



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102327111 A

(43) 申请公布日 2012. 01. 25

(21) 申请号 201110286531. 8

(22) 申请日 2011. 09. 23

(71) 申请人 天津析像光电科技有限公司  
地址 300051 天津市南开区卫津路 92 号

(72) 发明人 赵会娟 高峰 郭卉 王志朝

(74) 专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代  
理事务所 12201

代理人 程毓英

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 5/1455(2006. 01)

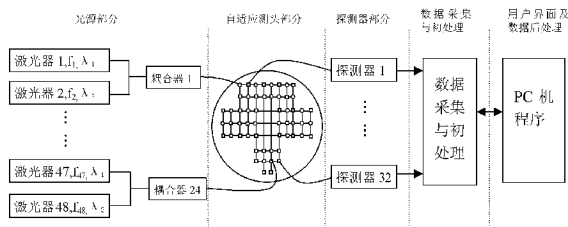
权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 2 页

(54) 发明名称

一种多通道近红外脑功能成像并行检测系统

(57) 摘要

本发明属于组织光学研究中的光学参数测量领域,涉及一种多通道近红外脑功能成像并行检测系统,包括光源部分、测头部分、探测器部分、多通道数字锁相检测电路和计算机。光源部分包括多组光源单元,每组单元包括两个不同波长的稳态半导体激光器及各自的数模转换与滤波电路和电流控制器,一个波分复用器和源光纤,两个激光器在各自的电流控制器的驱动下生成的光经过波分复用器后通过源光纤送入测头部分;测头部分包括多个光纤座,各个光纤座通过连接带相连,构成一个网状通路;各个源光纤被连接到不同的光纤座上。本发明将单光子计数技术与锁相检测技术相结合,既有利于快速成像的需要,又能满足大动态范围的要求。



1. 一种多通道近红外脑功能成像并行检测系统,包括光源部分、测头部分、探测器部分、多通道数字锁相检测电路和计算机。其中,

所述的光源部分包括多组光源单元,每组单元包括两个不同波长的稳态半导体激光器及各自的数模转换与滤波电路和电流控制器,一个波分复用器和源光纤,光源调制信号经过数模转换与滤波电路的处理后获得的模拟调制信号作为电流控制器的输入,两个激光器在各自的电流控制器的驱动下生成的光经过波分复用器后通过源光纤送入测头部分;

所述的测头部分包括多个光纤座,各个光纤座通过连接带相连,构成一个网状通路;各个源光纤被连接到不同的光纤座上;

所述的探测器包括多组探测器单元,每个探测器单元包括探测光纤、滤波轮组、光电倍增管、脉冲甄别与整形电路,所述的探测光纤的一端连接到一个光纤座上,另一端连接到滤波轮组,滤波轮组输出的光信号经过光电倍增管和脉冲甄别与整形电路的处理后获得电压脉冲信号;每个探测光纤分别连接到不同的光纤座上;

所述的多通道数字锁相检测电路,包括顶层控制逻辑电路、幅值解调模块、正余弦信号发生器模块,在顶层控制逻辑电路的控制下,由正余弦信号发生器模块产生数字正余弦信号,用作锁相检测参考信号和光源部分所需要的光源调制信号,幅值解调模块根据锁相检测参考信号,对探测器输出的多路电压脉冲信号进行频分复用同步解调,经过同步解调的信号被送入计算机;

所述的计算机根据多通道数字锁相检测电路输入的同步解调信号得到脑血氧饱和度,并实现脑功能成像。

2. 根据权利要求 1 所述的多通道近红外脑功能成像并行检测系统,其特征在于,各组光源单元均由波长 690nm 和 830nm 的两组稳态半导体激光器组成。

3. 根据权利要求 1 所述的多通道近红外脑功能成像并行检测系统,其特征在于,每个稳态半导体激光器所产生的频率各不相同。

## 一种多通道近红外脑功能成像并行检测系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及人体信息检测领域中的光学成像系统,具体涉及一种基于单光子计数的数字锁相技术的用于脑功能研究的多通道近红外光成像系统的实现装置。

### 技术背景

[0002] 脑功能的在体研究具有非常重要的意义,其应用涉及科学研究和临床诊断及治疗。

[0003] 目前研究脑功能的无创方法主要包括功能核磁共振 (fMRI) 和正电子发射层析成像 (PET)、脑电图 (EEG)、事件相关电位 (ERP) 和脑磁图 (MEG) 和光学成像方法 (NIRS)。NIRS 采用两个以上波长 (600–900nm 波段内) 的光在头皮的预定区域内进行多点照射,由于近红外光的深度穿透能力,且反映脑组织代谢和血液动力学的氧合血红蛋白 (HbO) 和还原血红蛋白 (Hb) 正是近红外光波段内的主要吸收体,在距离照射点几厘米处探测由头皮出射的光,由于出射光携带了脑皮层的 HbO 和 Hb 浓度变化的信息,经过算法可给出脑皮层的 HbO 和 Hb 浓度变化的空间分布图,从而实现脑功能的研究或疾病的诊断。

[0004] 相比于其它脑功能成像方法, NIRS 设备价格较低,体积小便于移动,具有很高的时间分辨率和较高的空间分辨率。它能实现在任何时候、任何地方、长时间、多次脑功能成像,更重要的是由于其探头固定在头部,成像是以头本身作为坐标,因此具有很高的被试者运动鲁棒性,它也是目前唯一一个可以应用于婴儿的脑功能成像仪器。因为 NIRS 的上述优点,它已经成为脑功能研究、运动医学研究的先进方法。经过逐步的发展,日本日立公司生产的 ETG 系统和 TechEn 公司与麻省医学院合作开发的 CW 系列已经占据了较重要的地位。

[0005] 其中如何提高空间分辨率成为关键问题。从测量的角度,提高图像空间分辨率的有效方法是提高采样密度,当探测距离不能减小时,使采样区域重叠则成为提高采样密度的唯一手段。但对于 NIRS 测量系统,使得采样区域重叠也并非易事。提高测量通道的动态范围是改善 NIRS 系统空间分辨率的关键所在。为了回避测量系统动态范围小的问题日本日立公司的 ETG 系统增加了源点和探测点的数目,但由此带来的是系统的复杂性和高价格。而 CW5 系统采用了分时开通光源的方法,但只能探测 19–42.5mm 之内的光,且系统的时间分辨率大大下降。

[0006] 因此,我们看到提高 NIRS 系统的空间分辨率问题归结到了提高检测系统的动态范围问题。而提高系统的动态范围是现有的测量方式所无法达到的,应当采取新技术。

[0007] 专利 CN201010161237. X 公开了一种基于数字锁相解复用的多通道单光子计数测量系统,单光子计数方法利用弱光照射下光子探测器输出电信号自然离散的特点,采用脉冲甄别技术和数字计数技术把极弱的信号识别并提取出来。与模拟探测技术相比,单光子计数技术有如下优点:消除了探测器的大部分热噪声的影响,大大提高了测量结果的信噪比;有比较宽的线性动态范围。锁相技术可以提取深埋在噪声中的有用信号,可以提高信噪比。而基于单光子计数的数字锁相检测技术,则具有大的检测动态范围和高的信噪比。

## 发明内容

[0008] 为克服现有技术不足,本发明提供一种具有较高的测量通道的动态范围和空间分辨率的脑功能近红外光成像(NIRS)系统。本发明提出的脑功能近红外光成像(NIRS)系统,采用基于单光子计数的数字锁相检测技术与利用漫射方程计算脑血氧饱和度的方法,是一种多通道并行检测的近红外光成像(NIRS)系统。本发明的技术方案如下:

[0009] 一种多通道近红外脑功能成像并行检测系统,包括光源部分、测头部分、探测器部分、多通道数字锁相检测电路和计算机。其中,

[0010] 所述的光源部分包括多组光源单元,每组单元包括两个不同波长的稳态半导体激光器及各自的数模转换与滤波电路和电流控制器,一个波分复用器和源光纤,光源调制信号经过数模转换与滤波电路的处理后获得的模拟调制信号作为电流控制器的输入,两个激光器在各自的电流控制器的驱动下生成的光经过波分复用器后通过源光纤送入测头部分;

[0011] 所述的测头部分包括多个光纤座,各个光纤座通过连接带相连,构成一个网状通路;各个源光纤被连接到不同的光纤座上;

[0012] 所述的探测器包括多组探测器单元,每个探测器单元包括探测光纤、滤波轮组、光电倍增管、脉冲甄别与整形电路,所述的探测光纤的一端连接到一个光纤座上,另一端连接到滤波轮组,滤波轮组输出的光信号经过光电倍增管和脉冲甄别与整形电路的处理后获得电压脉冲信号;每个探测光纤分别连接到不同的光纤座上;

[0013] 所述的多通道数字锁相检测电路,包括顶层控制逻辑电路、幅值解调模块、正余弦信号发生器模块,在顶层控制逻辑电路的控制下,由正余弦信号发生器模块产生数字正余弦信号,用作锁相检测参考信号和光源部分所需要的光源调制信号,幅值解调模块根据锁相检测参考信号,对探测器输出的多路电压脉冲信号进行频分复用同步解调,经过同步解调的信号被送入计算机;

[0014] 所述的计算机根据多通道数字锁相检测电路输入的同步解调信号得到脑血氧饱和度,并实现脑功能成像。

[0015] 作为进一步的实施方式,所述的多通道近红外脑功能成像并行检测系统,各组光源单元均由波长690nm和830nm的两组稳态半导体激光器组成;每个稳态半导体激光器所产生的频率各不相同。

[0016] 由上述技术方案可以看出,本发明的主要特点体现在:

[0017] (1) 基于连续波探测方式,光源采用单色连续近红外光,连续波探测方式实时性好,速度快,信噪比高,能够同时探测脑活动时的快(刺激事件后50~500ms)和慢(刺激事件后2~10s)变化过程,从而保证时间分辨率。

[0018] (2) 采用光源频分复用、多路信号数字锁相解复用方法,实现在多光源同时激励时的光强测量,克服了多光源时分复用方法测量时间长,通道切换产生误差的缺点,简化了系统构成。

[0019] (3) 单光子计数技术与锁相检测技术相结合,既有利于快速成像的需要,又能满足大动态范围的要求。

## 附图说明

- [0020] 图 1 :测量系统框图。  
[0021] 图 2 :光源系统框图。  
[0022] 图 3 :自适应测头部分。  
[0023] 图 4 :探测器部分框图。

### 具体实施方式

[0024] 本发明提供了一种用于脑功能成像的多通道近红外光并行检测系统,结合单光子计数技术和数字锁相检测技术,从而在提高测量动态范围的同时满足脑功能研究高时间分辨率的要求。

[0025] 本发明提出适合脑功能研究的多通道并行检测的 NIRS 系统,组成框图见图 1,包括光源部分、自适应测头部分、探测器部分、数据采集与初处理部分、计算机。

[0026] 本发明采用 24\*32 的源探位置分布,多路光源频分复用与多通道数字锁相同步解调相结合,实现不同源探组合下出射光强信号的同步检测。光源部分由波长 690nm 和 830nm 的两组稳态半导体激光器组成,每组 24 个,采用 48 路不同频率的正弦信号作低频振幅调制。输出的近红外光按波长不同两两经波分复用器耦合实现频分复用,之后经入射光纤导入到分布于自适应侧头的 24 个源点位置,用作近红外脑功能检测的激励信号。

[0027] 自适应测头部分参考了 EEG 电极帽的设计并对其进行改进。用连接带将光纤座连接起来,考虑到成人头皮和头骨的厚度,两相邻的光纤座之间的距离采用 30mm。通过弹簧将光纤座压紧在头皮上,源光纤和探测光纤通过 SMA 光纤接头连接到光纤座上。

[0028] 探测器部分的包括:探测光纤、滤波轮组、光电倍增管、脉冲甄别与整形电路,其中滤波轮组用于调整输入到光电倍增管的的光强,保证不同源探距离下光电倍增管均工作于单光子计数状态,从而提高测量的动态范围。本部分实现光电信号转换,输出随输入光强变化而变化,表现为频率不同的标准电压脉冲信号。

[0029] 数据采集与初处理部分包括多通道数字锁相检测电路、数模转换与滤波电路以及通信电路。其中,多通道数字锁相检测电路为本部分的核心,实现频分复用多路光源信号的同步解调;数模转换与滤波电路负责产生调制激光源的模拟正弦信号;通信部分用以完成本部分与计算机的交互。

[0030] 计算机实现与操作者之间的交互界面,用于控制整个测量系统的工作状态,并负责将数据采集与初处理产生的结果转换为脑血氧饱和度,以及实现最终的脑功能成像。

[0031] 下面对各个组成部分进行说明。

[0032] 一、光源部分,用以产生振幅调制的近红外光,作为成像系统的激励信号。见图 2 光源系统框图。包括以下部分

[0033] 1. 数模转换与滤波电路:将正余弦信号发生器模块产生的数字正弦信号转换成模拟正弦信号并做调理,得到满足 LD 控制器要求的模拟调制信号。

[0034] 2. LD 电流控制器:根据输入的模拟调制信号调整激光管的驱动电流,实现对 LD 出射光的幅度调制;

[0035] 3. LD 温度控制器:维持 LD 工作时的温度稳定,确保输出激光的波长保持不变;

[0036] 4. 激光二极管:在驱动电流作用下产生特定波长的激光,本系统采用 690nm 和 830nm 两种波长的激光管;

[0037] 5. 波分复用器 :为双路输入、单路输出的光耦合器件,用于将不同波长的激光两两耦合到一束光纤中,形成复合光源。

[0038] 二、自适应测头部分,如图 3。

[0039] 1. 该测头对人脑的前额叶、运动功能区、后枕区进行成像。共采用 24 个源点和 32 个探测点,每个源点和探测点分别安装一个源光纤和一个探测光纤。

[0040] 2. 对前额的探测利用 8 个源点和 8 个探测点完成 ;左、右运动功能区分别采用 7 个源点和 7 个探测点完成 ;后枕区的探测采用 2 个源点和 8 个探测点完成。

[0041] 三、探测器部分,如图 4。

[0042] 1. 滤波轮组 :用于调整输入到光电倍增管得光强,确保光电倍增管工作于单光子计数状态。

[0043] 2. 光电倍增管 :实现光电转换的关键部件,在微弱光输入的情况下,输出为离散的电压脉冲。

[0044] 3. 脉冲甄别与整形电路 :对光电倍增管输出的电脉冲进行甄别和整形,得到规则的电压脉冲信号,提供给后级数据采集与初处理部分做进一步处理。

[0045] 四、数据采集与初处理部分。

[0046] 本部分以 FPGA 为核心,实现了多通道数字锁相检测电路、数模转换与滤波电路以及通信电路。具体实现可以参见 CN201010161237. X

[0047] 1. 多通道道数字锁相检测电路为实现频分复用光源信号解调的关键,包括顶层控制逻辑、幅值解调模块、正余弦信号发生器模块、数据发送模块、通信接口模块。

[0048] a) 其中顶层控制逻辑控制整个数字电路各部分工作的节奏,并负责与计算机交互获取测量过程的运行参数 ;

[0049] b) 正余弦信号发生器模块负责产生数字正余弦信号,用作锁相检测参考信号和光源调制信号 ;

[0050] c) 幅值解调模块实现输入信号与参考信号混频,即对频分复用光源进行解调 ;

[0051] d) 数据发送模块用于协调各通道解调结果有序发送回计算机 ;

[0052] e) 通信接口模块实现外部通信芯片的驱动信号,负责与计算机之间数据的接受和传送。

[0053] 2. 通信电路 :完成多通道数字锁相检测电路与计算机之间数据交互的硬件电路。

[0054] 五、用户界面以及数据后处理部分

[0055] 1. 用户界面方便操作员使用系统,通过发送命令控制整个测量系统的工作状态 ;

[0056] 2. 数据后处理部分采用漫射方程对接收到的数据做处理,得出大脑不同部位血氧饱和度信息,作进一步研究。

[0057] 上述测量系统的具体工作步骤是 :

[0058] (1) 整个系统上电后,由操作员通过计算机用户界面设定测量系统的各项工作参数 ;

[0059] (2)FPGA 内部正余弦信号发生模块根据上一步设定的参数,产生 48 路数字正余弦信号,经数模转换与滤波调理后输入到相应 LD 控制器的模拟调制输入端,控制 LD 产生幅度调制的激励信号 ;

[0060] (3) 上一步 LD 的输出按波长不同经波分复用器两两耦合到自适应测头的 24 个激

励点,对被测部位施加激励,之后通过分布于自适应测头的 32 路探测光纤导入到相应探测器。

[0061] (4) 探测器的输出连接到 FPGA 测量系统相应输入管脚,之后由多通道锁相检测电路实现对应不同源探组合的光强信号的同步解调,并经通信电路发送到计算机上。

[0062] (5) 计算机上的数据后处理部分将接收到的数据代入基于漫射方程的程序中,求得大脑不同部位血氧饱和度的空间分布,实现最终的脑功能成像。

[0063] 利用漫射方程计算血氧饱和度的步骤如下:

[0064] 动脉血与静脉血的吸收系数表达式为:

[0065]

$$\mu_a^{art} = \frac{H}{V_i} [S_a O_2 \sigma_a^{100\%} + (1 - S_a O_2) \sigma_a^{0\%}] \quad (1)$$

[0066]

$$\mu_a^{ven} = \frac{H}{V_i} [S_v O_2 \sigma_a^{100\%} + (1 - S_v O_2) \sigma_a^{0\%}] \quad (2)$$

[0067] 式中 $\mu_a^{art}$ 为动脉血吸收系数; $\mu_a^{ven}$ 为静脉血吸收系数; $H$ 为血细胞比容; $V_i$ 为红细胞体积; $S_a O_2$ 为动脉血氧饱和度; $S_v O_2$ 为静脉血氧饱和度,一般取 $S_v O_2 = S_a O_2 - 0.1$ ; $\sigma_a^{100\%}$ 为含氧血红蛋白的光学吸收截面; $\sigma_a^{0\%}$ 为去氧血红蛋白的光学吸收截面。根据静脉血和动脉血的吸收系数可以求得组织体在心脏收缩和舒张时对应的最大和最小吸收系数 $\mu_{max}$ 和 $\mu_{min}$ 。

[0068] 人体组织在近红外波段是强散射介质,因此可用漫射方程描述光在人体内的传播过程,由漫射方程推算出的反射光强表达式为:

[0069]

$$R(\rho) =$$

[0070]

$$-\frac{1}{4\pi} \sum_{-\infty}^{+\infty} (z_{3,m} (\rho^2 + z_{3,m}^2))^{-\frac{3}{2}} \times \left\{ 1 + \left[ \frac{\mu_a (\rho^2 + z_{3,m}^2)}{D} \right]^{\frac{1}{2}} \right\} \times$$

[0071]

$$\exp \left\{ - \left[ \frac{\mu_a (\rho^2 + z_{3,m}^2)}{D} \right]^{\frac{1}{2}} \right\} - z_{4,m} (\rho^2 + z_{4,m}^2)^{-\frac{3}{2}} \times \left\{ 1 + \left[ \frac{\mu_a (\rho^2 + z_{4,m}^2)}{D} \right]^{\frac{1}{2}} \right\} \times$$

[0072]

$$\exp \left\{ - \left[ \frac{\mu_a (\rho^2 + z_{4,m}^2)}{D} \right]^{\frac{1}{2}} \right\} \quad (3)$$

[0073] 式中, $R(\rho)$ 为表面上距离源为 $\rho$ 的点测得的反射光强; $\rho$ 为源探点之间的距离; $\mu_a$ 为吸收系数; $z_{x,m}$ 为适应漫射方程边界条件的对偶极子对于相同的 $m$ , $z_{3,m}$ 和 $z_{4,m}$ 为一对对偶极子, $m$ 可无限制取这里在保证精度的前提下为计算简便只取三组。 $z_{3,m} = -2ms - 4mz_e - z_0$ , $z_{4,m} = -2ms - (4m-2)z_e + z_0$ ; $s$ 为组织厚度; $m = 0, \pm 1$ ; $z_0 = 1/\mu_s$ , $\mu_s$ 为散射系数; $z_e = 2AD$ ,其中 $A = (1+R_r)/(1-R_r)$ 为常数,对于组织体-空气边界 $A = 0.4258$ ; $D$ 为光子扩散系数 $D = 1/3(\mu_s' + \mu_s)$ , $\mu_s'$ 为约化散射系数; $z_0$ 为远场点,在该点 $g = 1$ 。通常情况下,采用双波长法测量血氧饱和度时,我们引入变量 $R$ , $R = N_{\lambda_2}(\rho)/N_{\lambda_1}(\rho)$ ,其中 $N_{\lambda}(\rho) = (R_{max}(\rho) - R_{min}(\rho))/R_{max}(\rho)$ , $R_{max}(\rho)$ 为反射光强最大值, $R_{min}(\rho)$ 为反射光强最

小值,  $R_{\max}(\rho)$  和  $R_{\min}(\rho)$  可以通过将  $\mu_{\max}$  和  $\mu_{\min}$  代入漫射方程解析解求得。由此可以得到  $R$  值与  $S_aO_2$  之间的关系曲线, 通过多项式对该曲线进行拟合找到最佳拟合多项式, 得到多项式的表达式。根据测量得到的一个脉搏波下光强的最大值和最小值得到  $R$  值带入到该多项式中从而反推出该探测点处的血氧饱和度。这种算法可以无损实时得到组织  $SO_2$  的绝对量, 这是其最明显的优点。由于这种算法使用连续发光且强度恒定的入射光, 因此仍然属于连续波 (CW) 方法的范围。

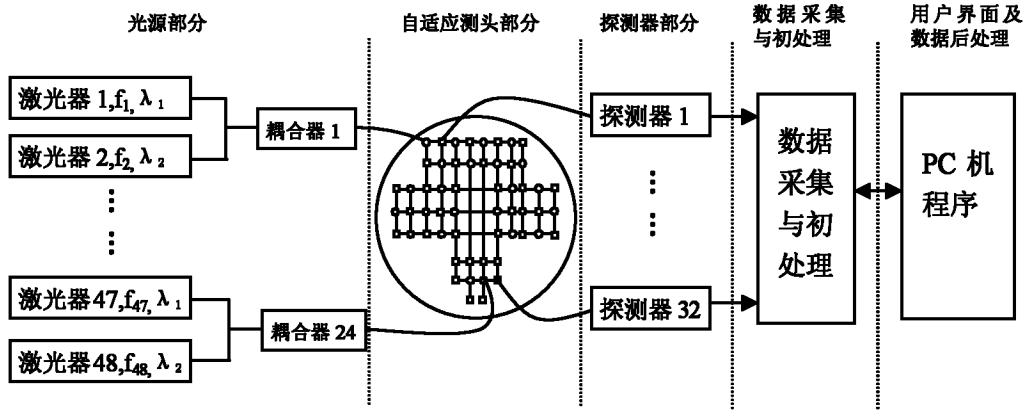


图 1

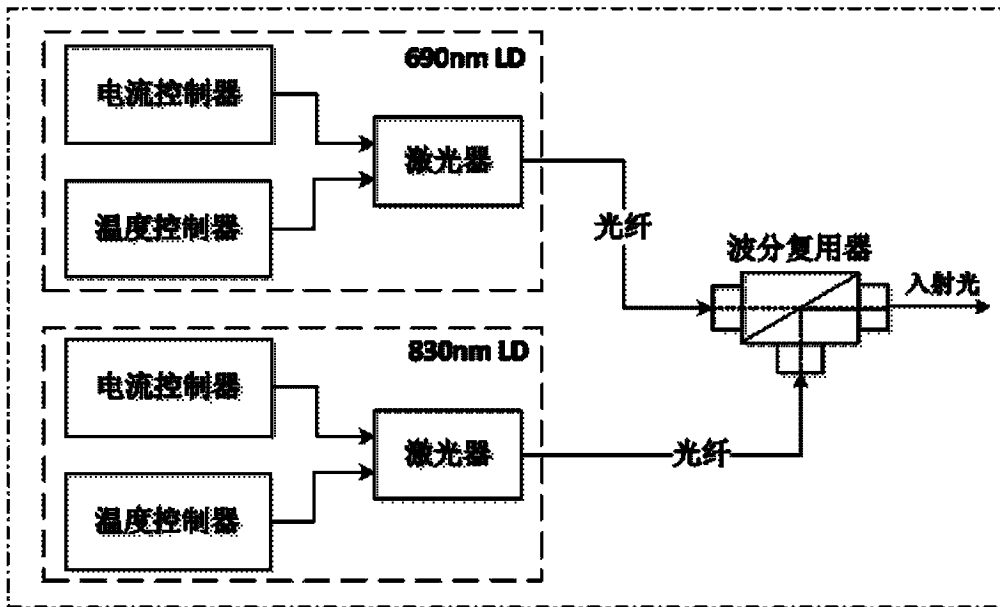


图 2

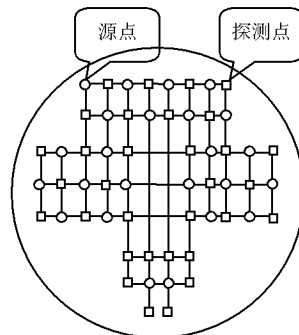


图 3

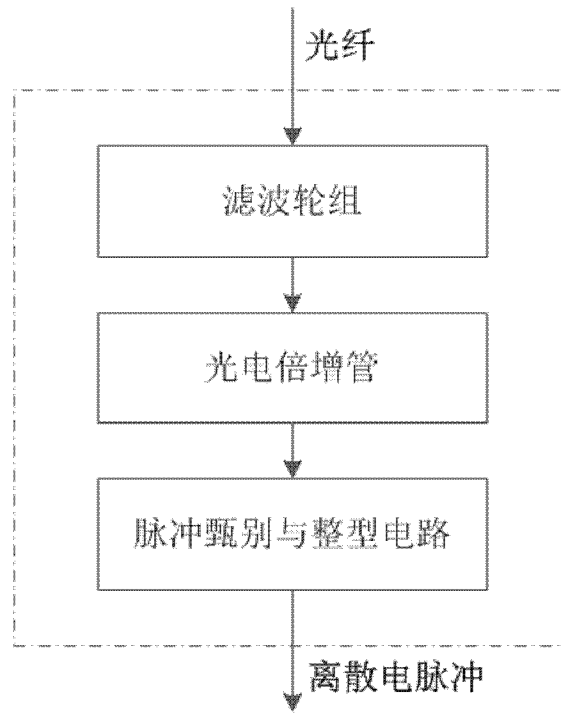


图 4

专利名称(译)	一种多通道近红外脑功能成像并行检测系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN102327111A</a>	公开(公告)日	2012-01-25
申请号	CN201110286531.8	申请日	2011-09-23
[标]发明人	赵会娟 高峰 王志朝		
发明人	赵会娟 高峰 郭卉 王志朝		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/1455		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明属于组织光学研究中的光学参数测量领域，涉及一种多通道近红外脑功能成像并行检测系统，包括光源部分、测头部分、探测器部分、多通道数字锁相检测电路和计算机。光源部分包括多组光源单元，每组单元包括两个不同波长的稳态半导体激光器及各自的数模转换与滤波电路和电流控制器，一个波分复用器和源光纤，两个激光器在各自的电流控制器的驱动下生成的光经过波分复用器后通过源光纤送入测头部分；测头部分包括多个光纤座，各个光纤座通过连接带相连，构成一个网状通路；各个源光纤被连接到不同的光纤座上。本发明将单光子计数技术与锁相检测技术相结合，既有利于快速成像的需要，又能满足大动态范围的要求。

