



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107174189 A

(43)申请公布日 2017.09.19

(21)申请号 201710393835.1

(22)申请日 2017.05.28

(71)申请人 贾晓轻

地址 050051 河北省石家庄市和平西路348号

(72)发明人 贾晓轻

(51)Int.Cl.

A61B 1/06(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

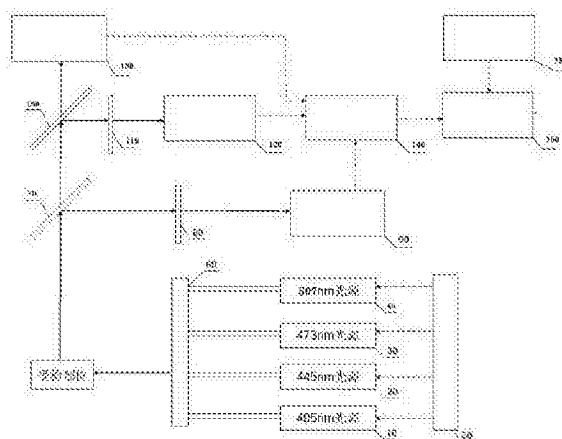
权利要求书1页 说明书5页 附图1页

(54)发明名称

一种医疗电子内窥镜系统

(57)摘要

一种医疗内窥镜系统,同时向受检部位发射多种不同波长的光,通过传感器对于不同波长光线的受检部位反射率,根据存储器中存储的关系以及传感器检测的受检部位反射率,确定受检部位血管的氧饱和度,其中使用445nm以及507nm光线检测值的均值作为氧合血红蛋白和去氧血红蛋白间的吸光系数相同的光线的检测值。



1. 一种医疗内窥镜系统,包括:第一光源,其发射波长为405nm的光线;第二光源,其发射波长为445nm的光线;第三光源,其发射波长为473nm的光线;第四光源,其发射507nm的光线;光线传导装置,其接受光源的光,照明体腔内的受检部位;传感装置,其接受经过体腔内受检部位后的光线,确定接收光的亮度;控制部,所述控制部控制所述第一光源、第二光源、第三光源以及第四光源同时向受检部位发射光线;所述传感装置包括第一半透半反镜,第二半透半反镜,窄带滤光片,截止滤光片,第一传感装置,第二传感装置以及第三传感装置;所述第二半反半透镜设置于第一半透半反镜的透射光路;所述第一传感装置设置于第二半反半透镜的透射光路,包括具有蓝色像素以及绿色像素的彩色图像传感器;所述截止滤光片设置于所述第二半反半透镜的反射光路;所述第三传感器设置于所述截止滤光片后,其包括仅具有蓝色像素的图像传感器;所述窄带滤光片,设置于第一半透半反镜的反射光路,其滤光中心波长为445nm,所述第二传感装置设置于所述窄带滤光片光路后;所述第二传感装置为包括仅具有蓝色像素的图像传感器;反射率计算部,其分别计算405nm光线的受检部位反射率 $L1=S_1/S_{o1}$,445nm光线的受检部位反射率 $L2=S_2/S_{o2}$,473nm光线的受检部位反射率 $L3=S_3/S_{o3}$,507nm光线的受检部位反射率 $L4=S_4/S_{o4}$,其中 $S_{o1},S_{o2},S_{o3},S_{o4}$ 分别为第一光源、第二光源、第三光源以及第四光源的发射亮度;存储器,其存储饱和度、血管深度与 $L3/L1$ 和 $(L2+L4)/(2\times L1)$ 之间的关系;氧饱和度确定部,其基于传感装置检测的反射率的比值以及存储器中存储的关系确定受检部位血管的氧饱和度。

2. 根据权利要求1所述的医疗内窥镜系统,其特征在于:所述截止滤光片允许通过的最高波长为420nm。

3. 根据权利要求2所述的医疗内窥镜系统,其特征在于:所述窄带滤光片的半波宽小于10nm。

4. 根据权利要求3所述的医疗内窥镜系统,其特征在于:所述光线传导装置使用例如柔性光纤传输光线。

5. 一种医疗内窥镜系统的检测方法,包括如下步骤:(1)同时向受检部位发射多种不同波长的光;(2)通过传感器对于不同波长光线的受检部位反射率;(3)根据存储器中存储的关系以及传感器检测的受检部位反射率,确定受检部位血管的氧饱和度。

一种医疗电子内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜系统,尤其是涉及一种同时使用多种照明装置的医疗电子内窥镜系统。

背景技术

[0002] 用来直接观察人体器官内部腔体的装置称为内窥镜,简称内镜。随着半导体和计算机技术的飞速发展,其应用领域不断渗透,集传统光学内窥镜技术与现代计算机、微电子技术于一体的电子内窥镜已经成为广泛应用的医疗仪器。

[0003] 电子内窥镜利用光源所发出的光,经内窥镜内的导光纤维将光导入受检体腔内,传感器接收到体腔内粘膜面反射来的光,将此光信号转换成电信号,再通过传输线路将信号输送到计算机,计算机将这些电信号经过贮存和处理,最后在屏幕上显示出受检脏器的图像。

[0004] 电子内窥镜使医生从肉眼观察中解放出来,获取肉眼无法观察到的病变信息,还能够实现多人同时诊断观察,同时结构轻便,体积更小,能够减轻给病人所带来的不适感。通过电子内窥镜,医生能直接观察到人体内脏器官的组织形态和体内病变情况,方便地进行诊断,而且还可以对感兴趣的图像和视频进行输出和存储。用电子内窥镜的活检孔对病变部位的取样,可进行正确的生理病变检验。通过电子内窥镜的活检孔,还可对病变部位进行治疗。

[0005] 在对于肿瘤使用电子内窥镜诊断时,获取具有氧饱和度水平的图像,有助于更加准确的进行诊断。在电子内窥镜成像时,根据血液中不同波长的氧合血红蛋白和去氧血红蛋白间的吸光系数不同能够确定血液中血红蛋白的氧饱和度水平。现有技术中,富士胶片株式会社在201110036469的专利文件中公开了一种发射不同波长的电子内窥镜系统,其在 $t, t+1, t+2$ 时刻同时发射不同信道接受的窄带光,通过CCD测量不同信道的窄带光强度,然后根据不同时刻同一信道的窄带光强度,确定该信道对应的深度的氧饱和度水平。例如,分别在 $t, t+1, t+2$ 时刻发射405nm、445nm以及473nm的光线,通过测量的光线强度,确定表层血管的氧饱和度水平。但是,由于其技术方案是在三个时刻获取的光强,不同时间电子内窥镜可能会有晃动,需要对于图像进行对准,影响检测图像的空间分辨率;如果将405nm、445nm以及473nm三种光线同时发射,则由于彩色CCD中信道透光率的限制,如图1中所示,405nm、445nm以及473nm都在蓝色信道中成像,无法同时确定三者的光强。

[0006] 为了解决上述问题,在先申请作为201110036469的改进,提出一种医疗内窥镜系统,能够将用于表层血管的三种波长光源同时发射,通过传感器的设置同时获取三种波长在同一时刻的信息,从而不再需要进行校准,提高内窥镜的检测性能。但是,其在确定氧饱和度时,是通过预先存储(473nm和445nm)与405nm光线亮度比值或者反射率比值与氧饱和度以及血管深度的关系,确定氧饱和度;其实际上是使用445nm光线的血管深度数据近似473nm光线的血管深度数据,但是由于不同波长的检测深度是不同的,尽管这两者波长相差较短,但是仍然存在误差。

发明内容

[0007] 本发明提供了一种进一步改进该医疗内窥镜系统检测精度的方法。

[0008] 作为本发明的一个方面,提供一种医疗内窥镜系统,包括:第一光源,其发射波长为405nm的光线;第二光源,其发射波长为445nm的光线;第三光源,其发射波长为473nm的光线;第四光源,其发射507nm的光线;光线传导装置,其接受光源的光,照明体腔内的受检部位;传感装置,其接受经过体腔内受检部位后的光线,确定接收光的亮度;控制部,所述控制部控制所述第一光源、第二光源、第三光源以及第四光源同时向受检部位发射光线;所述传感装置包括第一半透半反镜,第二半透半反镜,窄带滤光片,截止滤光片,第一传感装置,第二传感装置以及第三传感装置;所述第二半反半透镜设置于第一半透半反镜的透射光路;所述第一传感装置设置于第二半反半透镜的透射光路,包括具有蓝色像素以及绿色像素的彩色图像传感器;所述截止滤光片设置于所述第二半反半透镜的反射光路;所述第三传感器设置于所述截止滤光片后,其包括仅具有蓝色像素的图像传感器;所述窄带滤光片,设置于第一半透半反镜的反射光路,其滤光中心波长为445nm,所述第二传感装置设置于所述窄带滤光片光路后;所述第二传感装置为包括仅具有蓝色像素的图像传感器;反射率计算部,其分别计算405nm光线的受检部位反射率 $L1 = S_1/S_{o1}$,445nm光线的受检部位反射率 $L2 = S_2/S_{o2}$,473nm光线的受检部位反射率 $L3 = S_3/S_{o3}$,507nm光线的受检部位反射率 $L4 = S_4/S_{o4}$,其中 $S_{o1}, S_{o2}, S_{o3}, S_{o4}$ 分别为第一光源、第二光源、第三光源以及第四光源的发射亮度;存储器,其存储饱和度、血管深度与 $L3/L1$ 和 $(L2+L4)/(2 \times L1)$ 之间的关系;氧饱和度确定部,其基于传感装置检测的反射率的比值以及存储器中存储的关系确定受检部位血管的氧饱和度。

[0009] 优选的,所述截止滤光片允许通过的最高波长为420nm。

[0010] 优选的,所述窄带滤光片的半波宽小于10nm。

[0011] 优选的,所述光线传导装置使用例如柔性光纤传输光线。

[0012] 优选的,所述第二传感装置基于下式确定445nm光线的亮度 $S_2, S_2 = S_{b2}/(\epsilon_{t1}\epsilon_{f1})$,其中 S_{b2} 为第二传感装置检测的亮度, ϵ_{f1} 为第一半透半反镜的反射效率, ϵ_{t1} 为窄带滤光片的对于445nm光线的透过率。

[0013] 优选的,所述第三传感装置基于下式确定405nm的光线的亮度 $S_1, S_1 = S_{b1}/(\epsilon_{f2}\epsilon_{t2}\epsilon_{t1})$,其中 ϵ_{t2} 为截止滤波器的对于405nm光线的透过率, ϵ_{f2} 为第二半反半透镜的反射效率, S_{b1} 为第三传感装置检测的亮度。

[0014] 优选的,所述第一传感器基于下式确定473nm光线的亮度 $S_3 = S_{bm}/(\epsilon_{473}\epsilon_{t2}\epsilon_{t1})$,其中, ϵ_{t1} 为第一半透半反镜的透射效率, ϵ_{t2} 为第二半透半反镜的透射效率, ϵ_{473} 为第一传感装置蓝色滤光片的473nm光线的透光率; $S_{bm} = S_{b3} - S_{b405} - S_{b445}$, S_{b3} 为第一传感装置蓝色像素的检测亮度, $S_{b405} = S_1\epsilon_{t2}\epsilon_{t1}\epsilon_{405}$, ϵ_{405} 为第一传感装置蓝色滤光片的405nm光线的透光率; $S_{b445} = S_2\epsilon_{t2}\epsilon_{t1}\epsilon_{445}$, ϵ_{445} 为第一传感装置蓝色滤光片的445nm光线的透光率。

[0015] 优选的,所述第一传感器基于下式确定507nm光线的亮度, $S_4 = S_{g4}/(\epsilon_{g4}\epsilon_{t2}\epsilon_{t1})$,其中 ϵ_{g4} 为第一传感装置绿色滤光片的507nm的透光率, $S_{g4} = S_g - S_3\epsilon_{t2}\epsilon_{t1}\epsilon_{g3}$,其中 S_g 为第一传感器绿色像素的检测亮度, ϵ_{g3} 为第一传感装置绿色滤光片的473nm光线的透光率。

[0016] 作为本发明的另外一个方面,提供了一种医疗内窥镜系统的检测方法,包括如下步骤:(1)同时向受检部位发射多种不同波长的光;(2)通过传感器对于不同波长光线的受

检部位反射率；(3)根据存储器中存储的关系以及传感器检测的受检部位反射率,确定受检部位血管的氧饱和度。

[0017] 优选的,所述步骤(3)中,使用445nm以及507nm光线检测值的均值作为氧合血红蛋白和去氧血红蛋白间的吸光系数相同的光线的检测值。

附图说明

[0018] 图1是彩色CCD不同光线光谱透射系数图。

[0019] 图2是本发明实施例医疗内窥镜系统的结构框图。

具体实施方式

[0020] 为了更清楚地说明本发明的技术方案,下面将使用实施例对本发明进行简单地介绍,显而易见地,下面描述中的仅仅是本发明的一个实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些实施例获取其他的技术方案,也属于本发明的公开范围。

[0021] 本发明实施例的医疗内窥镜系统,参见图2,包括第一光源10,第二光源20,第三光源30,第四光源40,控制部50,光线传导装置60,第一半透半反镜70,窄带滤光片80,第二传感装置90,第二半透半反镜100,截止滤光片110,第三传感装置120,第一传感装置130,反射率计算部140,存储器150以及氧饱和度确定部160。

[0022] 第一光源10发射波长为405nm的光线,氧合血红蛋白和去氧血红蛋白对于该波长光线的光吸收系数相同。第二光源发射波长为445nm的光线,氧合血红蛋白和去氧血红蛋白对于该波长光线的光吸收系数也是相同。第三光源发射波长为473nm的光线,氧合血红蛋白和去氧血红蛋白对于该波长的光吸收系数相差较大。第四光源40发射波长为507nm的光线,氧合血红蛋白和去氧血红蛋白对于该波长光线的光吸收系数相同。

[0023] 第一光源10、第二光源20,第三光源30以及第四光源40的波长在彩色CCD不同光线透射系数参见图1,405nm光线以及445nm光线仅在蓝色信道产生信号,473nm光线以及507nm光线在蓝色信道以及绿色信道产生信号。

[0024] 控制部50控制第一光源10、第二光源20、第三光源30以及第四光源40同时发出光线。第一光源10、第二光源20、第三光源30以及第四光源40发出的光线通过光线传导装置60后照射到电子内窥镜受检者的受检部位。光线传导装置60可以使用例如柔性光纤传输光线。

[0025] 光线经过受检部位后,到达半透半反镜70,半透半反镜70将光线分成第一路透射光线和第二路反射光线。

[0026] 窄带滤光片80,设置于半透半反镜70的反射光路,用于对第二路反射光线进行滤光。窄带滤光片80的滤光中心波长为445nm,半波宽小于10nm。

[0027] 第二传感装置90设置于窄带滤光片80的光路后,用于检测通过窄带滤光片80滤光后的445nm光线强度;第二传感装置90为单色CCD成像,其包括仅具有蓝色像素的图像传感器。

[0028] 第二半反半透镜100设置于第一半透半反镜70的透射光路,第一传感装置130设置于第二半反半透镜100的透射光路,其余检测第二半反半透镜100的透射光强度,其中包括

405nm光线、445nm光线、473nm光线以及507nm光线。第一传感装置130为彩色CCD成像,包括具有蓝色像素以及绿色像素的彩色图像传感器。

[0029] 截止滤光片110,设置于第二半透半反镜100的反射光路,用于对第二半透半反镜100的反射光线进行滤光。截止滤光片110允许通过的最高波长为420nm。

[0030] 第三传感装置120设置于截止滤光片110的光路后,用于检测通过截止滤光片110滤光后的405nm光线强度;第三传感装置120为单色CCD成像,其包括仅具有蓝色像素的图像传感器。

[0031] 第二传感装置90基于下式确定445nm光线的亮度 S_2 , $S_2 = S_{b2} / (\epsilon_{11} \epsilon_{f1})$,其中 S_{b2} 为第二传感装置90检测的亮度, ϵ_{f1} 为第一半透半反镜70的反射效率, ϵ_{11} 为窄带滤光片80的对于445nm光线的透过率。

[0032] 第三传感装置120基于下式确定405nm的光线的亮度 S_1 , $S_1 = S_{b1} / (\epsilon_{f2} \epsilon_{12} \epsilon_{t1})$,其中 ϵ_{12} 为截止滤波器120的对于405nm光线的透过率, ϵ_{f2} 为第二半反半透镜100的反射效率, ϵ_{t1} 为第一半透半反镜的透射效率, S_{b1} 为第三传感装置检测的亮度。

[0033] 第一传感装置130基于下式确定473nm光线的亮度 $S_3 = S_{bm} / (\epsilon_{473} \epsilon_{t2} \epsilon_{t1})$,其中, ϵ_{t1} 为第一半透半反镜70的透射效率, ϵ_{t2} 为第二半透半反镜100的透射效率, ϵ_{473} 为第一传感装置130蓝色滤光片的473nm光线的透光率; $S_{bm} = S_{b3} - S_{b405} - S_{b445}$, S_{b3} 为第一传感装置130蓝色像素的检测亮度, $S_{b405} = S_1 \epsilon_{t2} \epsilon_{t1} \epsilon_{405}$, ϵ_{405} 为第一传感装置130蓝色滤光片的405nm光线的透光率; $S_{b445} = S_2 \epsilon_{t2} \epsilon_{t1} \epsilon_{445}$, ϵ_{445} 为第一传感装置蓝色滤光片的445nm光线的透光率。

[0034] 第一传感装置130基于下式确定507nm光线的亮度, $S_4 = S_{g4} / (\epsilon_{g4} \epsilon_{t2} \epsilon_{t1})$,其中 ϵ_{g4} 为第一传感装置130绿色滤光片的507nm的透光率, $S_{g4} = S_g - S_3 \epsilon_{t2} \epsilon_{t1} \epsilon_{g3}$,其中 S_g 为第一传感器130绿色像素的检测亮度, ϵ_{g3} 为第一传感装置130绿色滤光片的473nm光线的透光率。

[0035] 反射率计算部140,其分别计算405nm光线的受检部位反射率 $L1 = S_1 / S_{o1}$,445nm光线的受检部位反射率 $L2 = S_2 / S_{o2}$,473nm光线的受检部位反射率 $L3 = S_3 / S_{o3}$,507nm光线的受检部位反射率 $L4 = S_4 / S_{o4}$,其中 S_{o1} , S_{o2} , S_{o3} , S_{o4} 分别为第一光源10、第二光源20、第三光源30以及第四光源40的发射亮度。

[0036] 存储器150,其存储饱和度、血管深度与 $L3/L1$ 和 $(L2+L4)/(2 \times L1)$ 之间的关系。氧饱和度确定部110基于反射率计算部140确定的不同波长的受检部位反射率,计算 $L3/L1$ 和 $(L2+L4)/(2 \times L1)$ 的比值,根据存储器中的关系信息,确定受检部位的氧饱和度。

[0037] 上述实施方式中,使用445nm光线以及507nm光线反射率的均值,代替在先申请中仅使用445nm光线的信息,由于445nm光线的波长小于473nm光线,其检测深度低于473nm波长,而507nm光线的波长大于473nm,其检测深度高于507;通过使用这两个波长均值,使其更接近473nm波长的检测深度,从而提高系统的精度。

[0038] 作为本发明的另外一个方面,提供上述医疗内窥镜系统的检测方法,包括如下步骤:(1)将405nm光线、445nm光线、473nm以及507nm光线通过光线传导装置照射到电子内窥镜受检者的受检部位;(2)通过传感装置确定受检部位对于405nm光线、445nm光线、473nm以及507nm光线的反射亮度 S_1, S_2, S_3, S_4 ;(3)计算405nm光线、445nm光线、473nm以及507nm光线的受检部位反射率 $L1, L2, L3, L4$;(4)计算反射率比率 $L3/L1$ 以及 $(L2+L4)/(2 \times L1)$;(5)根据存储器中的反射率比率与氧饱和度、血管深度的关系,确定检测氧饱和度。

[0039] 在本发明提及的所有文献都在本申请中引用参考,就如同每一篇文献被单独引用

作为参考那样。此外应理解,在阅读了本发明的上述公开内容之后,本发明的保护范围并不仅局限于上述实施例,本领域技术人员可以对本发明作各种改动或修改,在不脱离本发明原理前提下,这些等价形式同样落于本申请所附权利要求书所限定的范围。

专利名称(译)	一种医疗电子内窥镜系统		
公开(公告)号	CN107174189A	公开(公告)日	2017-09-19
申请号	CN2017110393835.1	申请日	2017-05-28
[标]申请(专利权)人(译)	贾晓轻		
申请(专利权)人(译)	贾晓轻		
当前申请(专利权)人(译)	贾晓轻		
[标]发明人	贾晓轻		
发明人	贾晓轻		
IPC分类号	A61B1/06 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B5/1455		
其他公开文献	CN107174189B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种医疗内窥镜系统，同时向受检部位发射多种不同波长的光，通过传感器对于不同波长光线的受检部位反射率，根据存储器中存储的关系以及传感器检测的受检部位反射率，确定受检部位血管的氧饱和度，其中使用445nm以及507nm光线检测值的均值作为氧合血红蛋白和去氧血红蛋白间的吸光系数相同的光线的检测值。

