



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102300498 A

(43) 申请公布日 2011. 12. 28

(21) 申请号 200980155471. 7

(74) 专利代理机构 北京市立方律师事务所

(22) 申请日 2009. 12. 10

11330

代理人 郑瑜生

(30) 优先权数据

200803513 2008. 12. 11 ES

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

A61B 1/04 (2006. 01)

2011. 07. 28

(86) PCT申请的申请数据

PCT/EP2009/066799 2009. 12. 10

(87) PCT申请的公布数据

W02010/066827 EN 2010. 06. 17

(71) 申请人 生物医学临床研究基金会

地址 西班牙巴塞罗那

申请人 巴塞罗那省临床医院

巴塞罗那大学

(72) 发明人 艾多拉德·格拉塔克斯 索尔索纳

伊凡·阿马特 罗尔丹

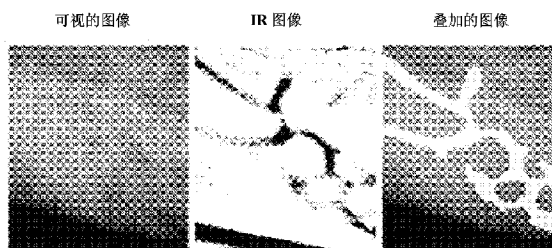
权利要求书 3 页 说明书 13 页 附图 4 页

(54) 发明名称

用于解剖结构的红外显示设备及其信号处理方法

(57) 摘要

用于解剖结构的红外显示的设备可应用于辅助医师进行内窥镜、胎儿镜或腹腔镜手术,并且用于进行信号处理以增强所述显示的方法包括两个一起工作的单元:多峰或多谱成像单元,其由包括内窥镜或胎儿镜或腹腔镜的装置构成,以及额外的光学系统以获得患者体内的多峰图像;以及图像处理单元,所述图像被传递到所述图像处理单元,包括具有导航接口的处理装置,以处理所述图像并显示患者的增强的解剖图像和内窥镜位置,装备有硬件和软件,该硬件和软件应用至少五种不同的增强显示的方法,即,正常化、分割、追踪、映射和融合。



1. 一种用于解剖结构和组织的红外增强的成像的设备,所述解剖结构和组织优选为诸如血管的血管结构,所述设备的特征在于,所述设备包括至少两个相互配合的单元:

多峰或多光谱图像获取单元(1),其包括图像捕捉装置,该图像捕捉装置优选为包括内窥镜、胎儿镜或腹腔镜(3)以及附加的光学系统的内窥镜图像获取装置,以从人体内部获取多峰或多光谱图像,将所述图像传递到增强的成像单元(2);

图像处理单元(2),其包括具有接口的装置,该具有接口的装置通过应用至少下列信号处理方法处理和显示人体的增强的图像,优选地,处理和显示人体的血管图,并且实时定位所述图像捕捉装置:

正常化(15),其由用于信号处理的步骤组成,以通过可见光(红、绿和蓝)的强度和每个图像点中的红外光的强度的实时比较以及低通滤波器在所述图像中的使用来使照亮解剖结构或组织(7)的光的量正常化;

分割(16),其由用于信号处理的步骤组成,以基于红外光和可见光的实时光谱分析来分割解剖结构或组织的图像,所述解剖结构或组织优选为诸如血管的血管结构;

追踪(17),其由用于信号处理的步骤组成,以在由正常化(15)和分割(16)产生的连续的两个图像之间实时追踪和定位解剖结构或组织,所述解剖结构或组织优选为诸如血管的血管结构;

映射(18),其由用于信号处理的步骤组成,以从由追踪(17)获得的图像和追踪坐标产生解剖结构或组织的实时图,所述解剖结构或组织优选为诸如血管的血管结构;

融合(19),其由用于信号处理的步骤组成,以合并由所述图像获取单元(1)产生的可见光图像和由对应于正常化(15)、分割(16)、追踪(17)和映射(18)的方法中的任何一种获得的信息。

2. 如权利要求1所述的设备,其特征在于,所述图像获取单元(1)包括具有至少一个信道的内窥镜、胎儿镜或腹腔镜(3),来自人体内部的视频图像从所述至少一个信道获得,至少一个红外光源(4)和至少一个白色光源(5)或包括三个波长,即,蓝、绿和红的光源被耦接到所述至少一个信道;其中,所述光通过使用光学元件(6)而耦接到所述内窥镜的视频信道。

3. 如权利要求1或2中的任一项所述的设备,其特征在于,能通过任选地与滤波器(8)和透镜(9)相组合地使用光学元件(6)来利用内窥镜、胎儿镜或腹腔镜(3)中的相同的信道以检测所述结构,以便在选自CCD、CMOS或EM-CCD照相机的一个或多个视频照相机(10)、(11)中形成图像,并将所述图像数据化以通过所述图像处理单元(2)对其进行进一步的处理。

4. 如权利要求1至3中任一项所述的设备,其特征在于,此外,在所检测的信号非常弱或具有较低的质量时,为所述视频照相机(10)、(11)提供了图像增强器。

5. 如权利要求1至4中任一项所述的设备,其特征在于,可替换地,至少两个光源(4)、(5)通过使用内窥镜(3)的两个信道连接到所述视频照相机(10)、(11)。

6. 如权利要求1至4中任一项所述的设备,其特征在于,可替换地,内窥镜、胎儿镜或腹腔镜(3)中的至少一个信道与光学元件(6)相组合来仅用于照明;并且至少一个其他信道仅用于检测,其中,所述设备任选地还包括诸如滤波器(8)和透镜(9)的附加的光学元件。

7. 如权利要求1至4中任一项所述的设备,其特征在于,可替换地,安装在内窥镜的探

针处并连接到电连接件 (22) 的 CCD、CMOS 或 EM-CCD 照相机 (10) 被用于顺序地检测由光源 (4)、(5) 顺序发射的不同的波段或波长, 其中, 所述照相机 (10) 中的至少一个滤波器 (8) 能够任选地是用于分开一个或多个红外光谱波段的颜色滤波器阵列或颜色滤波器马赛克。

8. 如权利要求 1 至 7 中任一项所述的设备, 其中, 所述光学元件 (6) 选自: 分光镜、热镜、冷镜、分色镜、偏光镜、散光器、衍射光学元件、分析器、全像摄影光学元件、相板、声-光学材料、眩目器、整形器、半镜、二色棱镜系统、可调光学滤波器、多分叉光导、极化分光镜或任何其他光学装置, 所述任何其他光学装置能够取决于波长、极性或其他光学特性而改变其传输或反射条件, 以便为了检测和 / 或照明而分离或组合光学路径, 当光学路径是纤维光学路径时, 还包括光学纤维中的封装件。

9. 如权利要求 1 所述的设备, 其中, 所述图像获取单元 (1) 包括作为图像捕捉装置的光学物镜, 该光学物镜适于剥皮和开放式手术程序。

10. 一种对解剖结构和组织的图像进行信号处理的程序, 所述解剖结构和组织优选为诸如血管的血管结构, 所述程序的特征在于, 在图像处理单元 (2) 中通过 GPU、FPGA、基于 CPU 的系统或执行实时处理的任何其他硬件经由局部、分布式或平行计算来执行至少下列方法:

正常化 (15), 其由用于信号处理的步骤组成, 以通过可见光 (红、绿和蓝) 的强度和每个图像点中的红外光的强度的实时比较以及低通滤波器在所述图像中的使用来使照亮解剖结构或组织 (7) 的光的量正常化;

分割 (16), 其由用于信号处理的步骤组成, 以基于红外光和可见光的实时光谱分析来分割解剖结构或组织的图像, 所述解剖结构或组织优选为诸如血管的血管结构;

追踪 (17), 其由用于信号处理的步骤组成, 以在由正常化 (15) 和分割 (16) 产生的两个连续的图像之间实时追踪和定位解剖结构或组织, 所述解剖结构或组织优选为诸如血管的血管结构;

映射 (18), 其由用于信号处理的步骤组成, 以从由追踪 (17) 获得的图像和追踪坐标产生解剖结构或组织的实时图, 所述解剖结构或组织优选为诸如血管的血管结构;

融合 (19), 其由用于信号处理的步骤组成, 以合并由所述图像获取单元 (1) 产生的可见光图像和由对应于正常化 (15)、分割 (16)、追踪 (17) 和映射 (18) 的方法中的任何一种获得的信息。

11. 一种图像处理单元 (2), 包括具有接口的装置, 该具有接口的装置通过应用至少下列信号处理方法处理和显示解剖结构和组织的增强的图像, 所述解剖结构和组织优选为诸如血管的血管结构;

正常化 (15), 其由用于信号处理的步骤组成, 以通过可见光 (红、绿和蓝) 的强度和每个图像点中的红外光的强度的实时比较以及低通滤波器在所述图像中的使用来使照亮解剖结构或组织 (7) 的光的量正常化;

分割 (16), 其由用于信号处理的步骤组成, 以基于红外光和可见光的实时光谱分析来分割解剖结构或组织的图像, 所述解剖结构或组织优选为诸如血管的血管结构;

追踪 (17), 其由用于信号处理的步骤组成, 以在由正常化 (15) 和分割 (16) 产生的连续的两个图像之间实时追踪和定位解剖结构或组织, 所述解剖结构或组织优选为诸如血管的血管结构;

映射 (18), 其由用于信号处理的步骤组成, 以从由追踪 (17) 获得的图像和追踪坐标产生解剖结构或组织的实时图, 所述解剖结构或组织优选为诸如血管的血管结构;

熔合 (19), 其由用于信号处理的步骤组成, 以合并由所述图像获取单元 (1) 产生的可见光图像和由对应于正常化 (15)、分割 (16)、追踪 (17) 和映射 (18) 的方法中的任何一种获得的信息。

12. 如权利要求 1 至 8 中的任一项所述的设备、如权利要求 10 所述的信号处理的程序或如权利要求 11 所述的图像处理单元在内窥镜、胎儿镜或腹腔镜中的使用。

13. 如权利要求 1 至 8 中的任一项所述的设备、如权利要求 10 所述的信号处理的程序或如权利要求 11 所述的图像处理单元在治疗单绒毛膜双胎中的使用, 优选地, 在双胞胎 - 双胞胎输出综合症状、不一致的故障以及选择性的静脉生长约束手中的使用。

14. 如权利要求 1 至 8 中的任一项所述的设备、如权利要求 10 所述的信号处理的程序或如权利要求 11 所述的图像处理单元被应用于内窥镜手术程序的使用, 例如, 胃肠道内窥镜、呼吸道内窥镜、关节内视镜、妇产科内窥镜、阴道镜检查、尿道内窥镜、耳镜检查或整形手术内窥镜。

15. 如权利要求 9 所述的设备、如权利要求 10 所述的信号处理的程序, 或如权利要求 11 所述的图像处理单元被应用于皮肤和开放式手术序的使用。

16. 如权利要求 1 至 9 中的任一项所述的设备、如权利要求 10 所述的信号处理的程序或如权利要求 11 所述的图像处理单元的使用, 以报告关于解剖结构的功能信息, 例如, 组织或血管中的氧水平的量, 以在动脉和静脉中进行区分, 或者评估组织的胶原结构。

用于解剖结构的红外显示设备及其信号处理方法

发明领域

[0001] 本发明涉及应用于生命科学的光子学、图像获取、图像处理、增强显示以及信息提取的领域,主要集中在医学领域以及生物医学领域,且尤其但不排他地集中在内窥镜、胎儿镜以及腹腔镜的领域。

[0002] 更具体地,本发明涉及这样一种医学装置或设备,这种医学装置或设备包括用于获取生命体的多峰或多谱图像的装置,包括照明装置和与所述装置相关联的数字图像处理平台,具有嵌入式算法以提取和 / 或增强特定的图像信息,目的是,比如,在诊断、监测和 / 或实施给定的治疗或手术操作时,辅助医生作出他们的决定。

[0003] 发明背景

[0004] 在医学领域,已经设计了多种图像系统来显示正在检查的区域以及增强该正在检查的区域的可视化,以用于诊断目的或引导治疗手术程序。很明显,正在检查的区域的任何相关信息在临床评价受检者的健康状况时起着重要的作用,在作出可能最终影响健康以及患者生命质量的医学决定时,这些相关信息是非常重要的。这在例如内窥镜手术中是非常重要的,在内窥镜手术中,准确显示对于手术的结果是非常重要的。一般来说,关键结构(即,血管和神经)的可视化涉及三种情况:(i) 由于较差的视觉条件,不能区分所述结构,(ii) 所述结构被隐藏在其他组织层之下,和 / 或,(iii) 所感趣的结构不能从围绕结构区分开来。与该领域特别相关的是增强和 / 或产生图像对比以及改进血管的可视化的定义和 / 或关于这些血管的不同的功能性方面,这些血管通过具有当前可用的技术而不使用外来对比剂的情况下是不好被看见的或不能被看见的。

[0005] 尽管内窥镜是能在总体上最小化手术风险的先进的外科技术,但仍然存在一些问题,例如偶然切割到主血管。即使如此,微创内窥镜的使用为患者提供了明显的优势,其在某些方面对医生是不利的,例如,手术区域的受限制的显示或较差的对比或清晰度。在这种情况下需要准确地辨别出血管,这对任何医生都是一种巨大的挑战,使得手术非常依赖于医生的经验,从而由于流血而导致延长的手术,并且偶尔还导致较大的出血性并发症。

[0006] 已经设计了多个发明来改进与血管的可视化有关的医学成像。之前的一些发明涉及针对上述领域中的问题的特定的技术方案。例如,有描述特定的照明系统的若干个专利,例如美国专利 7041054 或 6730019。这些专利描述了具有特定优选实施方式的照明和图像获取系统。应注意,本发明不依赖于特定的照明方法。尽管在系统中需要照明,但该系统与利用来实现照明的方法无关。此外,所述系统能够应付并适于不同的照明方案以实现其目的,即,增强和 / 或产生图像对比以及改进解剖结构的可视化的清晰度。其他发明涉及用于捕捉图像的特定方法,或公开了特定图像捕捉装置的实施方式,例如美国 2008/0208006。再一次地,与照明一样,本发明独立于捕捉图像的方法,其可根据不同的图像捕捉方法来使用。

[0007] Olympus 的美国专利 5255087 公开了一种视频系统,该视频系统包括与标准内窥镜结合使用的详述的照明系统、控制系统以及图像捕捉和处理单元。所述系统的目的是改进内窥镜系统的图像。为了实现这个目的,发明者描述了三种技术:自动荧光成像 (AFI)、

窄带成像 (NBI) 以及红外成像 (IRI)。AFI 是基于某些组织的自动荧光的原理 ;NBI 是基于使用对比剂以及对比剂对其敏感的特定的波长的照明的公知的技术 ;而 IRI 是两种前述技术的特定的组合,其使用例如绿靛花青 (ICG) 的外来对比剂来检测粘膜下层的血管,但其仅用于诊断目的。纯粹诊断用途的这种限制是因为所注入的颜料很快就溶化在血流里,并且其所持续的五分钟时间将不允许在治疗或手术中使用其,这需要更长的持续时间。然而,相对于本发明来说的另一缺陷是其需要对比剂来增强血管的可视化,即有表皮上的 (对于肉眼是明显的) 又有粘膜下层的 (在粘膜下延伸,因此通常对于简单的观察是看不到的),而本发明利用算法来执行这种特征,使其有较少的创伤,并因此在手术领域更适合。除了 IRI 不是被设计为供手术用的辅助显示系统的事实以外,所述技术不能提供其他额外的特征,例如,图像分割、手术区域的图像映射,或者血管的功能性评价 (通过获得相关信息,例如,血管所承载的氧的量或者血管的凝结状态)。那些特征由本发明来提供,并且是不同的,并且在用于手术内窥镜程序时提供有用的信息,包括腹腔镜或胎儿镜。在那些手术技术中,手术区域的完整的血管图的可获得性或者区分血管的凝结状态的能力,可以代表极有价值的信息以在手术的过程中辅助医生。

[0008] 美国专利 2005/018321 公开了一种与之前关于 IRI 所评述的发明类似的发明,该发明基于医学成像增强系统,结合染色剂使用可视和红外的图像。与本发明相比,这个系统的主要缺陷在于其需要将对比剂或染色剂注入到患者的血流中,结果,使这个系统由于以上所提到的原因而不可用于任何手术程序,即,对比剂快速稀释到血流中,结果,不能有效地辅助医生实施治疗或手术。此外,所述患者仅设想使用可视的和单个近红外信道,而没有提及更多 NIR 信道或其他成像模式的可能的使用,这些信道或其他成像模式可改进血管的检测以及血管功能性信息的提取。进一步的弱点是,其仅关注检测血管的能力,并且不能提供特定的嵌入式方法,例如,图像分割、图像映射以及评价血管功能。

[0009] 美国专利 2008/0097225 明确提到了特定的光学技术,即,光学相干性 X 射线层析照相术 (OCT) 以及光谱编码的内窥镜 (SSE),目的是减少内窥镜的尺寸并增加其分辨率。所述技术的明显缺陷是其技术的复杂性,因为他们需要包括扫描单元和复杂的光学组件。尽管所述患者提及了可以选择波长以评估由血管承载的氧的量,其没有将这个信息的使用考虑为用于通过增强所显示的图像来辅助医生或医师的一体式工具。由于这种小型器具的较小的视野,另一个缺陷是医师的观察角度受到了相当大程度的限制,从而在相当大程度上限制了这种系统用于外科应用的可行性。这些问题由本发明来克服。

[0010] 类似的情况是欧洲专利 1839561,其公开了一种内窥镜装置,这种内窥镜装置是标准可视内窥镜与 OCT 布置相结合的组合,所述装置是以特定方式应用于已知光学技术的特定解决方案。所述装置的缺陷是,其仅可获得信息来产生增强的图像来用于正在研究的区域的较窄的部分 ;此外,其不组成实质上被增强的图像。所述发明看起来没有最佳利用血管增强的成像。

[0011] 美国专利 6353753 描述了一种用于从较深的解剖结构获取图像的装置。所述装置的主要缺点是其不包括旨在用于分割和显示信息与视觉图像的特定的图像分析处理 ;其还缺少图像重建功能。

[0012] 关于与通过捕获可视和红外光来增强图像有关的现有技术状态,已经有了一些进步,例如,在美国专利 2008/0079807 中,描述了多谱成像系统,并重点描述了电荷耦合装

置 (CCD) 和光电子装置。在这种情况下,那个专利特别关注了图像收集装置技术。与本发明相比,所述专利的主要缺陷包括缺乏追踪(被定义为用于追踪和定位来自所产生的图像的连续场景之间的血管的信号处理步骤)、缺乏图像映射、缺乏功能性分析例如对组织(血管)氧的分析,或者缺乏对超过一个的红外光谱波段的使用。

[0013] 图像处理和分割的现有技术描述了各种算法以增强医学图像和分割特定的组织。然而,现有技术还包括不同性质的实时平台,例如,图形处理单元 (GPU)、现场可编程门阵列 (FPGA) 或基于中央处理单元 (CPU) 的系统。尽管所述算法和平台描述了旨在用在与本发明相同的应用中的用于医学图像处理的一般算法,但他们中没有一个涉及执行本发明的功能的集成的实时工具。准确地说,现有技术中公开的系统没有结合图像处理技术与光学照明和图像捕获/处理技术,而不需要使用对比剂。此外,现有技术的那些算法和平台不是旨在用于服务医生来实时地辅助手术程序。

[0014] 总结下来,现有技术的公开内容关注于解决图像照明和图像捕获领域中的特定的技术问题,但没有明确地包括图像处理和增强功能、解剖结构图像分割以及使用多谱和多峰输入信号的大面积组合物。

[0015] 因此,需要一种能够产生解剖结构和/或血管在质量、对比和提供给医师的信息方面更好的图像,并且具有清晰地突出显示肉眼看不到的甚至小的或粘膜下层血管的存在的能力。此外,现有技术中公开的方法不允许对所关心的大的血管面积进行映射,并且不允许获得有关血管的能够在手术中辅助进行决定的功能信息。本发明的其中一个目的是提供用于内窥镜手术的成像系统的一种新的形式,以克服当前可利用的技术的限制性。

[0016] 贯穿全文,词语多峰是指多于一个的图像获取方法在具有不同光学技术应用的波段中的使用,例如,红、绿和蓝 (RGB) 以及 NIR 图像的获取,与极性滤波器、光学滤波器、数字滤波器、数字图像处理算法、极性成像、多光子成像、激光散斑成像、动态散斑成像、光学相干性 X 射线层析照相术、二光子荧光性、谐波产生、光声学、相关性反 Stokes Raman 光谱学 (CARS) 和/或能够在图像产生中产生对比的其他光学元件和技术。词语多谱是指多于一个的光谱波段的使用和检测,例如,RGB 检测与 NIR 检测相结合。

发明内容

[0017] 本发明的范围总体上在于涉及医疗装置的制造的工业部分,且尤其是具有视听和计算工具的自动化的设备和装置。本发明旨在进行医疗程序和手术操作的过程中辅助或引导医生。

[0018] 更具体地,本发明涉及一种用于解剖结构的红外增强的视觉的设备,该设备可应用来在内窥镜、胎儿镜或腹腔镜手术和/或治疗中辅助医生,并且还涉及一种改进所述视觉的方法。本发明所公开的设备和方法构成了本领域中的新颖性方面,其可提供显著的改进以及创新性的特征,这些创新性的特征优于当前已知的针对相同目的的系统,并且充分反映在所附权利要求中的将本发明区别于现有技术的所特有的特征中。

[0019] 本发明的一个目的是解决当前存在于手术中的针对单绒毛膜双胞胎的技术难题,以便为了治疗目的通过使用激光源来定位和识别凝结的血管,从而在这样的手术操作中获得改进的安全性和可重复性。

[0020] 本发明的其他可能的应用包括任何可能的类型的内窥镜手术,例如胃肠道内窥

镜、呼吸道内窥镜、关节内视镜、妇产科内窥镜、阴道镜检查、尿道内窥镜、耳镜检查、整形手术内窥镜或很多其他医疗手术,比如,除了其他的以外,还有皮肤或开放式手术程序。

[0021] 本发明的其他可能的应用包括所公开的本发明与自动化手术相结合来使用。相对感兴趣的是实施手术的自动化的、半自动化的或远程的设备,因为本发明的方法特别适合于用于实施手术的自动化的、半自动化的或远程的设备,因为他们可提供客观和量化的数据以及可再现的性能。

[0022] 本发明的一个目的是一种被设计来通过表现手术部位以及其周围部分来辅助和引导手术操作的设备,这种设备主要由在一起工作的以下两个基本单元组成:

[0023] - 多峰或多光谱图像获取单元,其包括图像捕捉装置,该图像捕捉装置优选为包括内窥镜、胎儿镜或腹腔镜以及附加的光学系统的内窥镜图像获取装置,以从人体内部获取多峰或多光谱图像,将所述图像传递到增强的成像单元;

[0024] - 图像处理单元,其中所述单元包括具有导航接口的图像处理装置,该具有导航接口的图像处理装置用于处理和显示人体的增强的图像,优选地,用于处理和显示人体的血管图,以及手术的内窥镜的位置。为此目的,构成该单元并在 GPU、FPGA、基于 CPU 的系统或任何其他通过局部、分布式或平行计算来实施实时处理的硬件中执行的特定的硬件和软件包括主要由以下各项组成的至少五种信号处理方法:

[0025] 1. 正常化:信号处理方法,以通过可见光(红、绿和蓝)以及红外光的图像点中的每一个中的强度和借助于在图像上应用执行图像模糊功能的空间低通滤波器产生的强度的实时比较来使照亮组织的光的量正常化。通过该方法,入射的红外光的量能以可再现的方式来估计。

[0026] 2. 分割:信号处理方法,以基于红外光和可见光的实时光谱分析来分割解剖结构或组织的图像,所述解剖结构或组织优选为诸如血管的血管结构。

[0027] 3. 追踪:信号处理方法,以在来自之前的方法(正常化和分割)产生的图像的两个连续的图像之间实时追踪和定位解剖结构或组织,所述解剖结构或组织优选为诸如血管的血管结构。

[0028] 4. 映射:信号处理方法,以从各个图像和由正常化和分割所获得的追踪坐标产生解剖结构或组织的实时图,所述解剖结构或组织优选为血管结构。

[0029] 5. 熔合:信号处理方法,以实时地熔合(由标准内窥镜产生的)可见图像与在映射步骤之后获得的信息。

[0030] 导航或观察血管特性的能力通过本发明而得以极大地改进,因为除了标准获得的可视化以外,医生还具有至少上述五种选择或新的可视化方式。

[0031] 本发明的另一目的是一种用于优选为血管结构的解剖结构和组织的红外增强的成像的设备,以辅助内窥镜、胎儿镜或腹腔镜手术,其中,多峰图像获取单元包括具有至少一个信道的内窥镜、胎儿镜或腹腔镜,从所述至少一个信道获取来自人体内部的视频,红外光源和白色光源(或包括至少蓝色、绝色和红色波长中的光)被连接到所述至少一个信道。那些光源通过使用不同的光学元件被连接到内窥镜的视频信道,所述不同的光学元件例如是分光镜、热镜、冷镜、分色镜、偏光镜、散光器、衍射光学元件、分析器、全像摄影光学元件、相板、声-光学材料、眩目器、整形器、半镜、二色棱镜系统、可调光学滤波器、多分叉光导、极化分光镜或任何其他光学装置,所述任何其他光学装置能够取决于波长、极性或其他光

学特性而改变其传输或反射条件,以便为了检测和 / 或照明而分离或组合光学路径,当光学路径是纤维光学路径时,还包括光学纤维中的封装件。

[0032] 本发明的另一目的是这样一种设备,其中,内窥镜、胎儿镜或腹腔镜中的相同的信道可被用于通过使用例如热镜或具有嵌入式内嵌型镜子(封装的镜子)的元件来进行检测;并且其中,还设想了例如滤波器和透镜的其他光学元件的使用,以便在一个或多个视频照相机中形成图像,例如,电荷耦合器件、互补金属氧化物半导体(CMOS)或电子倍增电荷耦合器件(EM-CCD)照相机等,对所述图像进行数字化,以在后续由图像处理单元进行处理。

[0033] 本发明的另一目的是这样一种设备,其中,在所检测的信号非常弱或他们具有非常低的质量的情况下,可以给视频照相机提供图像增强器。

[0034] 本发明的另一目的是这样一种设备,其中,可替换地,且目的是,简化多峰图像,光源通过使用内窥镜的不同信道而被连接到视频系统。多于一个的信道的使用允许定义不同的光路径,从而简化光学元件在每个信道中的使用。

[0035] 本发明的另一目的是这样一种设备,其中,可替换地,内窥镜、胎儿镜或腹腔镜中的至少一个信道仅被用于结合光学元件来进行照明;并且至少一个其他信道仅被用于检测,其中,所述设备任选地还包括额外的光学元件,例如滤波器和透镜。

[0036] 本发明的另一目的是这样一种设备,其中,CCD、CMOS或EM-CCD照相机被安装在内窥镜的探针处,并且连接到电连接件,以便检测由光源顺序地发射的不同的波段或波长,其中,照相机中的至少一个滤波器可以任选地是颜色过滤器阵列(CFA)或颜色过滤器马赛克(CFM),以便分开一个或多个红外光谱波段。

[0037] 本发明的另一目的是这样一种设备,其中,图像获取单元包括适于皮肤和开放式手术程序的光学物镜作为图像捕捉设备。

[0038] 本发明的另一目的是一种对解剖结构和组织的图像进行信号处理的程序,所述解剖结构或组织优选是血管,所述程序包括至少五种信号处理方法。

[0039] 本发明的另一目的是一种图像处理单元,该图像处理单元包括至少五种图像处理方法。

[0040] 本发明的另一目的是设备、程序或图像处理单元在内窥镜、胎儿镜或腹腔镜中的使用。

[0041] 本发明的另一目的是设备、程序或图像处理单元在单绒毛膜双胎的治疗中的使用。

[0042] 本发明的另一目的是设备、程序或图像处理单元的使用,这些设备、程序或图像处理单元被应用于内窥镜手术程序,例如,除了其他的以外,还有胃肠道内窥镜、呼吸道内窥镜、关节内视镜、妇产科内窥镜、阴道镜检查、尿道内窥镜、耳镜检查或整形手术内窥镜。

[0043] 本发明的另一目的是设备、程序或图像处理单元的使用,用于通过用适于其在所述设备中的应用的光学物镜替换内窥镜、腹腔或胎儿镜来应用于皮肤或开放式手术程序的解剖结构的红外增强的成像。

[0044] 本发明的另一目的是设备、程序或图像处理单元的使用,以便报告关于解剖结构的功能信息,例如,组织或血管中的氧水平的量,以在动脉或静脉中进行区分,或评估组织的胶原结构。

[0045] 重要的是,强调所述系统具有以下优点,即,其不需要对比剂来实施再现血管图的任务,必要的特性是执行胎儿手术(当施加相大的量或在长期施加时,避免使用对胎儿有潜在的危险的物质),并且总体上减少手术程序的其余部分的创伤性。

[0046] 此外,本发明的设备包括产生患者血管手术部位的全局图的装置;具体地,在并发症的手术中,在单绒毛膜双胞胎中,其便于观察胎盘的血管,从而获得较好的手术方位。

[0047] 本发明的设备还能报告关于解剖结构的功能信息,从而给出具有丰富且相关的正被观察的区域的数据的增强的视图,不仅是空间或时间独立的信息,还是关于解剖结构的功能性性能的信息,例如组织或血管中的氧水平的量,以在动肪和静脉之间进行区分。

附图说明

[0048] 为了完成当前的描述以及为了更好地理解此外描述的本发明的特征,呈现了示例性但非限制性目的的一套附图:

[0049] 图 1 是示意性示出集成到本发明的设备的多峰图像获取单元的优选实施方式的方块图,以解释它们的关键元件及其之间的相互关系。

[0050] 图 2 是多峰图像获取单元的可选实施方式的方块图,在该例中包括用于内窥镜的两个视频信道。

[0051] 图 3 是多峰图像获取单元的可选实施方式的方块图,在该例中包括视频信道和照明信道。

[0052] 图 4 是多峰图像获取单元的可选实施方式的方块图,其中 CCD、CMOS 或 EM-CCD 照相机安装在内窥镜的探针处并且连接到用于检测由光源顺序地发射的不同波段或波长的电连接件。

[0053] 图 5 是嵌入在本发明的设备中的图像处理单元的图,以解释包括在其中的主要元件和布置及其之间的关系。

[0054] 图 6-(a) 通过由本发明描述的连接到标准内窥镜或胎儿镜的设备实现的局部成像;(b) 表面血管 NIR 检测;(c) (a) 和 (b) 的数字重合;(d) 在手术期间由医生手动扫描之后检测和重建血管图;(e) 血管图的数字重合和马赛克。

[0055] 图 7 是通过应用由本发明描述的技术获得的图像,以通过熔融具有 NIR 图像的可见模式来检测前臂表面上的血管。

[0056] 发明的详细描述

[0057] 鉴于前述附图以及根据本文所采用的编号方式,下面将描述本发明的不同实施方式。

[0058] 因此,如所述附图所示,设备包括多峰图像获取单元 (1) 和图像处理单元 (2)。

[0059] 图 1 中示出了多峰图像获得单元 (1) 的优选实现方式,该多峰图像获得单元 (1) 包括优选为包括内窥镜、胎儿镜或腹腔镜的内窥镜图像获得装置的图像捕捉装置以及包括

[0060] 在本发明的优选实施方式中,内窥镜上的可用的视频信道连接到红外光源 (4) 和白色光源 (5) 或包含在蓝、绿和红之内的至少三个波长的光源。

[0061] 红外光源 (4) 优选是:

[0062] 属于 NIR(从 750nm 到 1600nm 的范围)的源。

[0063] 从 800nm 到 900nm 的范围的源。

- [0064] 从 1050 到 1150nm 的范围的源。
- [0065] 集中在 800 和 900nm 之间的波长的单色源。
- [0066] 集中在 1050 和 1150nm 之间的波长的单色源。
- [0067] 激光 Nd:YAG 源 (集中在 1064nm)。
- [0068] 基于钛 - 蓝宝石激光 (Ti:Sap) 的源,集中在 700nm 到 1100nm。
- [0069] 基于激光源的 Ytterbio (Yb:KYW, Yb:KGW 等)
- [0070] 基于铬、Cr :镁橄榄石 1230 到 1270nm 的 Ytterbio 激光源。
- [0071] 基于参数转换方法 (光学参数振荡器、光学参数放大器、非线性结晶等) 的红外源。
- [0072] 具有在 750 至 1600nm 之间在 NIR 中的发射光谱波长的光或 LED。
- [0073] 具有在 800 至 900nm 之间在 NIR 中的发射光谱波长的光或 LED。
- [0074] 具有在 1050 至 1150nm 之间在 NIR 中的发射光谱波长的光或 LED。
- [0075] 具有在光学纤维的组合中的红外发射光谱的光或 LED。
- [0076] 具有连接的光学纤维以抵抗红外光谱内的辐射的光源,任选地是受马达控制的。
- [0077] 此外,用于将其应用于单绒毛膜双胎中的并发症的操作的红外光源 (4) 优选地是:
- [0078] 集中在 815-835nm 之间的单色光源,优选地集中在 821nm。后值对应于羊水水中的最佳透明度的波长。
- [0079] 集中在 1050-1090nm 之间的单色光源,优选地集中在 1070nm。后值对应于羊水水中的最佳透明度的波长。
- [0080] 光可以连接到使用不同光学元件 (6) 的内窥镜的视频信道,所述光学元件 (6) 例如是:分束器、热镜 (旨在是红外反射镜)、冷镜 (旨在是可见光反射镜)、二色镜、偏光器、分散器、衍射光学元件、分析仪、全息光学元件、相位板、声 - 光材料、眩目器、整形器、部分反射镜、二向色棱镜系统、可调谐的光学过滤器、多分枝光波导、极化分束器或任何其他光学装置,这些其他光学装置能够依据波长、极化或其他光学特性来修改其传送或反射条件以便分离或组合光学路径,从而进行检测和 / 或照明,还包括在光学路径是纤维光学路径时,封装在光学纤维中。
- [0081] 相同的信道还可以通过利用过滤器 (8) 和透镜 (9) 以在视频照相机 (CCD、CMOS、EM-CCD 等) 上形成图像来用于检测,以便数字化它们来由图像处理单元 (2) 进行进一步的处理。
- [0082] 此外,如果所检测的信号非常弱或质量低,则可将图像增强器添加到视频照相机 (10)。
- [0083] 为了简化多峰图像获取单元 (1),可以通过使用内窥镜 (3) 的两个信道将光源 (4)、(5) 连接到视频系统 (10)、(11),如图 2 所示。
- [0084] 而且,利用不同的光学元件 (6),可以将单独的信道仅用于照明,如图 3 所示。
- [0085] 在本发明的另一实施方式中,利用安装在内窥镜的探针上并且连接到电连接件 (22) 的 CCD、CMOS 或 EM-CCD 照相机 (10) 来连续检测由光源 (4)、(5) 连续地发射的不同的波段或波长,如图 4 所示。任选地,照相机 (10) 中的至少一个过滤器 (8) 可以是颜色过滤器阵列 (CFA) 或颜色过滤器马赛克 (CFM),以分离一个或多个红外光谱波段。

[0086] 形成本发明的设备的一部分的图像处理单元 (2) 是在由多峰图像获取单元 (1) 获取之后负责实时处理并将增强的图像显示给外科医生的装置。所述装置包括以下所列方法中的至少每一个,如图 5 的图所显示的,通过在 GPU、FPG、基于 CPU 的系统或任何其他执行硬件的实时处理中通过局部的、分布式的或平行的计算来执行适当的硬件和软件。在图 5 中,为了更好的理解,红外图像已被标记为 (12)、可见图像已被标记为 (13)、红色绿色和蓝色的反射图像已被分别标记为 (14a) (14b) 和 (14c)、不同的方法已被标记为 (15)、(16)、(17)、(18) 和 (19)、增强的局部显示已被标记为 (20),且增强的整体显示已被标记为 (21)。所述硬件和软件执行的主要任务,即,进行信号处理以改进构成该单元的设备的图像的程序是:

[0087] 方法 1. 正规化 (15):通过实时比较可见光(红、绿和蓝)和红外光的强度的图像中的每个点的强度以及在图像上使用低通滤波器,以可再现的方式估计入射的红外光的量,来进行信号处理步骤,以将照亮组织 (7) 的光的量正规化。

[0088] - 输入:

[0089] 反射的红色图像 $R_R(x, y)$ (14a), 其中, (x, y) 是指所获得的图像中的二维像素坐标。

[0090] 反射的绿色图像 $R_G(x, y)$ (14b)。

[0091] 反射的蓝色图像 $R_B(x, y)$ (14c)。

[0092] 反射的红外图像 $R_{NIR}(x, y)$ (12)。

[0093] - 输出:

[0094] 估计的照明图像 $\hat{I}_{NIR}(x, y)$ 。

[0095] 方法 2. 分割 (16):进行信号处理步骤,以基于红外光和可见光的光谱分析来实时分割血管图像。

[0096] - 输入:

[0097] 估计的照明图像 $\hat{I}_{NIR}(x, y)$ 。

[0098] 反射的红外图像 $R_{NIR}(x, y)$ 。

[0099] - 输出:

[0100] 血管概率 $P_m(\text{vessel} | x, y)$, $m = 1, 2, \dots, M$ 。M 对应于不同于 RGB 模式的不同的图像获取模式。

[0101] 血管分割的图像 $V(x, y)$ 。

[0102] - 必要的步骤:

[0103] 1. 使用反射的红外光和估计的入射光的比率,可以为每个点分配概率,以通过 S 形曲线在屏幕上形成每个点的包含是“血管”的概率的新图像,例如:

$$[0104] \quad P_1(\text{vessel} | x, y) = \frac{1}{1 + \exp\left(-a \frac{R_{NIR}(x, y)}{\hat{I}_{NIR}(x, y)}\right)}$$

[0105] 其中, a 是手动或自动选择的常数, $R_{NIR}(x, y)$ 是红外反射图像,并且 $\hat{I}_{NIR}(x, y)$ 是使用方法 1 的估计图像。

[0106] 2. 通过低通过滤概率,产生新的概率图像,该新的概率图像平均了领域区域 $p_2(\text{vessel} | x, y)$ 内的概率。

[0107] 3. 可以对多峰成像单元 (1) 可得到的波长或光学成像模式中的每一个重复必要的步骤 1 和步骤 2, 从而产生概率为 $P_m(\text{vessel} | x, y)$ 的图像范围, $m = 1, 2, \dots M$ 。

[0108] 4. 使用超过 $P_m(\text{vessel} | x, y)$ 的阈值以及应用形态学操作, 将图像分割在具有对于 $V(x, y)$ 值为 1 的“血管”以及具有对于 $V(x, y)$ 值为 0 的“非血管”。

[0109] 5. 在多峰成像单元 (1) 中结合图像获取模式改进了分割的准确性, 并且 / 或者获得了更多数量的分割类别, 比如, 使用额外波长的动脉和静脉, 或者通过使用偏光器的胶原质结构。后者特别与皮肤病学有关。

[0110] 方法 3. 跟踪 (17): 用于在来自方法 1 和方法 2 产生的图像的场景之间实时跟踪和共同定位血管的信号处理步骤。

[0111] - 输入:

[0112] 血管概率图像 $P_m(\text{vessel} | x, y)$, $m = 1, 2, \dots M$ 。

[0113] 血管分割的图像 $V(x, y)$ 。

[0114] 之前的血管概率图像 $P'_m(\text{vessel} | x, y)$, $m = 1, 2, \dots M$ 。

[0115] 之前的血管分割的图像 $V'(x, y)$, 或者血管映射图像 $T(x, y)$ 。

[0116] - 输出:

[0117] 两个图像之间的位移矢量 $d(x, y)$, 用于测量位移距离。

[0118] 图像之间的交叉相关系数 C_v 。

[0119] - 必要的步骤:

[0120] • 选项 A:

[0121] 1. 预测性模式有利于血管的自然方向, 并且能使之前的 $V'(x, y)$ 和当前的 $V(x, y)$ 的血管边缘光滑, 从而分别得到 $V_p'(x, y)$ 和 $V_p(x, y)$ 。

[0122] 2. 检测 $V_p'(x, y)$ 和 $V_p(x, y)$ 之间的正规化的交叉的相关性的最大值。

[0123] 3. 初始坐标的最大值的距离给出了位移距离 $d(x, y)$ 。

[0124] 4. 作为正规化的交叉的相关性的最大值, 计算交叉的相关性系数。

[0125] • 选项 B

[0126] 1. 有利于血管的自然方向, 并且能使之前的 $V'(x, y)$ 和当前的 $V(x, y)$ 图像的血管边缘光滑的预测性模式, 从而分别得到 $V_p'(x, y)$ 和 $V_p(x, y)$ 。

[0127] 2. 检测划定 $V_p'(x, y)$ 和 $V_p(x, y)$ 之间的交叉的相关性的整个宽度的一半的最大值的区域。

[0128] 3. 所述区域的质量的矩心或中心相对于原点的距离, 加权或未加权的, 给出了位移距离 $d(x, y)$ 。质量的矩心和中心的计算旨在是用于计算区域面积的通常的图像处理操作。

[0129] 4. 交叉相关的商是正常化交叉相关的加权平均。

[0130] • 选项 C

[0131] 1. 最有可能的位移是 $d(x, y)$, 通过比较之前的概率图像 $P'_m(\text{vessel} | x, y)$ 和当前的概率图像 $P_m(\text{vessel} | x, y)$ 来最大化可能性。

[0132] 2. 相对于图像的视野的总面积来计算和正常化之前的 $V'(x, y)$ 和当前的 $V(x, y)$ 的重叠面积, 这给出了 C_v 。

[0133] 方法 4. 映射 (18): 信号处理步骤, 以基于由方法 1 和 2 获得的图像和追踪坐标来

实时地产生解剖结构或组织的图,所述解剖结构或组织优选是血管结构。

[0134] 位置矢量 $p(x, y)$ 。

[0135] 两个图像之间的位移矢量 $d(x, y)$ 。

[0136] 图像之间的交叉相关系数 C_v 。

[0137] 反射的红色图像 $R_r(x, y)$ (14a)。

[0138] 反射的绿色图像 $R_g(x, y)$ (14b)。

[0139] 反射的蓝色图像 $R_b(x, y)$ (14c)。

[0140] - 输出 :

[0141] 血管映射图像 $T(x, y)$ 。

[0142] 全局图像 $G(x, y, c)$ (注意 : c 是指颜色红、绿、蓝)。

[0143] 之前的血管概率图 $P_m'(\text{vessel} | x, y), m = 1, 2, \dots, M$ 。

[0144] 之前的血管分割图 $V'(x, y)$ 。

[0145] - 必要的步骤 :

[0146] 这些技术是以缝合 (Stitching) 或马赛克而公知的,并且用在计算机视觉中。一种可能的执行方式是 :

[0147] 1. 将阈值 > 0.5 应用在交叉相关系数上, C_v 。

[0148] 2a. 如果 $C_v < 0.5$, 则自动化系统假定当前的图像包含错误,并且不针对血管图缝合使用它。

[0149] 3a. 通过追踪算法 (方法 3), 在全局血管图 $T(x, y)$ 中, 搜索当前的图像 $V(x, y)$ 。获得参数 $d(x, y)$ 和 C_v 。

[0150] 4a. 如果 $C_v > 0.5$, 则进行步骤 2b, 则跳过余下的步骤, 并且等待, 直到下一次图像获取。

[0151] 2b. 如果 $C_v > 0.5$, 则以考虑之前的位置 $p(x, y)$ 和其位移 $d(x, y)$ 的方式将当前的图像 $V(x, y)$ 放置在全局图像 $T(x, y)$ 上。

[0152] 3b. 以之前的位置 $p(x, y)$ 和其位移 $d(x, y)$ 的方式考虑了在全局图像 $G(x, y, c)$ 中属于红色反射图像 $R_r(x, y)$ (14a)、绿色反射图像 $R_g(x, y)$ (14a) 和蓝色反射图像 $R_b(x, y)$ (14c) 中的可视的当前图像, 其中, c , 例如, 是指标准视频图像中的颜色 $c = R, G$ 或 B 。

[0153] 4b. 为了新的重复而制备所述系统。将当前图像 $V(x, y)$ 转换成之前的图像 $V'(x, y)$, 即, $V'(x, y) = V(x, y)$ 。

[0154] 5b. 将当前的概率转换成之前的概率。 $P_m'(\text{vessel} | x, y) = P_m(\text{vessel} | x, y)$ 。

[0155] 6b. 通过 $d(x, y)$ 和 $p(x, y)$ 来更新位置。

[0156] 方法 5 : 熔合 (19) : 信号处理步骤 : 以实时地合并 (由标准内窥镜产生的) 可视的图像和来自方法 3 的信息。

[0157] - 输入 :

[0158] 血管图图像 $T(x, y)$ 。

[0159] 全局图像 $G(x, y, c)$ 。

[0160] 反射的红色图像 $R_r(x, y)$ (14a)。

[0161] 反射的绿色图像 $R_g(x, y)$ (14b)。

[0162] 反射的蓝色图像 $R_b(x, y)$ (14c)。

[0163] 血管分割图像 $V(x, y)$ 。

[0164] - 输出：

[0165] 局部增强的显示的颜色图像 $VEL(x, y, c)$ 。

[0166] 全局增强的显示的颜色图像 $VEG(x, y, c)$ 。

[0167] - 必要的步骤：

[0168] 1. 通过重叠到一个或多个以下可视图像上的分割的血管图像 $V(x, y)$ 的加权增加来获得图像 $VEL(x, y, c)$ ：反射的红色图像 $R_R(x, y)$ (14a)、反射的绿色图像 $R_G(x, y)$ (14b) 和反射的蓝色图像 $R_B(x, y)$ (14c)。

[0169] 2. 通过添加重叠到全局图像 $G(x, y, c)$ 的其中一个信道或颜色 c 上的分割的血管图图像来获得图像 $VEG(x, y, c)$ 。

[0170] 3. 获得数字图像, 该数字图像可以被送到一个或多个监视器、投影仪或能够呈现数字或模拟图像的一般装置。

[0171] 4. 创建用户界面, 以选择观察模式来在每个监测器 (或等同物) 中显示: $VEL(x, y, c)$ 、 $VEG(x, y, c)$ 、 $V(x, y)$ 、 $T(x, y)$ 或 $G(x, y, c)$ 。

[0172] 为了说明所公开的方法的效果, 在图 6 中描述了可用于由本发明所描述的设备的不同的显示模式, 示出了 (a) 由标准内窥镜提供的显示模式, (b) 通过 NIR 分析进行的血管分割 (16), (c) 可视的以及 NIR 图像的熔合 (19), (d) 映射 (18) 重建, 以及 (e) 通过连续图像的追踪 (17) 进行的马赛克重建。

[0173] 总的说来, 用本发明的设备改进解剖结构的红外显示的信号处理步骤是用特定的硬件和在 GPU、FPGA、基于 CPU 的系统或任何其他硬件中执行的软件在图像处理单元 (2) 中来实施的, 所述任何其他硬件通过局部、分布式或平行式计算来实施实时处理, 包括所述步骤至少下列方法：

[0174] 方法 1. 正常化 (15)：信号处理的步骤, 以通过可见光 (红、绿和蓝) 和红外光的强度的图像中的每个点中的强度的实时比较以及低通滤波器在所述图像中的使用来使照亮组织 (7) 的光的量正常化。入射的红外光的量是以可再现的方式来估计的。

[0175] 方法 2. 分割 (16)：信号处理的步骤, 以基于红外光和可见光的实时光谱分析来分割解剖结构或组织, 所述解剖结构或组织优选为血管结构。

[0176] 方法 3. 追踪 (17)：信号处理的步骤, 以在由方法 1 和方法 2 产生的两个连续的图像之间实时追踪和定位解剖结构或组织, 所述解剖结构或组织优选为血管结构。

[0177] 方法 4. 映射 (18)：信号处理的步骤, 以从由方法 1 和方法 2 获得的图像和追踪坐标产生解剖结构或组织的实时图, 所述解剖结构或组织优选为血管结构。

[0178] 方法 5. 熔合 (19)：信号处理的步骤, 以熔合 (由标准内窥镜产生的) 可视图像和来自方法 3 的信息。

[0179] 所述设备可通过使用额外的 (可见的和红外的) 光源和 / 或额外的光学系统进一步集成更多的图像模式, 以在多峰成像单元 (1) 中获得不同的成像模式。

[0180] 此外, 本发明还提供了对任何类型的内窥镜手术的相关应用, 比如, 除了其他的以外, 还有肠道内窥镜、呼吸道内窥镜、关节内视镜、妇产科内窥镜、阴道镜检查、尿道内窥镜、耳镜检查或整形手术内窥镜。通过用适于将其用于所述医学程序中的光学物镜 (透镜、镜子或收集来自正被观察的物体的光的其他光学器具) 替换内窥镜、腹腔镜或胎儿镜, 本发

明还对其他医学程序提供了应用,例如,皮肤或开放式手术程序。作为例子,图7示出了通过使用此处所描述的应用于前臂的表面的血管检测的技术获得的图像,其中,可视的模式被融合到 NIR 图像。

[0181] 所公开的本发明还提供了执行解剖结构的功能分析的可能性。本发明的其他形式还提供了不同解剖结构的分类,例如通过使用极性成像和 / 或二次谐波的胶原。其还可以用于在相同解剖结构之间的不同之外之间进行区域,以检测导致诊断情况的异常。所有这些自动的以及定性的数据获得都不仅适于引导医生,而且还适用于自动化远程或自动化手术。

[0182] 已经充分描述了本发明的实质以及如何实施本发明,但并不认为有必要将说明延伸到本领域中的任何专家以理解其范围和由其获得的益处,而是要强调本发明可以在其基本原理之内以不同于实施例中所指出的细节的其他实施方式来实施,并且在基本原理不被改变、变化或修改的情况下,其仍被所要求保护的本发明覆盖。

[0183] 对附图标记的描述

[0184]

附图标记	描述
(1)	多峰或多谱图像获取单元
(2)	图像处理单元
(3)	内窥镜、胎儿镜或腹腔镜
(4)	红外光源
(5)	白色光源
(6)	光学元件
(7)	解剖结构、组织或血管结构
(8)	滤波器
(9)	透镜
(10)	视频照相机
(11)	视频照相机
(12)	红外图像
(13)	可视图象
(14a)	红色图像

(14b)	绿色图像
(14c)	蓝色图像
(15)	正常化方法
(16)	分割方法
(17)	追踪方法
(18)	映射方法
(19)	融合方法
(20)	增强的局部显示
(21)	增强的整体显示 y
(22)	电连接件

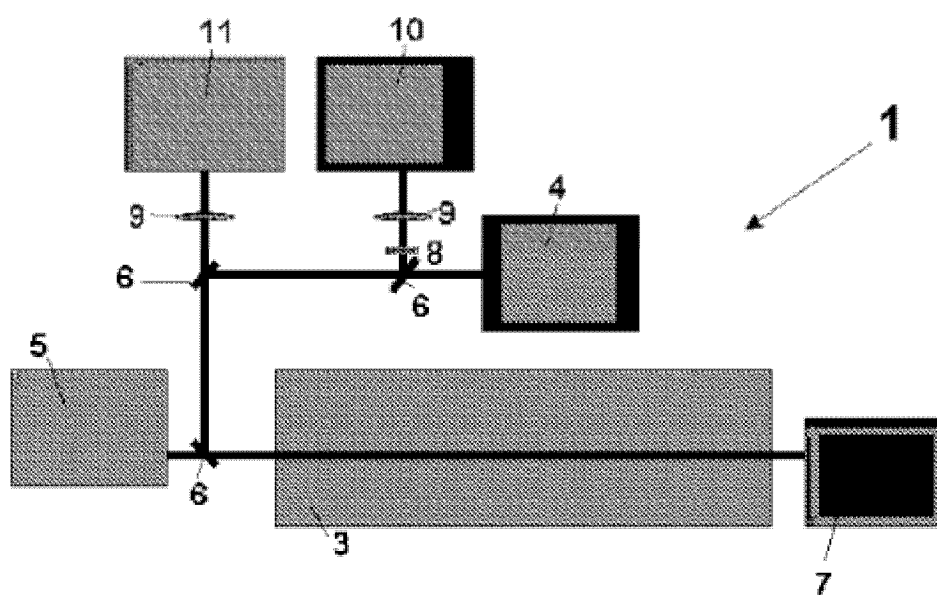


FIG. 1

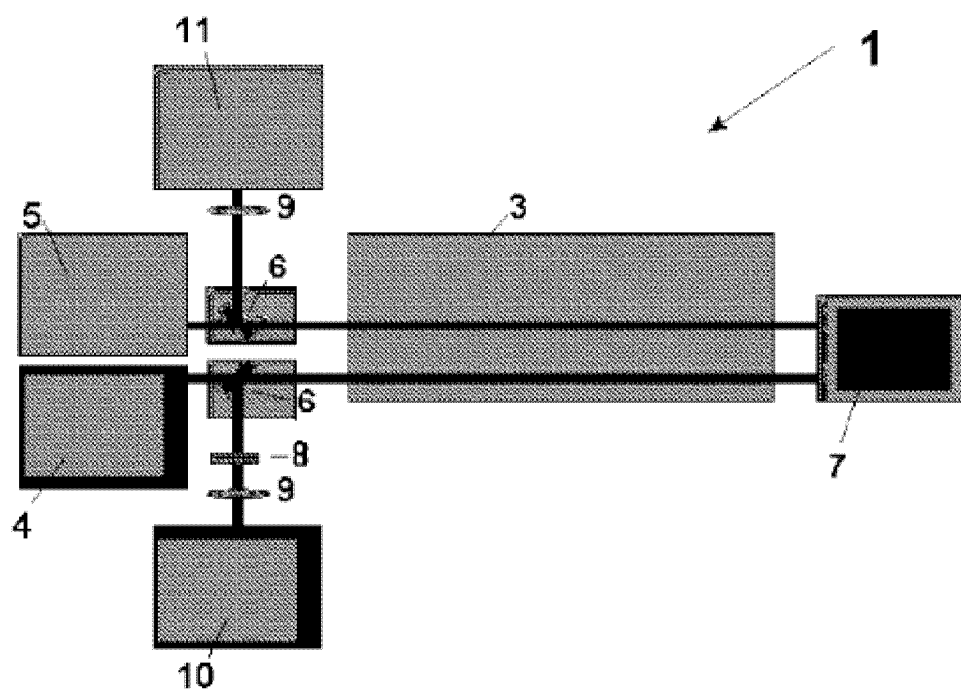


FIG. 2

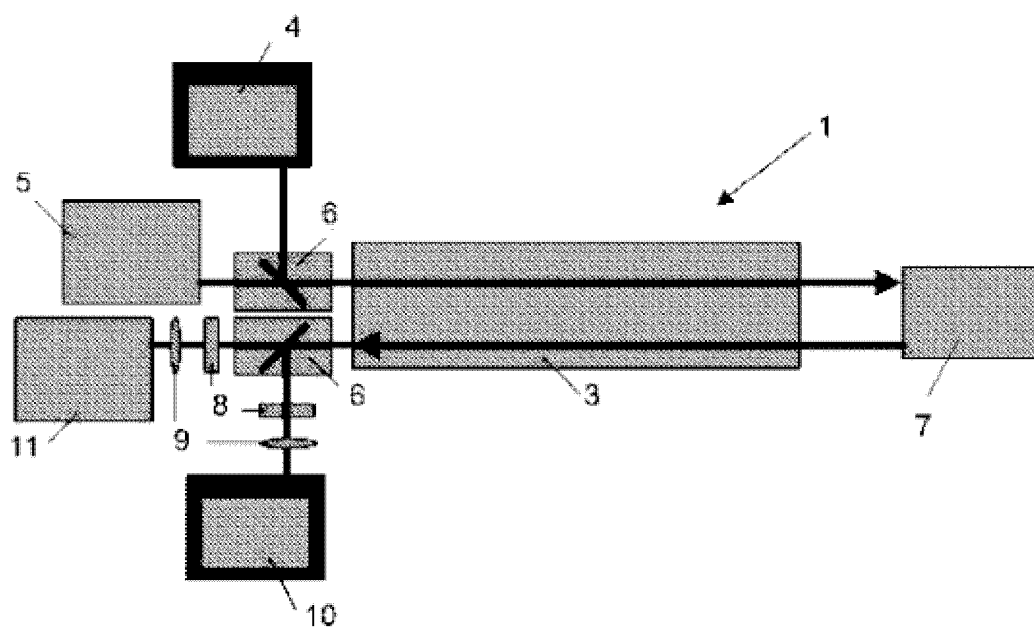


FIG. 3

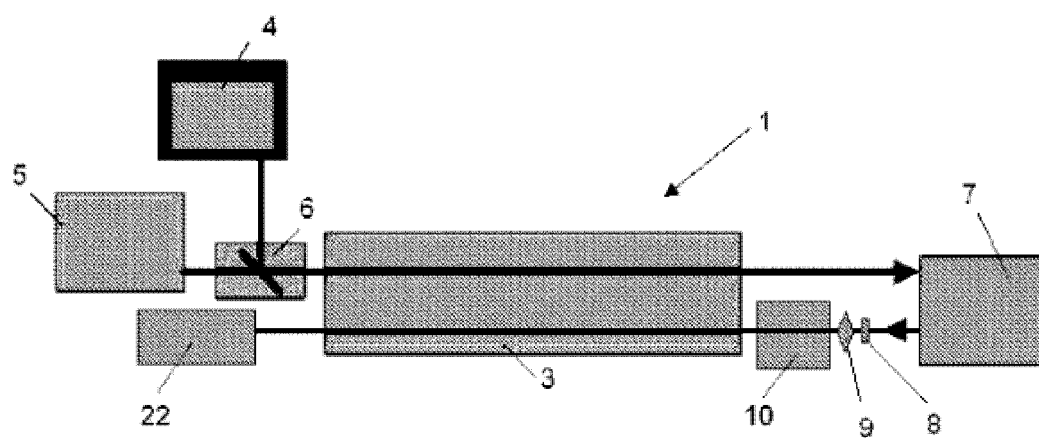


FIG. 4

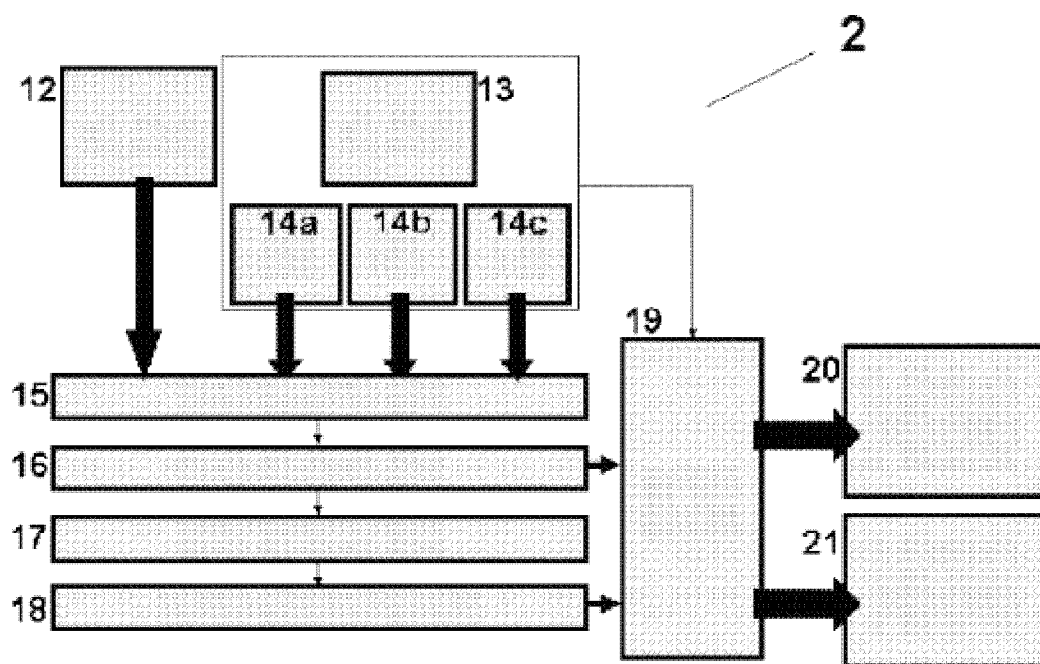


FIG. 5

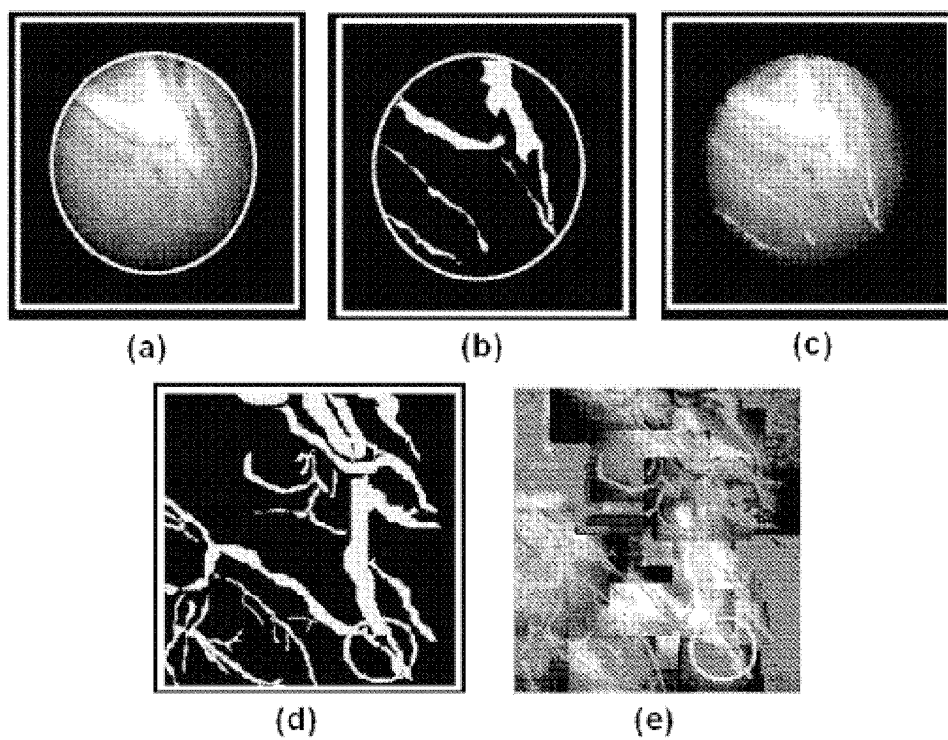


FIG. 6

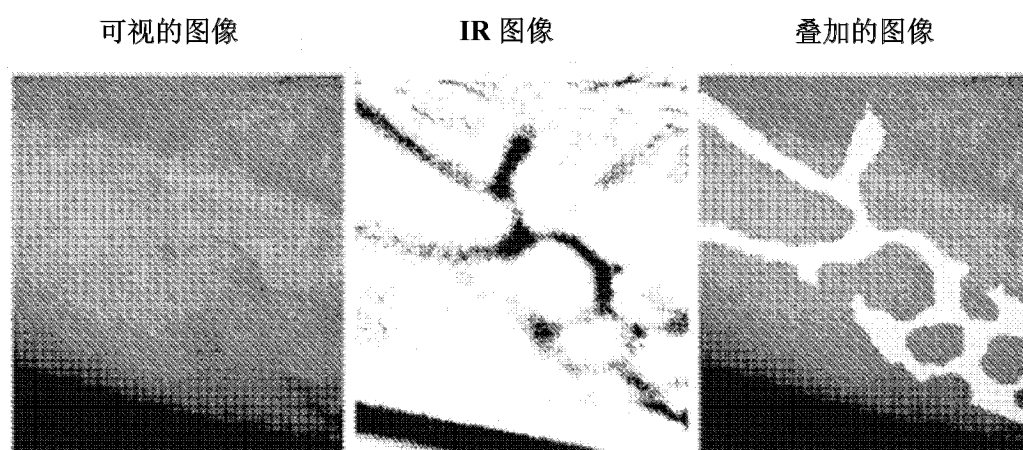


FIG. 7

专利名称(译)	用于解剖结构的红外显示设备及其信号处理方法		
公开(公告)号	CN102300498A	公开(公告)日	2011-12-28
申请号	CN200980155471.7	申请日	2009-12-10
[标]申请(专利权)人(译)	巴塞罗那大学		
申请(专利权)人(译)	巴塞罗那大学		
当前申请(专利权)人(译)	巴塞罗那大学		
发明人	艾多拉德·格拉塔克斯索尔索纳 伊凡·阿马特罗尔丹		
IPC分类号	A61B5/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B5/0086 A61B1/3132 A61B1/0684 A61B1/04 A61B1/00186 A61B5/02007 A61B1/00009 A61B1/063 A61B5/0075 A61B1/0638		
优先权	2008003513 2008-12-11 ES		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

用于解剖结构的红外显示的设备可应用于辅助医师进行内窥镜、胎儿镜或腹腔镜手术，并且用于进行信号处理以增强所述显示的方法包括两个一起工作的单元：多峰或多谱成像单元，其由包括内窥镜或胎儿镜或腹腔镜的装置构成，以及额外的光学系统以获得患者体内的多峰图像；以及图像处理单元，所述图像被传递到所述图像处理单元，包括具有导航接口的处理装置，以处理所述图像并显示患者的增强的解剖图像和内窥镜位置，装备有硬件和软件，该硬件和软件应用至少五种不同的增强显示的方法，即，正常化、分割、追踪、映射和熔合。

可视的图像

IR 图像

叠加的图像

