



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106618501 A

(43)申请公布日 2017.05.10

(21)申请号 201611243089.X

(22)申请日 2016.12.29

(71)申请人 哈尔滨工业大学

地址 150001 黑龙江省哈尔滨市南岗区西
大直街92号

(72)发明人 刘丹 张岩 刘昕 王启松 徐潇
孙金玮

(74)专利代理机构 北京天奇智新知识产权代理
有限公司 11340

代理人 范光晔

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

G01N 21/359(2014.01)

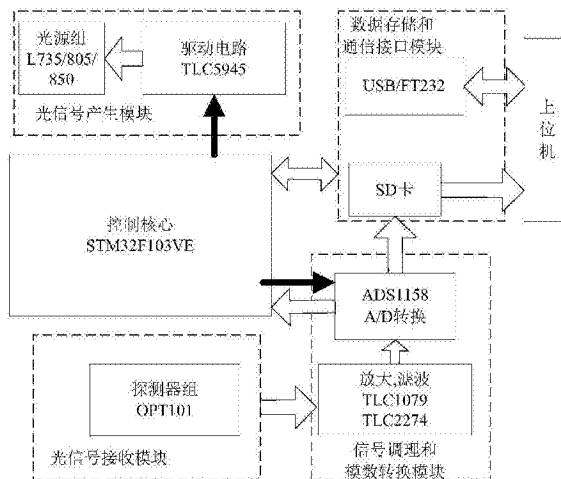
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

一种基于近红外光谱血氧浓度测量的肿瘤
成像系统及其实验检测方法

(57)摘要

一种基于近红外光谱血氧浓度测量的肿瘤
成像系统及其实验检测方法。主要解决了传统肿
瘤探测设备笨重、价格昂贵、诊断成本较高的问
题。其构造为所述的主控制部分包括控制核心
STM32F103,其分别连接光信号产生模块、数据存
储和通信接口模块、信号调理和模数转换模块。
其中数据存储和通信接口模块包括SD卡,与上
位机通信的USB及串口;信号调理和模数转换
模块包括数据的放大滤波部分以及模数转换部
分,负责信号的采集和预处理。所述的探头部分
包括光信号产生模块、光信号接收模块。本发
明具有无辐射、造价低、可便携、易操作、
辨识率高、可成像等优点。



1. 一种基于近红外光谱血氧浓度测量的肿瘤成像系统,包括主控制部分、探头部分,其特征在于:所述的主控制部分包括控制核心STM32F103,其分别连接光信号产生模块、数据存储和通信接口模块、信号调理和模数转换模块,其中数据存储和通信接口模块包括SD卡,与上位机通信的USB及串口;信号调理和模数转换模块包括数据的放大滤波部分以及模数转换部分,负责信号的采集和预处理;所述的探头部分包括光信号产生模块、光信号接收模块,其中光信号产生模块包括由多波长近红外光源及其驱动电路构成的LED光源,光信号接收模块包括由光信号接收器OPT101及其驱动模块构成的光电检测器。

2. 根据权利要求1所述的基于近红外光谱血氧浓度测量的肿瘤成像系统,其特征在于:所述的探头部分包括尺寸为 $9 \times 9 \text{cm}$ 的传感探头,传感探头包括13个LED光源及28个光电检测器,相邻的LED光源和光电检测器中心距离设定为20mm,在半无穷传输介质为探测背景,利用垂直入射光源和界面上点探测器间光子光学路径分布的解析函数,可推知光源距离探测器为1时,在入射光与探测器组成的平面内光子路径呈弧状分布,在两者的中点处达到路径深度的最大值 $d \approx 2^{1/2}l/4$ 。

3. 一种基于近红外光谱血氧浓度测量的肿瘤成像系统的实验检测方法,其特征在于:

I、建立实验模型,使用20%的医用脂肪乳液、琼脂以及印度墨水按照固定的比例,调配制作出对近红外光的散射率和吸收率与正常人体组织相近的两个相同的 $9 \text{cm} \times 9 \text{cm} \times 4 \text{cm}$ 固态仿体,并分为四层,每层深度为1cm、2cm、3cm、3.5cm,在其中一个仿体的第三层即3cm处设置类肿瘤物体作为病变仿体;

II、对LED光源进行编号,为 $L_i, i=1, 2, \dots, 13$ 对光电检测器进行编号,为 $L_j, j=1, 2, \dots, 28$;

III、针对正常仿体和病变仿体,控制LED光源 L_1 产生光强为 I_0 的入射光;

IV、使用光电检测器 L_1 对出射光进行探测,测得正常仿体和病变仿体的出射光强 I 和 I' 。根据修正的朗伯比尔定律,正常仿体的光密度表达式为

$$OD_{11} = \log \frac{I_0}{I} = DPF \times \rho \times (\varepsilon_{HbO_2} \times C_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb} \times C_{Hb}) + G \quad (1)$$

病变仿体的光密度表达式为

$$OD'_{11} = \log \frac{I_0}{I'} = DPF \times \rho \times (\varepsilon_{HbO_2} \times C'_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb} \times C'_{Hb}) + G \quad (2)$$

式中,联立公式(1)和(2),消除因子G,可得

$$\Delta OD_{11} = \log \frac{I}{I'} = DPF \times \rho \times (\varepsilon_{HbO_2} \times \Delta C_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb} \times \Delta C_{Hb}) \quad (3)$$

式中, $\Delta C_{HbO_2} = C_{HbO_2} - C'_{HbO_2}$ 为氧和血红蛋白浓度差, $\Delta C_{Hb} = C_{Hb} - C'_{Hb}$ 为还原血红蛋白浓度差;

V、依次对光电检测器 L_2 至 L_{28} 进行数据采集,重复步骤IV,获得光密度差值 $\Delta OD_{1j}, j=2, 3, \dots, 28$;

VI、依次控制LED光源 L_2 至 L_{13} 点亮,输出光强为 I_0 的近红外光,重复步骤IV和V,记录光密度差值 $\Delta OD_{ij}, i=2, 3, \dots, 13; j=2, 3, \dots, 28$;

VII、对仿体第一层,即1cm深度的断层进行成像,选取间距为20mm的光源和检测器组合,将其光密度差值 ΔOD_{ij} 整合为一个集合,对集合进行归一化处理,将其作为该点处的像素

值,对未知信息检测点处的像素值,通过插值的方法进行补充;

VIII、重复步骤VII,分别求解出1cm、2cm、3cm和3.5cm深度处的成像点阵,将像素点绘制成图形,即可最终获得仿体的层析成像结果。

一种基于近红外光谱血氧浓度测量的肿瘤成像系统及其实验检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械领域,具体涉及一种基于近红外光谱血氧浓度测量的肿瘤成像系统及其实验检测方法。

背景技术

[0002] 传统的肿瘤探测手段,例如X射线成像、核磁共振成像等,已经具备了很高的成像分辨率,但仪器设备笨重,造价昂贵,诊断成本较高,使得这些方法难以成为肿瘤普查的有效手段,且B超、X射线等检测技术更是对人体有很多未可知的损害,亦不能作为日常的检测方法,由于现有检测设备在安全、成本、规模等方面的限制,无法做到肿瘤的预防性筛查,而基于近红外光谱的肿瘤检测与成像技术具有无辐射、造价低、可便携、易操作等优点,已成为肿瘤日常性检测的有效手段。

[0003] 基于近红外光谱检测技术相对于其他方法在无损和产品小型化方面的优势,发明人开发了一个基于近红外阵列探头的人体肿瘤探测系统,该系统可以作为一个恶性肿瘤自查和初步检测的家庭普及型设备,可在不具备专业知识的前提下,以较少的经济投入,实现人体肿瘤的日常检测,因此,本发明具有较大的社会意义和实用价值。

发明内容

[0004] 本发明的目的是针对上述现有技术存在的问题,设计提供一种基于近红外光谱血氧浓度测量的肿瘤成像系统及其实验检测方法,本发明使用容易方便、成本低廉,近红外光无任何辐射,对人体不会造成任何损害。

[0005] 本发明的技术方案是:

[0006] 一种基于近红外光谱血氧浓度测量的肿瘤成像系统,包括主控制部分、探头部分,所述的主控制部分包括控制核心STM32F103,其分别连接光信号产生模块、数据存储和通信接口模块、信号调理和模数转换模块,其中数据存储和通信接口模块包括SD卡,与上位机通信的USB及串口;信号调理和模数转换模块包括数据的放大滤波部分以及模数转换部分,负责信号的采集和预处理;所述的探头部分包括光信号产生模块、光信号接收模块,其中光信号产生模块包括由多波长近红外光源及其驱动电路构成的LED光源,光信号接收模块包括由光信号接收器OPT101及其驱动模块构成的光电检测器。

[0007] 进一步的,所述的探头部分包括尺寸为 $9 \times 9\text{cm}$ 的传感探头,传感探头包括13个LED光源及28个光电检测器,相邻的LED光源和光电检测器中心距离设定为20mm,在半无穷传输介质为探测背景,利用垂直入射光源和界面上点探测器间光子光学路径分布的解析函数,可推知光源距离探测器为1时,在入射光与探测器组成的平面内光子路径呈弧状分布,在两者的中点处达到路径深度的最大值 $d \approx 2^{1/2}l/4$ 。

[0008] 一种基于近红外光谱血氧浓度测量的肿瘤成像系统的实验检测方法,实验的流程为:

[0009] I、建立实验模型,使用20%的医用脂肪乳液、琼脂以及印度墨水按照固定的比例,调配制作出对近红外光的散射率和吸收率与正常人体组织相近的两个相同的9cm×9cm×4cm固态仿体,并分为四层,每层深度为1cm、2cm、3cm、3.5cm,在其中一个仿体的第三层即3cm处设置类肿瘤物体作为病变仿体;

[0010] II、对LED光源进行编号,为 $L_i, i=1, 2, \dots, 13$,对光电探测器进行编号,为 $L_j, j=1, 2, \dots, 28$;

[0011] III、针对正常仿体和病变仿体,控制LED光源 L_1 产生光强为 I_0 的入射光;

[0012] IV、使用光电探测器 L_1 对出射光进行探测,测得正常仿体和病变仿体的出射光强 I 和 I' 。根据修正的朗伯比尔定律,正常仿体的光密度表达式为

$$[0013] \quad OD_{11} = \log \frac{I_0}{I} = DPF \times \rho \times (\varepsilon_{HbO_2} \times C_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb} \times C_{Hb}) + G \quad (1)$$

[0014] 病变仿体的光密度表达式为

$$[0015] \quad OD'_{11} = \log \frac{I_0}{I'} = DPF \times \rho \times (\varepsilon_{HbO_2} \times C'_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb} \times C'_{Hb}) + G \quad (2)$$

[0016] 式中,联立公式(1)和(2),消除因子 G ,可得

$$[0017] \quad \Delta OD_{11} = \log \frac{I}{I'} = DPF \times \rho \times (\varepsilon_{HbO_2} \times \Delta C_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb} \times \Delta C_{Hb}) \quad (3)$$

[0018] 式中, $\Delta C_{HbO_2} = C_{HbO_2} - C'_{HbO_2}$ 为氧和血红蛋白浓度差, $\Delta C_{Hb} = C_{Hb} - C'_{Hb}$ 为还原血红蛋白浓度差;

[0019] V、依次对光电探测器 L_2 至 L_{28} 进行数据采集,重复步骤IV,获得光密度差值 $\Delta OD_{1j}, j=2, 3, \dots, 28$;

[0020] VI、依次控制LED光源 L_2 至 L_{13} 点亮,输出光强为 I_0 的近红外光,重复步骤IV和V,记录光密度差值 $\Delta OD_{ij}, i=2, 3, \dots, 13; j=2, 3, \dots, 28$;

[0021] VII、对仿体第一层,即1cm深度的断层进行成像,选取间距为20mm的光源和探测器组合,将其光密度差值 ΔOD_{ij} 整合为一个集合,对集合进行归一化处理,将其作为该点处的像素值,对未知信息检测点处的像素值,通过插值的方法进行补充。

[0022] VIII、重复步骤VII,分别求解出1cm、2cm、3cm和3.5cm深度处的成像点阵。将像素点绘制成图形,即可最终获得仿体的层析成像结果。

[0023] 本发明的优点是:通过采用本发明的技术方案,基于近红外光谱血样检测原理,提出并设计了一种无损的普及型肿瘤检测设备,传统的肿瘤检测设备,如CT、核磁共振等方法,仪器非常笨重,价格高昂,检测成本很高,而且X射线等对人体有着无法挽回的损伤,并不能够作为日常检查的普及型设备。而本设计使用的近红外光对人体的穿透作用是完全无损的;人体组织对700~900nm的近红外光具有低吸收高散射的特性,其中对红外光的吸收性主要源于水、氧合与血红蛋白;在不同波长下,人体组织有相异的吸收作用,在合适的波长下,还原血红蛋白的吸收能力远大于水与氧合血红蛋白;在通常情况下,病变组织和正常组织光学参数差异较大;由于生长迅速的癌细胞需要额外的血液供应,恶性肿瘤组织内部的血液含量要高于正常组织,从而导致血液的光学特征异常,因此若用近红外光源对人体进行照射,并经红外探测器收集数据,再通过计算机处理分析组织光学特性,可用来推导有无病变;近红外光无任何辐射,对人体不会造成任何损害,并且基于近红外连续波的检测装

置,造价低廉,操作简便,因此是一种无损的普及型肿瘤检测设备。

附图说明

- [0024] 图1是本发明系统总体结构图。
- [0025] 图2是本发明硬件结构示意图。
- [0026] 图3是光在组织中的传输示意图。
- [0027] 图4是本发明近红外探头布局图。
- [0028] 图5是本发明实验流程框图。
- [0029] 图6是本发明第一层检测点示意图。
- [0030] 图7是本发明层析成像效果图。

具体实施方式

[0031] 下面结合附图对本发明做进一步说明。

[0032] 本发明以实现目标区域内每个断层的图像重构为最终目标,以增强型STM32F103为控制核心,以三波长LED光源L735/805/850和光电传感器OPT101为主要硬件,设计出满足基本测量要求的光强信号测量系统,系统结构如图1所示,探头直接与人体/仿体组织接触以发送和接收近红外光,将采集到的光强信息传送到主电路处理后,在PC机上通过进一步的数据处理得到最终的组织内肿瘤图像。

[0033] 由图2所示,一种基于近红外光谱血氧浓度测量的肿瘤成像系统,包括主控制部分、探头部分,所述的主控制部分包括控制核心STM32F103,其分别连接光信号产生模块、数据存储和通信接口模块、信号调理和模数转换模块,其中数据存储和通信接口模块包括SD卡,与上位机通信的USB及串口;信号调理和模数转换模块包括数据的放大滤波部分以及模数转换部分,负责信号的采集和预处理;所述的探头部分包括光信号产生模块、光信号接收模块,其中光信号产生模块包括由多波长近红外光源及其驱动电路构成的LED光源,光信号接收模块包括由光信号接收器OPT101及其驱动模块构成的光电检测器。

[0034] 如图3所示,本发明以半无穷传输介质探测背景中垂直入射光源和界面上点探测器间光子光学路径分布的解析函数为理论基础,通过设计探头上LED光源与光电检测器的不同位置,来实现对目标组织不同深度位置光强变化量的探测。

[0035] 进一步的,所述的探头部分包括尺寸为 9×9 cm的传感探头,传感探头包括13个LED光源及28个光电检测器,其布局如图4所示,圆形符号代表LED光源,矩形符号代表OPT101探测器,LED光源到探测器的直线距离则会有14.0mm、20.0mm、31.3mm、44.7mm、50.5mm、60.0mm、71.4mm、81.6mm等,相邻的LED光源和光电检测器中心距离设定为20mm,在半无穷传输介质为探测背景,利用垂直入射光源和界面上点探测器间光子光学路径分布的解析函数,可推知光源距离探测器为1时,在入射光与探测器组成的平面内光子路径呈弧状分布,在两者的中点处达到路径深度的最大值 $d \approx 2^{1/2}l/4$ 。

[0036] 本系统基于近红外光谱技术和断层扫描原理进行肿瘤组织的成像,利用插值算法实现低分辨率图像到高分辨率图像的重构。

[0037] 使用上述检测装置,分别对健康组织和病变组织进行血氧浓度的测量,两者测量数据的差分结果,表征了两者在血氧浓度方面的差异,根据肿瘤组织高血低氧的特点,即可

确定肿瘤组织的位置和尺寸信息,并通过显示装置实现病变部位的层析成像。为了保证设备的普及性,需限制设备的成本,本设备对硬件构成进行了优化,使用了较少数量的近红外光源和光电传感器,但由此带来了获得的图像分辨率相对较低的问题,为此,在本系统的数据处理环节,引入了插值算法,对低分辨率的图像进行插值和平滑处理,以获得高分辨率的成像结果。

[0038] 一种基于近红外光谱血氧浓度测量的肿瘤成像系统的实验检测方法,实验的流程图如图5所示:

[0039] I、建立实验模型,使用20%的医用脂肪乳液、琼脂以及印度墨水按照固定的比例,调配制作出对近红外光的散射率和吸收率与正常人体组织相近的两个相同的9cm×9cm×4cm固态仿体,并分为四层,每层深度为1cm、2cm、3cm、3.5cm,在其中一个仿体的第三层即3cm处设置类肿瘤物体作为病变仿体;

[0040] II、对LED光源进行编号,为 L_i , $i=1,2,\dots,13$,对光电检测器进行编号,为 L_j , $j=1,2,\dots,28$;

[0041] III、针对正常仿体和病变仿体,控制LED光源 L_1 产生光强为 I_0 的入射光;

[0042] IV、使用光电检测器 L_1 对出射光进行探测,测得正常仿体和病变仿体的出射光强 I 和 I' 。根据修正的朗伯比尔定律,正常仿体的光密度表达式为

$$[0043] \quad OD_{11} = \log \frac{I_0}{I} = DPF \times \rho \times (\varepsilon_{HbO_2} \times C_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb} \times C_{Hb}) + G \quad (1)$$

[0044] 病变仿体的光密度表达式为

$$[0045] \quad OD'_{11} = \log \frac{I_0}{I'} = DPF \times \rho \times (\varepsilon_{HbO_2} \times C'_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb} \times C'_{Hb}) + G \quad (2)$$

[0046] 式中,联立公式(1)和(2),消除因子 G ,可得

$$[0047] \quad \Delta OD_{11} = \log \frac{I}{I'} = DPF \times \rho \times (\varepsilon_{HbO_2} \times \Delta C_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb} \times \Delta C_{Hb}) \quad (3)$$

[0048] 式中, $\Delta C_{HbO_2} = C_{HbO_2} - C'_{HbO_2}$ 为氧和血红蛋白浓度差, $\Delta C_{Hb} = C_{Hb} - C'_{Hb}$ 为还原血红蛋白浓度差;

[0049] V、依次对光电检测器 L_2 至 L_{28} 进行数据采集,重复步骤IV,获得光密度差值 ΔOD_{1j} , $j=2,3,\dots,28$;

[0050] VI、依次控制LED光源 L_2 至 L_{13} 点亮,输出光强为 I_0 的近红外光,重复步骤IV和V,记录光密度差值 ΔOD_{ij} , $i=2,3,\dots,13$; $j=2,3,\dots,28$;

[0051] VII、对仿体第一层,即1cm深度的断层进行成像,选取间距为20mm的光源和检测器组合,将其光密度差值 ΔOD_{ij} 整合为一个集合,第一层的检测点如图6所示,其中实心圆为第一层的检测点,空心圆为未知检测点,对集合进行归一化处理后,将其作为该点处的像素值,对未知信息检测点处的像素值,通过插值的方法进行补充。

[0052] VIII、重复步骤VII,分别求解出1cm、2cm、3cm和3.5cm深度处的成像点阵。将像素点绘制成图形,即可最终获得仿体的层析成像结果。

[0053] 以图6中的成像点阵的方式,分别求解出1cm、2cm、3cm和3.5cm深度处的四个成像点阵,通过matlab编程分别进行图形绘制,最终可实现成像,其效果对应图7所示的第一幅图、第二幅图、第三幅图、第四幅图。

[0054] 本发明是利用阵列式近红外探头对病变组织进行逐层探测,并最终通过一系列的

信号处理达到成像显示,定位病变部分,结果表明,本发明能够在清晰地对肿瘤组织进行断层成像,相比于单路光源以及线形光源,阵列式探头可以实现更大范围和更深层次的检测,若以更大的角度来对人体某一局部范围的组织进行整体性检测,则该系统可以实现肿瘤或异物的三维空间定位,此外,在实验仿体的制作中充分参考了人体组织,其光学特性与人体组织十分接近,故本发明在仿体肿瘤识别方面的可靠性和准确性,保证了其用于人体实际测量的可行性。

[0055] 本发明最终的目标是利用血红蛋白对近红外光的吸收特点,进行肿瘤的检测与成像,在上位机上实时显示出基于氧和血红蛋白和还原血红蛋白浓度变化量的功能性图像,成像精度达到0.05cm,能够有效地实现对人体肿瘤的初步判定和筛选。

[0056] 以上所述,仅为本发明较佳的具体实施方式,这些具体实施方式都是基于本发明整体构思下的不同实现方式,而且本发明的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明揭露的技术范围内,可轻易想到的变化或替换,都应涵盖在本发明的保护范围之内。因此,本发明的保护范围应该以权利要求书的保护范围为准。

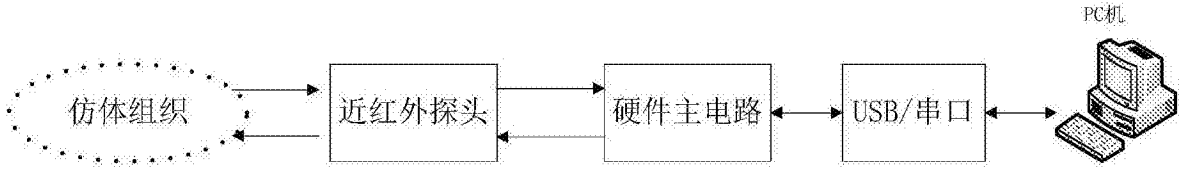


图1

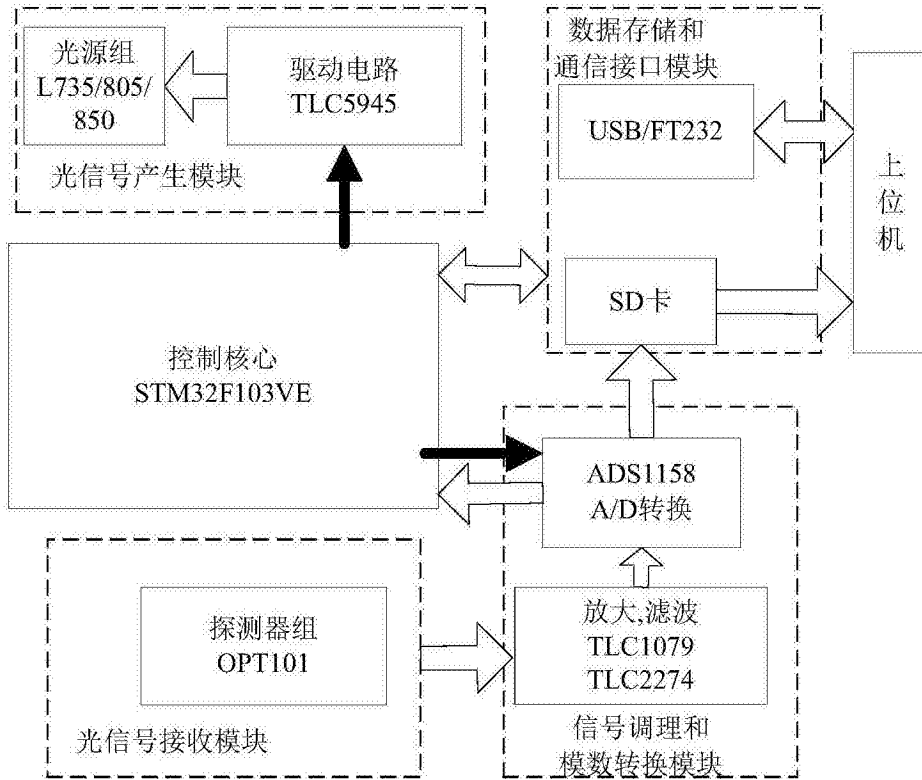


图2

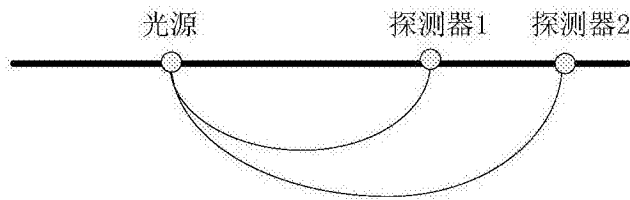


图3

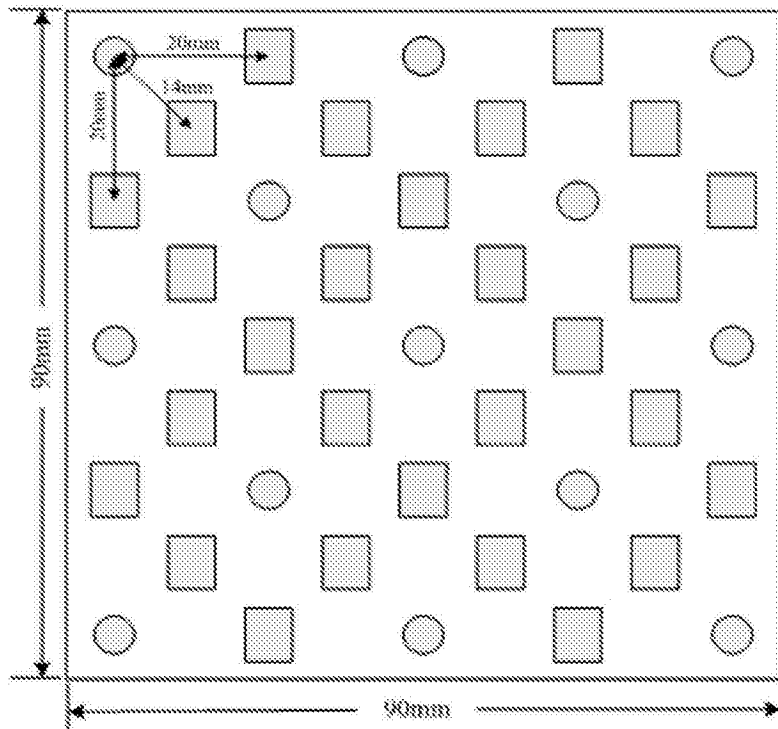


图4

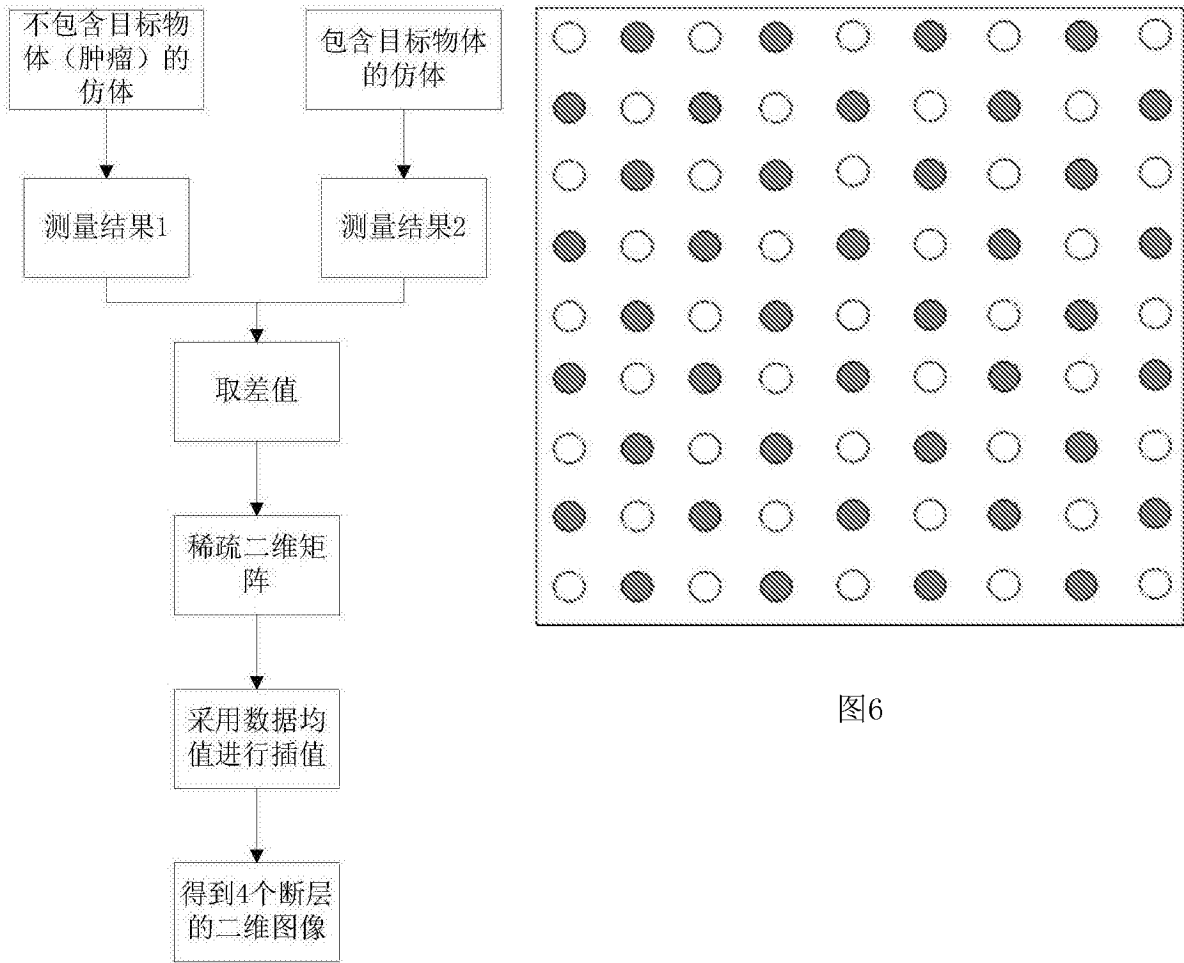


图6

图5

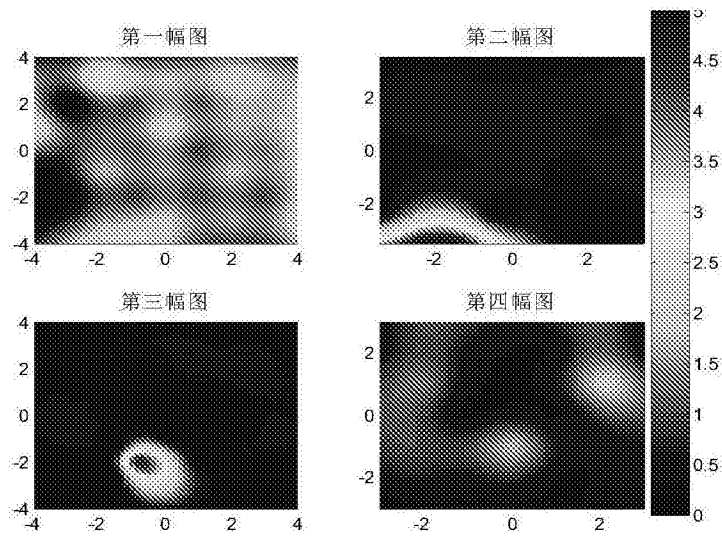


图7

专利名称(译)	一种基于近红外光谱血氧浓度测量的肿瘤成像系统及其实验检测方法		
公开(公告)号	CN106618501A	公开(公告)日	2017-05-10
申请号	CN201611243089.X	申请日	2016-12-29
[标]申请(专利权)人(译)	哈尔滨工业大学		
申请(专利权)人(译)	哈尔滨工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	哈尔滨工业大学		
[标]发明人	刘丹 张岩 刘昕 王启松 徐潇 孙金玮		
发明人	刘丹 张岩 刘昕 王启松 徐潇 孙金玮		
IPC分类号	A61B5/00 G01N21/359		
CPC分类号	A61B5/0073 G01N21/359		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种基于近红外光谱血氧浓度测量的肿瘤成像系统及其实验检测方法。主要解决了传统肿瘤探测设备笨重、价格昂贵、诊断成本较高的问题。其构造为所述的主控制部分包括控制核心STM32F103，其分别连接光信号产生模块、数据存储和通信接口模块、信号调理和模数转换模块。其中数据存储和通信接口模块包括SD卡，与上位机通信的USB及串口；信号调理和模数转换模块包括数据的放大滤波部分以及模数转换部分，负责信号的采集和预处理。所述的探头部分包括光信号产生模块、光信号接收模块。本发明具有无辐射、造价低、可便携、易操作、辨识率高、可成像等优点。

