I} - \lg \frac{I_0}{I} = -\lg \frac{I - \Delta I}{I} = \varepsilon C \Delta D \quad (5)$$

[0071] 因透射光中,脉搏引起的交流光强 ΔI 要远小于直流光强 I ,所以：

$$[0072] \quad \Delta A = \varepsilon C \Delta D = -\lg \frac{I - \Delta I}{I} = -\lg(1 - \frac{\Delta I}{I}) \approx \frac{\Delta I}{I} \quad (6)$$

[0073] 脉搏过程中,厚度的变化以动脉血厚度变化为主,静脉血厚度和组织厚度的变化相对较小。如果只考虑动脉血厚度变化而忽略静脉血厚度和组织厚度的变化,那么：

$$[0074] \quad \Delta A = \varepsilon_a C_{Hb} \Delta D_a \approx \frac{\Delta I}{I} \quad (7)$$

[0075] 其中, ε_a 为动脉血吸光系数, C_{Hb} 为血红蛋白的浓度, ΔD_a 为动脉血厚度改变值,如公式(8)所示：

$$[0076] \quad \varepsilon_a = S_a \varepsilon_o + (1 - S_a) \varepsilon_R \quad (8)$$

[0077] 其中, S_a 为动脉血氧饱和度, ε_o 和 ε_R 分别表示含氧血红蛋白 O_2Hb 和去氧血红蛋白 RHb 在单色波长 λ 处的吸光系数,这个式子是在忽略了血红蛋白中所含的少量的一氧化碳血红蛋白和高铁血红蛋白的基础上近似得到的。

[0078] 因此,当分别有一个红光 λ_1 和一个红外光 λ_2 ,吸光度的脉动值分别为 ΔA_1 和 ΔA_2 ,两种波长的透射光的脉动量的比值为如公式(9)所示：

$$[0079] \quad \Phi_{12} = \frac{\Delta I_1 / I_1}{\Delta I_2 / I_2} \approx \frac{\Delta A_1}{\Delta A_2} = \frac{\varepsilon_a^1}{\varepsilon_a^2} = \frac{S_a \varepsilon_o^1 + (1-S_a) \varepsilon_R^1}{S_a \varepsilon_o^2 + (1-S_a) \varepsilon_R^2} \quad (9)$$

[0080] 其中动脉血氧饱和度如公式(10)所示：

$$[0081] \quad S_a = \frac{\Phi \varepsilon_R^2 - \varepsilon_R^1}{\Phi(\varepsilon_R^2 - \varepsilon_o^2) + \varepsilon_o^1 - \varepsilon_R^1} \quad (10)$$

[0082] 在实际操作中, 红外光 λ_2 一般选择一个波长使得 ε_o^2 和 ε_R^2 近似相等, 所以可以将公式(10)简化成公式(11)：

$$[0083] \quad S_a = a + b\Phi \quad (11)$$

[0084] 如果脉搏过程中, 同时计入动脉血厚度变化、静脉血厚度变化和组织厚度变化, 那么：

$$[0085] \quad \Delta A = \varepsilon_a C_{Hb} \Delta D_a + \varepsilon_v C_{Hb} \Delta D_v + Z_t \Delta D_t \approx \frac{\Delta I}{I} \quad (12)$$

[0086] 其中： ε_a 为动脉血吸光系数, ΔD_a 为动脉血厚度改变值, ε_v 为静脉血吸光系数, ΔD_v 为静脉血厚度改变值, ΔD_t 为组织厚度改变值, Z_t 为一个与入射波长几乎无关的常数。

[0087] Lambert-Beer 定律成立的前提是光在物质中只有吸收过程, 没有散射过程。而实际上红光和红外光在生物体或人体中具有较强的散射现象, 忽略散射作用会引起较大的误差。根据 Schuster 原理, 引入散射因素, F 为光散射系数, 它在血红蛋白浓度很大范围内都是一个常数, 那么：

$$[0088] \quad \Delta A = \sqrt{\varepsilon_a(\varepsilon_a + F)} C_{Hb} \Delta D_a + \sqrt{\varepsilon_v(\varepsilon_v + F)} C_{Hb} \Delta D_v + \Delta A_s \approx \frac{\Delta I}{I} \quad (13)$$

[0089] 其中： $\varepsilon_a = S_a \varepsilon_o + (1-S_a) \varepsilon_R$, $\varepsilon_v = S_v \varepsilon_o + (1-S_v) \varepsilon_R$, S_a 和 S_v 分别表示动脉血氧饱和度和静脉血氧饱和度。 $\Delta A_s = Z_a \Delta D_a + Z_t \Delta D_t$, 这里 Z_a 为一个与入射波长几乎无关的常数。

[0090] 两种波长 λ_i 和 λ_j 的透射光的脉动量的比值为：

$$[0091] \quad \Phi_{ij} = \frac{\Delta I_i / I_i}{\Delta I_j / I_j} \approx \frac{\Delta A_i}{\Delta A_j} = \frac{\sqrt{\varepsilon_a^i(\varepsilon_a^i + F)} C_{Hb} \Delta D_a + \sqrt{\varepsilon_v^i(\varepsilon_v^i + F)} C_{Hb} \Delta D_v + \Delta A_s^i}{\sqrt{\varepsilon_a^j(\varepsilon_a^j + F)} C_{Hb} \Delta D_a + \sqrt{\varepsilon_v^j(\varepsilon_v^j + F)} C_{Hb} \Delta D_v + \Delta A_s^j}$$

$$[0092] \quad = \frac{\sqrt{\varepsilon_a^i(\varepsilon_a^i + F)} + \sqrt{\varepsilon_v^i(\varepsilon_v^i + F)} V + E_x^i}{\sqrt{\varepsilon_a^j(\varepsilon_a^j + F)} + \sqrt{\varepsilon_v^j(\varepsilon_v^j + F)} V + E_x^j} \quad (14)$$

[0093] 其中：

$$[0094] \quad V = \frac{\Delta D_v}{\Delta D_a} \quad (15)$$

$$[0095] \quad \varepsilon_a^i = S_a \varepsilon_o^i + (1-S_a) \varepsilon_R^i \quad (16)$$

$$[0096] \quad \varepsilon_v^i = S_v \varepsilon_o^i + (1-S_v) \varepsilon_R^i \quad (17)$$

$$[0097] \quad E_x^i = \frac{\Delta A_s^i}{C_{Hb} \Delta D_a} = \frac{Z_a \Delta D_a + Z_t \Delta D_t}{C_{Hb} \Delta D_a} = \frac{Z_a}{C_{Hb}} + \frac{Z_t \Delta D_t}{C_{Hb} \Delta D_a} \quad (18)$$

[0098] 这里 E_x^i 与 C_{Hb} 以及组织、动脉厚度变化都有关系。

[0099] 实验表明:波长对于 E_x^i 的影响很小,因此可表示: $E_x^i = A_i E_x^j + B_i$, 这里 A_i 和 B_i 是常数, 这样 E_x^i 都可以由 E_x^j 表示,即只有 E_x^j 一个独立变量。

[0100] ICG 由静脉注射进入人体后,与血红蛋白发生反应速度很快。ICG 入血后几乎不沉着于皮肤也不被其他组织吸收,绝大部分由肝排泄,静脉注入后 20 分钟后 97% 的 ICG 就由肝排出。在 800nm 波长处测 ICG 在血液中的吸光度曲线,发现血液中 ICG 的吸光度受它的浓度影响,两者呈现正比例关系,之后在 ICG 溶液中添加 0.9% 的氯化钠来达到稀释效果,发现稀释之后的溶液这种正比关系仍然存在。在不同正常血浆中, ICG 的浓度的变异系数很小,因此可以认为 ICG 的测试几乎不受血浆白蛋白浓度的牵制。由于 ICG 只由肝排泄,入血不与其他组织发生化学反应,血红蛋白对于 ICG 的测定没有明显影响,而且 ICG 的浓度与吸光度成线性关系。可利用分光光度法通过测的 ICG 的吸光度来计算 ICG 的浓度,以此来评价肝的储备功能。

[0101] 当静脉注射 ICG 后,两种波长 λ_i 和 λ_j 的透射光的脉动量的比值为:

$$[0102] \quad \Phi_{ij} = \frac{\Delta I_i / I_i}{\Delta I_j / I_j} \approx \frac{\Delta A_i}{\Delta A_j}$$

[0103]

$$[0104] \quad = \frac{\sqrt{(\varepsilon_a^i + \varepsilon_d^i C_d / C_{Hb})(\varepsilon_a^i + \varepsilon_d^i C_d / C_{Hb} + F)C_{Hb}\Delta D_a} + \sqrt{(\varepsilon_v^i + \varepsilon_d^i C_d / C_{Hb})(\varepsilon_v^i + \varepsilon_d^i C_d / C_{Hb} + F)C_{Hb}\Delta D_v} + \Delta A_s^i}{\sqrt{(\varepsilon_a^j + \varepsilon_d^j C_d / C_{Hb})(\varepsilon_a^j + \varepsilon_d^j C_d / C_{Hb} + F)C_{Hb}\Delta D_a} + \sqrt{(\varepsilon_v^j + \varepsilon_d^j C_d / C_{Hb})(\varepsilon_v^j + \varepsilon_d^j C_d / C_{Hb} + F)C_{Hb}\Delta D_v} + \Delta A_s^j}$$

$$= \frac{\sqrt{(\varepsilon_a^i + \varepsilon_d^i Z)(\varepsilon_a^i + \varepsilon_d^i Z + F)} + \sqrt{(\varepsilon_v^i + \varepsilon_d^i Z)(\varepsilon_v^i + \varepsilon_d^i Z + F)}V + E_x^i}{\sqrt{(\varepsilon_a^j + \varepsilon_d^j Z)(\varepsilon_a^j + \varepsilon_d^j Z + F)} + \sqrt{(\varepsilon_v^j + \varepsilon_d^j Z)(\varepsilon_v^j + \varepsilon_d^j Z + F)}V + E_x^j} \quad (19)$$

[0105] 其中: C_d 是 ICG 的浓度, $Z = C_d / C_{Hb}$, ε_a^i 和 ε_d^i 分别是两种波长 λ_i 和 λ_j 的光通过 ICG 的吸光系数。在公式(19)中,有 S_a 、 S_v 、 V 、 E_x^i 和 C_d 五个未知量,如果采用一个六波长的肝储备功能测试仪,可以由(19)式列出五个独立的方程,从而可同时解得 S_a 、 S_v 、 V 、 E_x^i 和 C_d 五个独立的未知量,其中 ICG 浓度 C_d 不受其它未知量的影响。

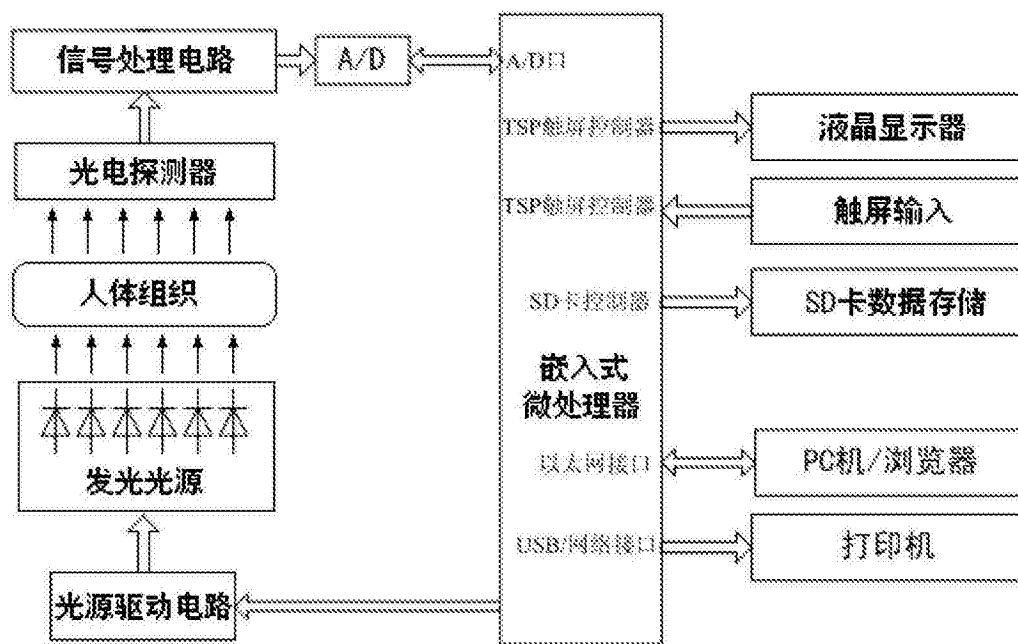


图 1

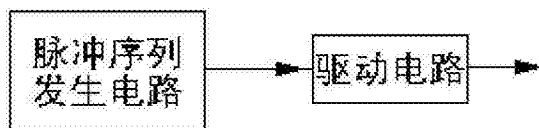


图 2

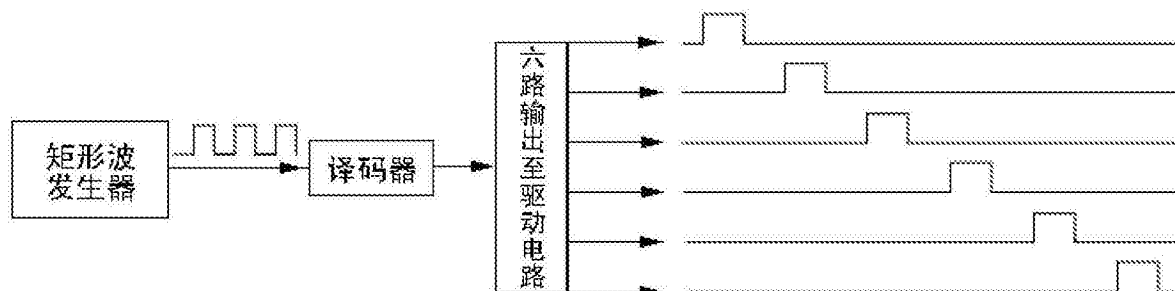


图 3

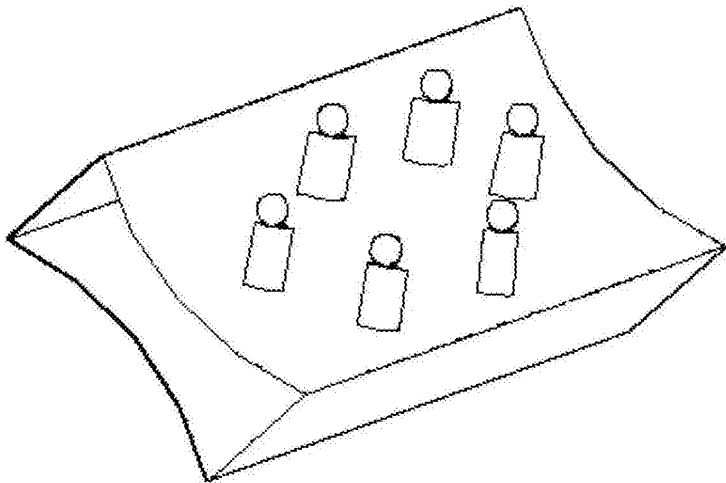


图 4

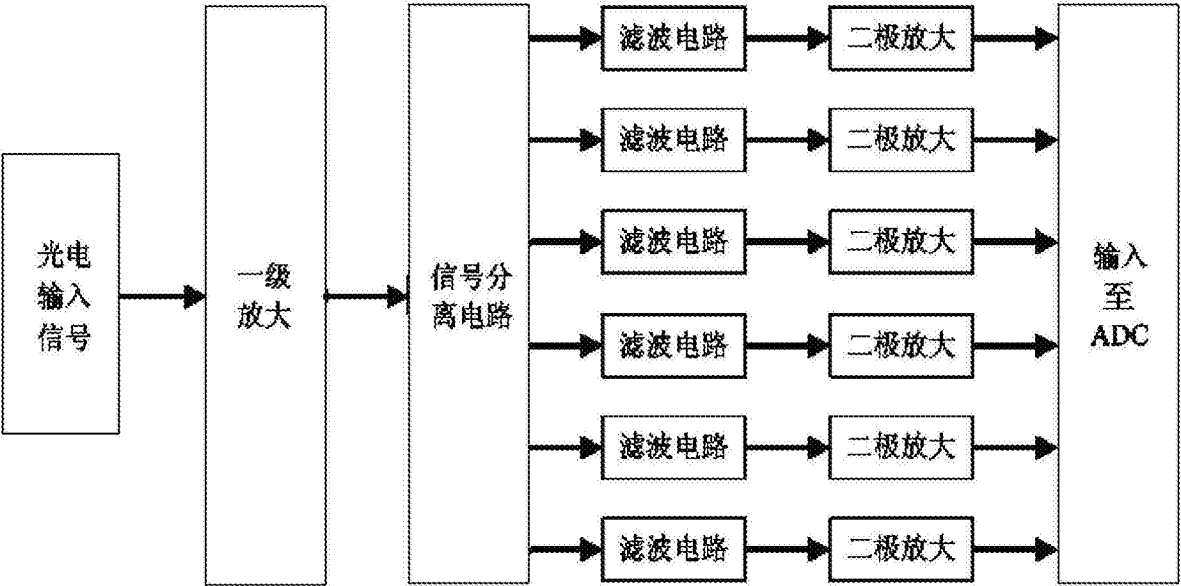


图 5

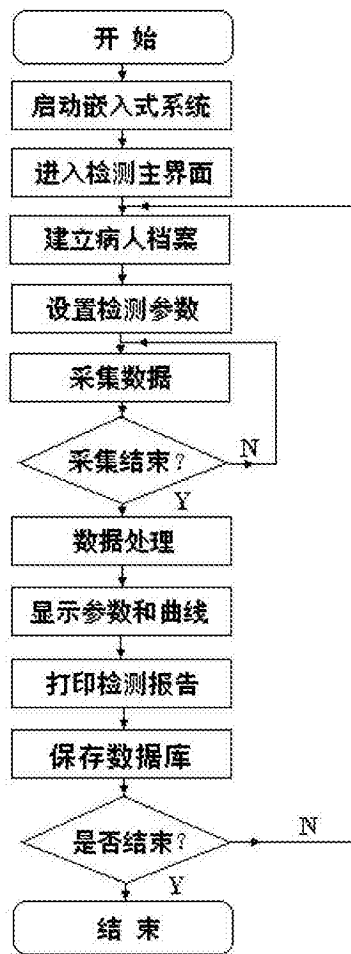


图 6

专利名称(译)	多波长肝脏储备功能检测仪及检测ICG浓度的方法		
公开(公告)号	CN103385695B	公开(公告)日	2016-04-13
申请号	CN201310303502.7	申请日	2013-07-19
[标]发明人	李凯扬		
发明人	李凯扬		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/1455		
代理人(译)	朱盛华		
审查员(译)	王玮		
其他公开文献	CN103385695A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种多波长肝脏储备功能检测仪及检测ICG浓度的方法，包括嵌入式微处理器、光源驱动电路、多波长发光光源、光电探测器、信号处理电路、液晶显示器、数据存储器、打印机和外部连接的PC机或浏览器，其特征在于：嵌入式微处理器分别与光源驱动电路、信号处理电路、液晶显示器、SD卡、打印机、PC机或浏览器相连；多波长发光光源与光源驱动电路相连；光电探测器与信号处理电路相连。本发明提供的多波长肝脏储备功能检测仪，能同时计入脉搏过程中动脉、静脉和组织变化以及散射对信号的影响，得到ICG浓度值、ICG曲线、动脉和静脉血氧饱和度及其它肝功能参数，提高了ICG浓度等的测量精度，保证了本检测仪具有良好的抗震性。

