



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109549615 A

(43)申请公布日 2019. 04. 02

(21)申请号 201811439213.9

(22)申请日 2018.11.29

(71)申请人 深圳信息职业技术学院

地址 518172 广东省深圳市龙岗区龙翔大道2188号

(72)发明人 李江华 苏美英

(51)Int.Cl.

A61B 1/04(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/1459(2006.01)

A61N 5/067(2006.01)

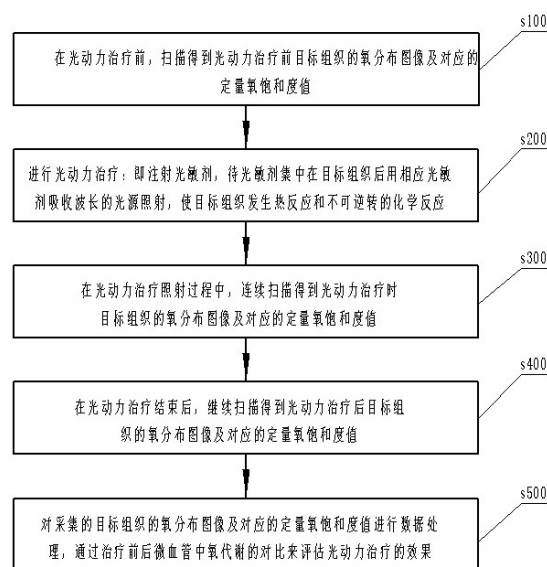
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

氧饱和度内窥镜监控光动力治疗效果的装置和方法

(57)摘要

本发明涉及一种氧饱和度内窥镜监控光动力治疗效果的装置和方法,包括:预先注射光敏剂至目标组织后;使用内窥镜导入的光源照射目标组织,诱导目标组织发生机能或形态变化,进而导致细胞损伤和坏死作用,即为光动力治疗,这种作用必须有氧的参与。因此,通过对比目标组织在光动力作用前后的氧分布图像,定量计算各点氧饱和度值的变化来反映治疗过程中微细血管中氧代谢的变化,从而实时监控光动力治疗效果。



1. 氧饱和度内窥镜监控光动力治疗效果的方法, 其特征在于, 预先注射光敏剂至目标组织后; 在内窥镜导入的激光照射目标组织进行光动力治疗, 对比目标组织在光动力作用前后的氧分布图像, 通过定量计算各点氧饱和度值的变化来反映治疗过程中微血管的氧代谢变化, 从而实时监控目标光动力治疗效果。

2. 氧饱和度内窥镜监控光动力治疗效果的方法, 其特征在于, 用内窥探头置于目标组织表面, 用双波长近红外光源对目标组织进行断层扫描, 利用氧合和还原血红蛋白在近红外吸光系数的差异测量氧饱和度的原理, 用黑白高敏感度近红外CCD摄像机拍摄可以得到目标组织的血流分布图。

3. 根据权利要求1或2所述的方法, 其特征在于, 包括以下步骤:

步骤s100: 在光动力治疗前, 通过内窥镜定位组织的目标组织, 扫描得到光动力治疗前目标组织的氧分布图像及对应的定量氧饱和度值;

步骤s200, 进行光动力治疗: 即注射光敏剂, 待光敏剂集中在目标组织后用相应光敏剂吸收波长的光源照射, 使目标组织发生热反应和不可逆转的化学反应;

步骤s300, 在光动力治疗照射过程中, 连续扫描得到光动力治疗时目标组织的氧分布图像及对应的定量氧饱和度值;

步骤s400, 在光动力治疗结束后, 继续扫描得到光动力治疗后目标组织的氧分布图像及对应的定量氧饱和度值;

步骤s500, 对采集的目标组织的氧分布图像及对应的定量氧饱和度值进行数据处理, 通过治疗前后微血管中氧代谢的对比来评估光动力治疗的效果。

4. 根据权利要求3所述的方法, 其特征在于, 所述步骤s100和步骤s400中光源组件采用氧饱和度内窥镜的光源; 所述步骤s200光源采用光动力治疗光源; 所述步骤s300同时采用两种光源。

5. 根据权利要求3所述的方法, 其特征在于, 所述步骤s100、步骤s300和步骤s400中的扫描过程是通过计算机的控制系统软件控制同步控制系统; 同步控制系统控制光源发射的光源与黑白近红外高敏感度CCD摄像机同步, 光源发射的光源经过某一滤光片时, 经由同步控制系统反馈的触发信号, 计算机的控制系统软件接到同步控制系统的触发信号后给黑白近红外高敏感度CCD摄像机拍摄指令而完成自动扫描过程。

6. 根据权利要求3所述的方法, 其特征在于, 所述步骤s100、步骤s300和步骤s400中的采集过程是由数据采集卡无失真地采集近红外高敏感度CCD摄像机拍摄目标肿瘤组织的光学图像, 并把视频信号转化为数字信号并传送到计算机; 计算机内的图像处理软件用算法实现凸显微小血管及病灶区域。

7. 根据权利要求3所述的方法, 其特征在于, 所述步骤s500中氧含量分布图和氧含量的定量计算是通过计算机中的图像处理软件根据改进的朗伯特-比尔定律和吸光度加和定律独立地推导出氧含量的计算公式, 氧成像诊断系统显示组织的血管分布图和定量给出局部氧含量。

8. 根据权利要求1或2所述的方法, 一种实现权利要求1-3所述方法的装置, 其特征在于, 包括光源组件、单波长滤光片切换器、光学耦合器、内窥探头组件, 近红外高敏感度CCD摄像机、信号采集组件、计算机和同步控制系统; 所述信号采集组件、控制组件与计算机依次电气连接; 所述单波长滤光片切换器设置在所述光源组件的前端; 所述单波长滤光片切换

器上有两个圆孔,其分别为760nm波长通过的窗口和850nm波长通过的窗口;这样,单波长滤光片切换器在单一时间内只通过一种波长,实现单波长成像;

所述内窥探头组件包括内窥探头和探头保护装置,探头保护装置安装于内窥探头的前端;所述内窥探头包括一束传输光源的光纤和多束收集散射光的光纤;内窥探头的最外围是起保护作用的导管;所述传输光源的光纤的输出端为球形扩展尖端;

所述光学耦合器安装于单波长滤光片切换器和内窥探头组件之间;光源组件发出双波长近红外光从单波长滤光片切换器出射,经光学耦合器进入传输光源的光纤,然后经传输光源的光纤的输出端扫描定位目标组织,目标组织激发的散射光由多束收集散射光的光纤收集;

同步控制系统与光源组件中的光源和近红外高感度摄像机用导线或数据线相连;同时,同步控制系统与计算机相连;

所述的多束收集散射光的光纤通过光学耦合器与近红外高感度CCD摄像机相连;所述近红外高感度CCD摄像机与数据采集卡电气相连,所述数据采集卡与计算机连接;

所述计算机内安装有控制系统软件和图像处理软件;所述图像处理软件包括氧成像诊断系统;所述氧成像诊断系统包括数据图像采集系统、氧成像算法系统、氧值辅助分析系统。

9. 根据权利要求8所述的装置,其特征在于,所述光源组件中的光源包括光动力治疗光源和氧饱和度内窥镜的光源;所述氧饱和度内窥镜的光源是双波长近红外光,双波长近红外光包括760nm 近红外光和850nm近红外光;光源组件中的光动力治疗的光源取决于光敏剂的吸收波长,当它位于双波长光源760nm和850nm的区域时,光动力治疗光源和氧饱和度内窥镜的光源共同使用同一光源;所述光源组件中的光源均为LED光源。

10. 根据权利要求8所述的装置,其特征在于,所述同步控制系统由单片机和继电器组成,单片机控制继电器,继电器控制光源组件发射光源的持续时间和切换顺序,同时单片机控制探头组件,控制近红外高感度CCD摄像机能同步拍摄到每一次单波长激发的散射光。

氧饱和度内窥镜监控光动力治疗效果的装置和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医学和医疗器械。具体是氧饱和度内窥镜监控光动力治疗效果的装置和方法。

背景技术

[0002] 光动力治疗(PDT)利用病变细胞对光敏剂的选择性摄入和潴留作用,使之在一定时间内较多的存留于病变组织中,此时以特定波长的激光照射病灶部位,在生物组织中分子氧的参与下,可诱发强烈的光化学反应,从而破坏血管和抑制新生血管的,以达到治疗目的。PDT具有组织选择性好、毒副作用低、治疗时间短、能保护容貌和重要器官功能等特点,近年来随着其在技术上的日趋成熟,已广泛应用于肿瘤、皮肤病、炎症、眼科疾病和感染类疾病等。近年来,近红外光谱(NIRS)方法实现人体组织中血氧饱和度的无创、连续监测。当心血管搏动微弱甚至使用体外循环时,脉搏血氧计已无读数,但组织血氧参数无损监测仍能提供信息。因此,近红外光血氧检测方法已经用于监测脑、肌肉、皮瓣,肿瘤等局部组织的血运状况。用NIRS测量氧饱和度而不是血氧饱和度可以大大减少成本;PDT中氧含量是重要的参数,因此,用NIRS检测PDT的治疗效果是一个理想的选择。而以此制成的内窥镜测量氧饱和度来监控光动力治疗效果的装置性能灵敏、快捷,成本低,无创、定量、连续、实时的优点。

发明内容

[0003] 本发明的目的在于针对现有技术存在的不足,提供一种氧饱和度内窥镜监控光动力治疗效果的装置和方法。利用氧饱和度内窥镜技术测量目标组织的氧含量分布的特点,通过将光动力治疗前后的氧含量分布和氧饱和度值的变化来评估血管的损伤效果。其操作性能灵敏、快捷、费用低、能够实时准确监控光动力治疗效果。

[0004] 本发明用于目标组织监控于研究其光动力治疗效果;而且,本发明不仅限于此,还可用于其它监测氧含量的生物体。

[0005] 本发明的另一目的在于提供一种实现上述方法的内窥镜装置。

[0006] 本发明氧饱和度内窥镜监控光动力治疗效果的方法包括:在激光照射聚集了光敏剂的目标组织进行光动力治疗的过程中,对比目标组织在光动力作用前后的氧分布图像,通过定量计算氧饱和度数值的改变来反映目标组织的改变,从而实时监控光动力治疗的效果。

[0007] 进一步地,预先注射光敏剂至目标组织后;在内窥镜导入的激光照射目标组织进行光动力治疗,对比目标组织在光动力作用前后的氧分布图像,通过定量计算各点氧饱和度值的变化来反映治疗过程中微血管的氧代谢变化,从而实时监控目标光动力治疗效果。

[0008] 进一步地,用内窥探头置于目标组织表面,用双波长近红外光源对目标组织进行断层扫描,利用氧合和还原血红蛋白在近红外吸光系数的差异测量氧饱和度的原理,用黑白高感度近红外CCD摄像机拍摄可以得到目标组织的血流分布图。

[0009] 进一步地,包括以下步骤:

步骤s100:在光动力治疗前,通过内窥镜定位组织的目标组织,扫描得到光动力治疗前目标组织的氧分布图像及对应的定量氧饱和度值;

步骤s200,进行光动力治疗:即注射光敏剂,待光敏剂集中在目标组织后用相应光敏剂吸收波长的光源照射,使目标组织发生热反应和不可逆转的化学反应;

步骤s300,在光动力治疗照射过程中,连续扫描得到光动力治疗时目标组织的氧分布图像及对应的定量氧饱和度值;

步骤s400,在光动力治疗结束后,继续扫描得到光动力治疗后目标组织的氧分布图像及对应的定量氧饱和度值;

步骤s500,对采集的目标组织的氧分布图像及对应的定量氧饱和度值进行数据处理,通过治疗前后微血管中氧代谢的对比来评估光动力治疗的效果。

[0010] 进一步地,所述步骤s100和步骤s400中光源组件采用氧饱和度内窥镜的光源;所述步骤s200光源采用光动力治疗光源;所述步骤s300同时采用两种光源。

[0011] 所述光动力治疗光源与双波长光源共焦;光动力治疗光源取决于光敏剂的吸收峰;双波长光源分别为760nm和850nm;如果光敏剂的吸收峰介于760nm和850nm之间,则双波长光源可充当光动力治疗光源。两种光源均为LED光纤输出光源;光源前端放置的同步单波长滤光片切换器上有两个圆孔,双波长光源从不同的圆孔出射,扫描所定位的目标组织;光源通过光纤连接到探头;近距离照射病灶区域时光功率密度可达 $0.1\sim 1\text{W}/\text{cm}^2$ 量级

进一步地,所述步骤s100、步骤s300和步骤s400中的扫描过程是通过计算机的控制系统软件控制同步控制系统;同步控制系统控制光源发射的光源与黑白近红外高感度CCD摄像机同步,光源发射的光源经过某一滤光片时,经由同步控制系统反馈的触发信号,计算机的控制系统软件接到同步控制系统的触发信号后给黑白近红外高感度CCD摄像机拍摄指令而完成自动扫描过程。

[0012] 进一步地,所述步骤s100、步骤s300和步骤s400中的采集过程是由数据采集卡无失真地采集近红外高感度CCD摄像机拍摄目标肿瘤组织的光学图像,并把视频信号转化为数字信号并传送到计算机;计算机内的图像处理软件用算法实现凸显微小血管及病灶区域。

[0013] 进一步地,所述步骤s500中氧含量分布图和氧含量的定量计算是通过计算机中的图像处理软件根据改进的朗伯特-比尔定律和吸光度加和定律独立地推导出氧含量的计算公式,氧成像诊断系统显示组织的血管分布图和定量给出局部氧含量。

[0014] 进一步地,一种实现上述方法的装置,包括光源组件、单波长滤光片切换器、光学耦合器、内窥探头组件、近红外高感度CCD摄像机、信号采集组件、计算机和同步控制系统;所述信号采集组件、控制组件与计算机依次电气连接;所述单波长滤光片切换器设置在所述光源组件的前端;所述单波长滤光片切换器上有两个圆孔,其分别为760nm波长通过的窗口和850nm波长通过的窗口;这样,单波长滤光片切换器在单一时间内只通过一种波长,实现单波长成像;

所述内窥探头组件包括内窥探头和探头保护装置,探头保护装置安装于内窥探头的前端;所述内窥探头包括一束传输光源的光纤和多束收集散射光的光纤;内窥探头的最外围是起保护作用的导管;所述传输光源的光纤的输出端为球形扩展尖端;

所述光学耦合器安装于单波长滤光片切换器和内窥探头组件之间；光源组件发出双波长近红外光从单波长滤光片切换器出射，经光学耦合器进入传输光源的光纤，然后经传输光源的光纤的输出端扫描定位目标组织，目标组织激发的散射光由多束收集散射光的光纤收集；

同步控制系统与光源组件中的光源和近红外高感度CCD摄像机用导线或数据线相连；同时，同步控制系统与计算机相连。

[0015] 所述的多束收集散射光的光纤通过光学耦合器与近红外高感度CCD摄像机相连；所述近红外高感度CCD摄像机与数据采集卡电气相连，所述数据采集卡与计算机连接；

所述计算机内安装有控制系统软件和图像处理软件；所述图像处理软件包括氧成像诊断系统；所述氧成像诊断系统包括数据图像采集系统、氧成像算法系统、氧值辅助分析系统。

[0016] 进一步地，所述光源组件中的光源包括光动力治疗光源和氧饱和度内窥镜的光源；所述氧饱和度内窥镜的光源是双波长近红外光，双波长近红外光包括760nm 近红外光和850nm近红外光；光源组件中的光动力治疗的光源取决于光敏剂的吸收波长，当它位于双波长光源760nm和850nm的区域时，光动力治疗光源和氧饱和度内窥镜的光源共同使用同一光源；所述光源组件中的光源均为LED光源。

[0017] 进一步地，所述同步控制系统由单片机和继电器组成，单片机控制继电器，继电器控制光源组件发射光源的持续时间和切换顺序，同时单片机控制探头组件，控制近红外高感度CCD摄像机能同步拍摄到每一次单波长激发的散射光。

[0018] 本发明与现有技术相比具有如下的优点及效果：

(1) 本发明高分辨率。

[0019] (2) 本发明利用氧饱和度技术监控组织氧饱和度的数值变化，与传统的静脉血氧饱和度监测，是一种无损伤的监控技术，能够提供在体监控。

[0020] (3) 本发明方法可以直接利用氧饱和度定量表达氧含量的绝对值，所以能够做到准确实时的监控光动力治疗过程中血管的损伤情况。

[0021] (4) 本发明中选用的光源既是光动力治疗同时也是氧含量监测的光源，有可能实现治疗和监控一体化，为临床研究提供了一种更便捷的方法。

[0022] (5) 本发明的装置利用简化了的氧计算公式，各组件的造价较低，特别是用LED光源组合，所以整体装置的造价亦相对较低，易于应用推广。

附图说明

[0023] 图1为氧饱和度内窥镜监控光动力治疗效果装置的结构示意图。

[0024] 图2为氧饱和度内窥镜监控光动力治疗效果的内窥探头横截面图。

[0025] 图3本发明氧饱和度内窥镜监控光动力治疗效果成像装置工作步骤图。

[0026] 图4为氧饱和度内窥镜监控光动力治疗效果方法的流程图。

[0027] 图中：1、光源组件；2、单波长滤光片切换器；3、760nm波长通过的窗口；4、850nm波长通过的窗口；5、传输光源的光纤；6、收集散射光的光纤；7、探头保护装置；8、导管；9、同步控制系统；10、近红外高感度CCD摄像机；11、信号采集组件；12、计算机；13、光学耦合器。

具体实施方式

[0028] 下面结合具体的实例及附图对这种氧饱和度内窥镜监控光动力治疗效果的装置和方法的技术方案进行详细的描述,以使其更加清楚。

[0029] 请参考图1所示,本发明氧饱和度内窥镜监控光动力治疗效果成像装置的结构示意图;所述装置包括光源组件1、单波长滤光片切换器2、光学耦合器13、内窥探头组件,近红外高感度CCD摄像机10、信号采集组件11、计算机12和同步控制系统9;所述信号采集组件、控制组件与计算机依次电气连接。

[0030] 所述光源组件1中的光源包括光动力治疗光源和氧饱和度内窥镜的光源;所述氧饱和度内窥镜的光源是双波长近红外光,双波长近红外光包括760nm 近红外光和850nm近红外光;所述光源组件1中的光源均为LED光源;

所述单波长滤光片切换器2设置在所述光源组件1的前端,所述单波长滤光片切换器2上有两个圆孔,其分别为760nm波长通过的窗口3和850nm波长通过的窗口4。

[0031] 所述内窥探头组件包括内窥探头和探头保护装置7;探头保护装置7安装于内窥探头的前端,起到保护内窥探头的作用;请参考图2所示,所述内窥探头包括一束传输光源的光纤5和多束收集散射光的光纤6;内窥探头的最外围是起保护作用的导管8;所述传输光源的光纤5的输出端为球形扩展尖端。

[0032] 所述光学耦合器13安装于单波长滤光片切换器2和内窥探头组件之间;光源组件1发出双波长近红外光,双波长近红外光从单波长滤光片切换器2的两个圆孔出射,经光学耦合器13进入传输光源的光纤5,然后经传输光源的光纤5的输出端扫描定位目标组织,目标组织激发的散射光由多束收集散射光的光纤6收集。

[0033] 所述同步控制系统9由单片机和继电器组成,单片机控制继电器,继电器控制光源组件1发射光源的持续时间和切换顺序,同时单片机控制探头组件,控制近红外高感度CCD摄像机10能同步拍摄到每一次单波长激发的散射光;同步控制系统9与光源组件1中的光源和近红外高感度CCD摄像机10用导线或数据线相连。同时,同步控制系统9与计算机12相连。

[0034] 所述的多束收集散射光的光纤6通过光学耦合器13与近红外高感度CCD摄像机10相连;所述近红外高感度CCD摄像机10与数据采集卡11电气相连,所述数据采集卡11与计算机12连接;数据采集卡11采集近红外高感度CCD摄像机10拍摄的各个波长近红外光的电信号;同时,把近红外高感度CCD摄像机10拍摄的电信号转换为数字信号传送至计算机12。

[0035] 所述计算机12内安装有控制系统软件和图像处理软件。所述图像处理软件包括氧成像诊断系统。计算机12通过控制系统软件来控制同步控制系统9;计算机10通过数据采集卡11获得氧成像算法所需的各个波长近红外光的数据图像;然后,各个波长近红外光的数据图像输入氧成像诊断系统得到各点的含氧值。

[0036] 所述氧成像诊断系统包括数据图像采集系统、氧成像算法系统、氧值辅助分析系统。通过数据图像采集系统可以获得氧成像算法所需的各个波长近红外光的光学图像。数据图像输入氧成像算法系统进行图像合成与图像处理,之后对图像进行伪彩色处理,将黑白图像的灰度值映射成相应的彩色。氧值诊断系统为医生提供含量和氧含量分析功能并给出定量结果。

[0037] 其中,光源组件1中的光动力治疗的光源取决于光敏剂的吸收波长,当它位于双波长光源760nm和850nm的区域时,光动力治疗光源和氧饱和度内窥镜的光源共同使用同一光

源,即选用双波长近红外LED。

[0038] 所述近红外高感度CCD摄像机10为黑白高感度近红外CCD摄像机10,其用于摄像组织内表面的光学图像;近红外高感度CCD摄像机10采用高清摄像头。

[0039] 所述单波长滤光片切换器2用来确保单一时间内只通过一种波长,实现单波长成像。

[0040] 所述数据采集卡11为黑白高清图像采集卡,能够无失真地将近红外高感度CCD摄像机10 输入的视频信号采集到计算机12,保证原始图像数据的准确性。

[0041] 请参考图3所示,本发明氧饱和度和内窥镜监控光动力治疗效果成像装置工作时:

(1)初始化步骤,实现两种光源共焦和光源与摄像头的同步运行。提供依次相连的单波长滤光片切换器2、近红外高感度CCD摄像机10、数据采集卡11、氧成像诊断系统;

(2)通过内窥镜定位组织的目标组织,用光动力治疗光源和氧饱和度内窥镜的光源照射;

(3)扫描步骤,通过计算机的控制系统软件控制同步控制系统9。同步控制系统9控制光源组件1发射光源与黑白近红外高感度CCD摄像机10同步,当某一滤光片有光透过时,经由同步控制系统9反馈的触发信号,计算机12的控制系统软件接到同步控制系统9的触发信号后给黑白近红外高感度CCD摄像机10拍摄指令而完成自动采集过程。因此,一次采集过程可以获得多幅不同单波长的图像数据;

(4)视频采集步骤,数据采集卡11无失真地采集近红外高感度CCD摄像机10拍摄目标肿瘤组织的光学图像,并把视频信号转化为数字信号并传送到计算机12;计算机12内的图像处理软件用算法实现凸显微小血管及病灶区域;

(5)氧含量分布图和氧含量的定量计算。计算机12中的图像处理软件根据改进的朗伯特-比尔定律和吸光度加和定律独立地推导出氧含量的计算公式,氧成像诊断系统显示组织的血管分布图和定量给出局部氧含量。

[0042] 上述氧饱和度和内窥镜监控肿瘤光动力治疗效果方法,通过内窥镜定位组织的目标组织,近红外高感度CCD摄像机10采集该组织光学图像,提供视频图像,数据采集卡11将近红外高感度CCD摄像机10 输入的视频信号转化为数字信号并传送到计算机12,氧成像诊断系统实现对组织全深度精确成像,提高了检测的准确度。

[0043] 在光动力治疗前,重复步骤(1)-(5),得到光动力治疗前目标组织的氧分布图像及对应的定量氧饱和度和值;

在光动力治疗过程中,首先注射光敏剂,待光敏剂集中在目标组织后,重复步骤(1)-(5),得到光动力治疗中目标组织的氧分布图像及对应的定量氧饱和度和值;

在光动力治疗结束后,重复步骤(1)-(5),得到光动力治疗后目标组织的氧分布图像及对应的定量氧饱和度和值。

[0044] 请参考图4 氧饱和度和内窥镜监控光动力治疗效果方法,具体包括以下步骤:

步骤s100:在光动力治疗前,扫描得到光动力治疗前目标组织的氧分布图像及对应的定量氧饱和度和值;

步骤s200,进行光动力治疗:即注射光敏剂,待光敏剂集中在目标组织后用相应光敏剂吸收波长的光源照射,使目标组织发生热反应和不可逆转的化学反应;

步骤s300,在光动力治疗照射过程中,连续扫描得到光动力治疗时目标组织的氧分布

图像及对应的定量氧饱和度值；

步骤s400,在光动力治疗结束后,继续扫描得到光动力治疗后目标组织的氧分布图像及对应的定量氧饱和度值；

步骤s500,对采集的目标组织的氧分布图像及对应的定量氧饱和度值进行数据处理,通过治疗前后微血管中氧代谢的对比来评估光动力治疗的效果。

[0045] 所述步骤s100、s300和s300中,光动力治疗光源与双波长光源共焦;光动力治疗光源取决于光敏剂的吸收峰;双波长光源分别为760nm和850nm;如果光敏剂的吸收峰介于760nm和850nm之间,则双波长光源可充当光动力治疗光源。两种光源均为LED光纤输出光源。光源前端放置的同步单波长滤光片切换器上有两个圆孔,双波长光源从不同的圆孔出射,扫描所定位的目标组织;光源通过光纤连接到探头;近距离照射病灶区域时光功率密度可达 $0.1\sim 1\text{W}/\text{cm}^2$ 量级。

[0046] 所述步骤s100中,控制系统由单片机和继电器等器件组成,单片机控制继电器,继电器控制光源持续时间和切换顺序,同时单片机控制光源和相机CCD同步。

[0047] 所述步骤s100、s300和s400中,扫描步骤:在控制电路的作用下,双波长经过单波长滤光片切换器先后照射样品,同时相机分别接收760nm波长的样品信号和850nm波长的样品信号。

[0048] 所述步骤s200中,所述光敏剂的吸收波长为光动力治疗光源,两种技术同时使用可以实现诊断和治疗一体化。

[0049] 所述步骤s100、s300和s400中,所述探头内窥组件所述输出光纤的输出端为球形扩展尖端。

[0050] 所述步骤s100、s300和s400中,探头组件中光源与CCD相机同步运行,由单片机控制。

[0051] 所述步骤s100、s300和s400中,采集系统通过所述CCD摄像头采集内表面的组织光学图像转化为数字信号,将所述数字信号传输给所述控制与成像单元保存并显示。

[0052] 所述步骤s100、s300和s400中,数据采集卡连接于CCD后端,采集数字信号并把采集到的数字信号传输到计算机的图像处理系统;

所述步骤s100、s300和s400中,系统的信号处理电路包括同步分离器、调节放大器组、同步积分器、采样保持电路,锁相放大器等电路模块。

[0053] 所述步骤s500中,氧成像算法系统、氧值定量计算系统,从而获取样品氧分布图以及局部氧含量值。

[0054] 所述步骤s500中,软件定标:系统的初步定标的确定需通过分析实验数据进行调节,调节的结果使健康个体的血氧水平在76%左右。系统进一步的定标需要与多种方法相结合,多人次测量结果相对比,通过回归分析得到更精确的校验公式和系数。

[0055] 以上所述的本发明的氧饱和度内窥镜监控光动力治疗效果的装置和方法可不用血管造影剂即显示血管的结构,故对血管、肿块、淋巴结和血管结构之间的相互鉴别,有其独到之处。它分辨率高,敏感地检出组织成份中静脉氧的代谢变化,能及时监控光动力治疗效果。

[0056] 以上所述实施例仅表达了本发明的一种实施方式,其描述较为具体和详细,但并不能因此而理解为对本发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员

来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本发明的保护范围。因此,本发明专利的保护范围应以所附权利要求为准。

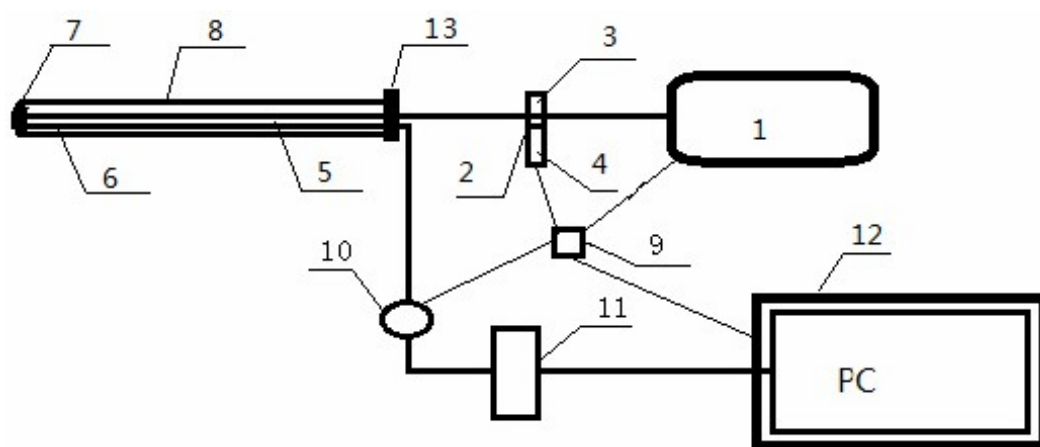


图1

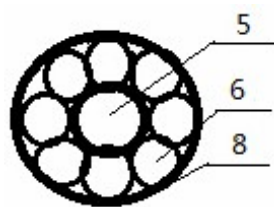


图2

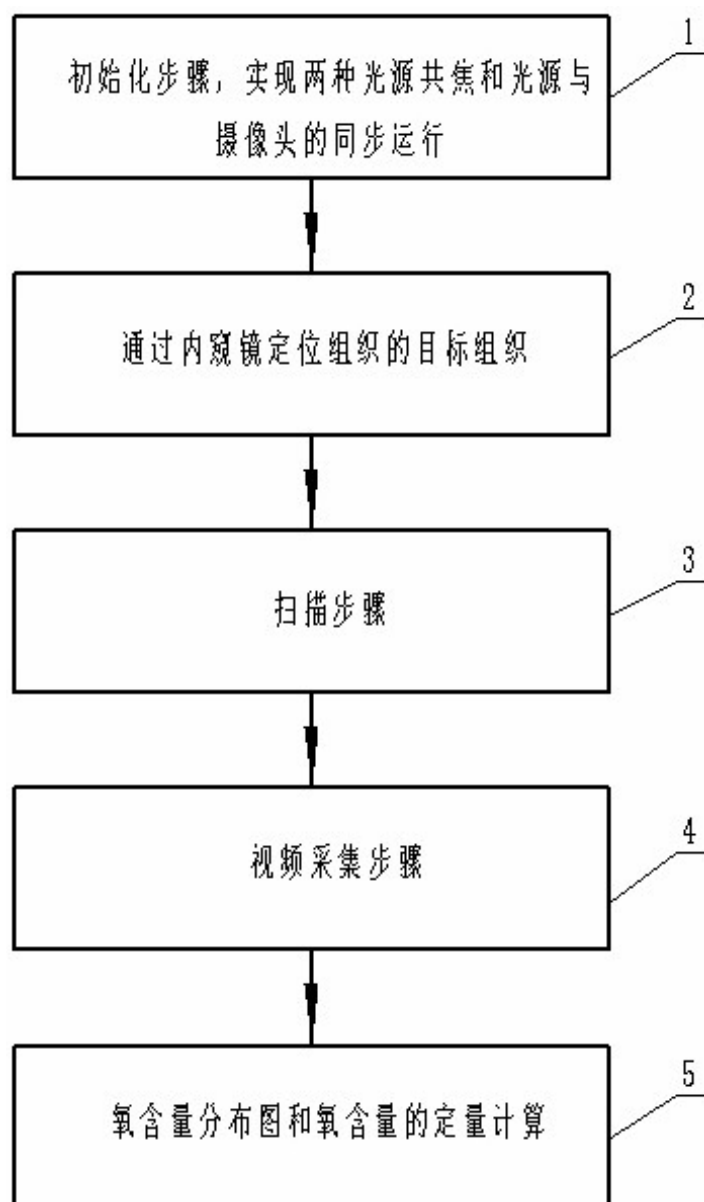


图3

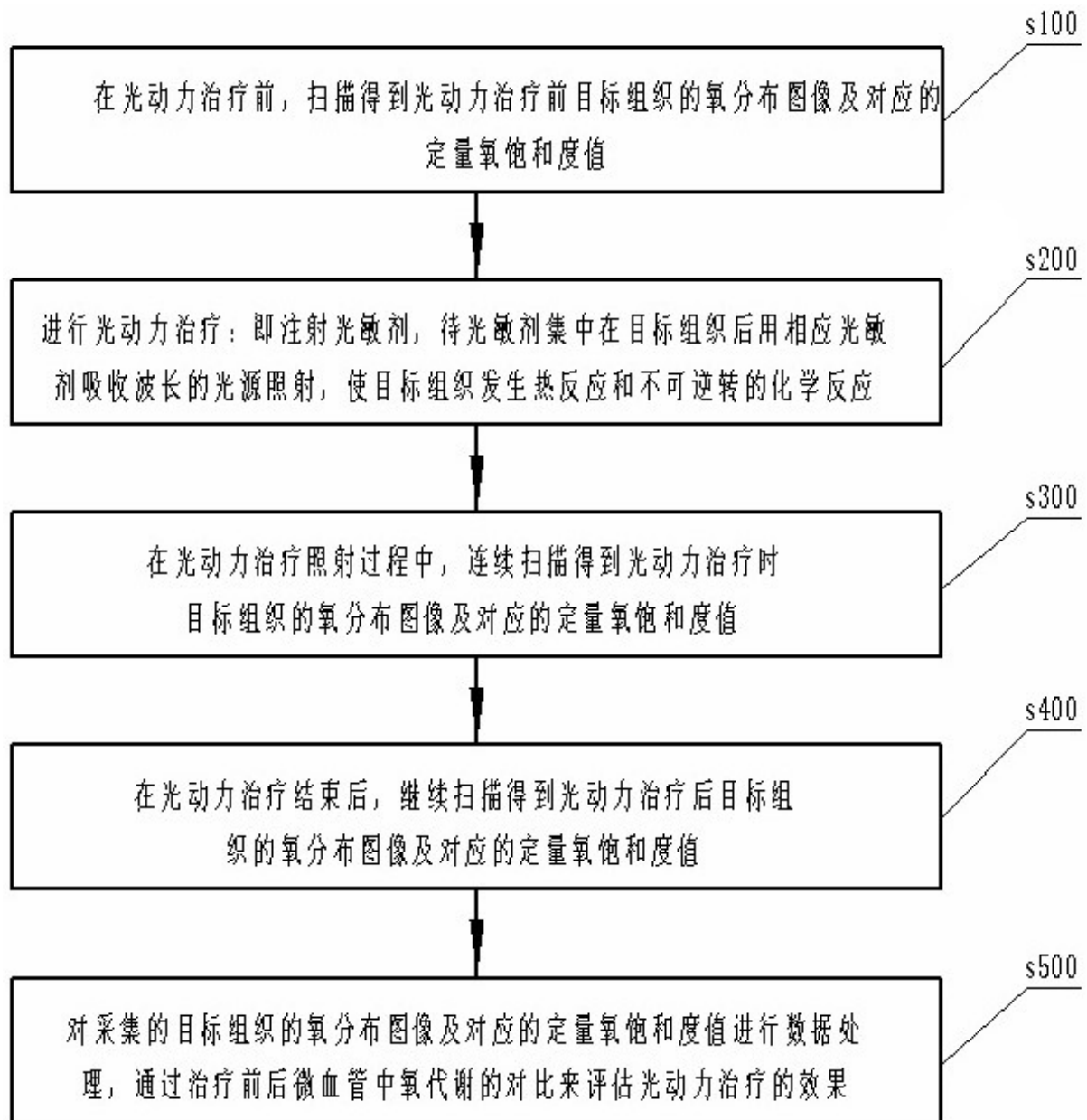


图4

专利名称(译)	氧饱和度内窥镜监控光动力治疗效果的装置和方法		
公开(公告)号	CN109549615A	公开(公告)日	2019-04-02
申请号	CN201811439213.9	申请日	2018-11-29
[标]申请(专利权)人(译)	深圳信息职业技术学院		
申请(专利权)人(译)	深圳信息职业技术学院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳信息职业技术学院		
[标]发明人	李江华		
发明人	李江华 苏美英		
IPC分类号	A61B1/04 A61B5/00 A61B5/1455 A61B5/1459 A61N5/067		
CPC分类号	A61B1/04 A61B5/0073 A61B5/0086 A61B5/14551 A61B5/1459 A61B5/4836 A61B5/4848 A61N5/062 A61N2005/067		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种氧饱和度内窥镜监控光动力治疗效果的装置和方法，包括：预先注射光敏剂至目标组织后；使用内窥镜导入的光源照射目标组织，诱导目标组织发生机能或形态变化，进而导致细胞损伤和坏死作用，即为光动力治疗，这种作用必须有氧的参与。因此，通过对比目标组织在光动力作用前后的氧分布图像，定量计算各点氧饱和度值的变化来反映治疗过程中微细血管中氧代谢的变化，从而实时监控光动力治疗效果。

