



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110769730 A

(43)申请公布日 2020.02.07

(21)申请号 201880038722.2

杨茜 陈凯诚 张玉旺

(22)申请日 2018.06.19

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

(30)优先权数据

公司 11021

17176592.8 2017.06.19 EP

代理人 赵金强 王新华

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

(51)Int.Cl.

2019.12.11

A61B 1/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

G06T 5/00(2006.01)

PCT/EP2018/066246 2018.06.19

G06T 5/10(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

G06T 5/40(2006.01)

W02018/234305 EN 2018.12.27

H04N 5/235(2006.01)

(71)申请人 安布股份有限公司

地址 丹麦巴勒鲁普

(72)发明人 芬恩·索尼伯格 布瑞恩·尼尔森

库尔特·阿兰·约翰松

塞巴斯蒂安·奥尔特加·扎夫拉

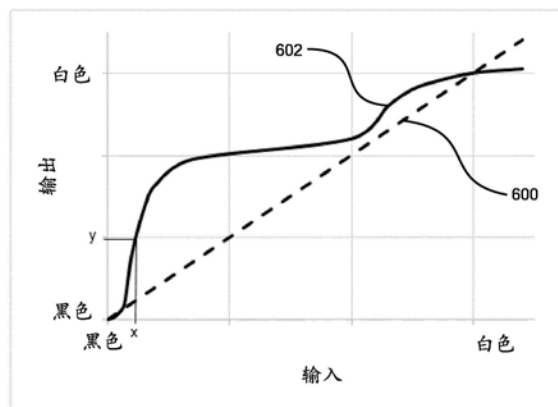
权利要求书3页 说明书11页 附图6页

(54)发明名称

非线性缩放模型处理图像数据的方法及医学视觉辅助系统

(57)摘要

提出了一种用于通过使用包括内窥镜和监视器的医学视觉辅助系统来获得和处理图像数据的方法。该内窥镜被构造为被插入体腔中,并且包括图像捕获设备和发光设备。该方法包括利用该发光设备照亮该图像捕获设备的视场、使用该图像捕获设备捕获图像数据、提供适于该体腔的非线性缩放模型、通过应用该非线性缩放模型来调整该图像数据,使得形成经调整的图像数据,并且该方法包括在该监视器上呈现该经调整的图像数据。



1. 用于处理使用医学视觉辅助系统获得的图像数据的方法, 该医学视觉辅助系统包括内窥镜和监视器, 其中该内窥镜被构造为被插入体腔中, 并且包括发光设备和用于捕获图像数据的图像捕获设备, 所述方法包括

提供适于该体腔的非线性缩放模型,  
通过应用该非线性缩放模型来调整该图像数据, 使得形成经调整的图像数据,  
在该监视器上呈现该经调整的图像数据。

2. 根据权利要求1所述的方法, 其中, 应用该图像捕获设备的曝光设置, 使得光没有使覆盖多于两个相邻像素、优选地多于单个像素的图像的区域饱和。

3. 根据前述权利要求中任一项所述的方法, 进一步包括  
应用强调该图像捕获设备的视场的中心部分的曝光设置。

4. 根据前述权利要求中任一项所述的方法, 其中, 该非线性缩放模型也适于该监视器。

5. 根据前述权利要求中任一项所述的方法, 其中, 该非线性缩放模型也适于该发光设备。

6. 根据前述权利要求中任一项所述的方法, 其中, 该非线性缩放模型是非线性强度缩放模型。

7. 根据权利要求6所述的方法, 其中, 该非线性强度缩放模型被构造为在该监视器上显示的该图像中, 以某种方式增加该图像的暗部分中的对比度、并降低具有中等光强度的图像部分中的对比度, 由此具有低像素强度值的像素被显著增强, 并且具有中间范围的像素强度值的像素仅被稍微调整或根本不调整。

8. 根据权利要求7所述的方法, 其中, 该非线性强度缩放模型是将输入强度映射到输出强度的缩放函数。

9. 根据权利要求8所述的方法, 其中, 该缩放函数能够设有弯曲部。

10. 根据权利要求9所述的方法, 其中, 该缩放函数具有第一部分, 该第一部分之后是第二部分, 该第二部分之后是第三部分, 并且其中该第二部分的平均斜率低于该第一部分的平均斜率和该第三部分的平均斜率。

11. 根据权利要求6至10中任一项所述的方法, 其中, 该通过应用该非线性强度缩放模型来调整该图像数据使得形成经调整的图像数据的步骤进一步包括

增加低强度图像数据子集, 其中该低强度图像数据子集包括具有最高达最大强度的25%的强度水平的图像数据, 以及

降低高强度图像数据子集, 其中该高强度图像数据子集包括具有从该最大强度的95%开始的强度水平的图像数据。

12. 根据前述权利要求中任一项所述的方法, 其中, 该非线性缩放模型被设置为通过第一增加因子来增加该低强度图像数据子集, 其中该第一增加因子大于用于该图像数据的其他子集的增加因子。

13. 根据前述权利要求中任一项所述的方法, 其中, 该提供适于该体腔的非线性缩放模型的步骤进一步包括

确定与该体腔相关的体腔类型, 以及  
基于该体腔类型选择该非线性缩放模型。

14. 根据前述权利要求中任一项所述的方法, 其中, 用于调整该图像数据的该非线性缩

放模型是从包括第一非线性缩放模型和第二非线性缩放模型的一组非线性缩放模型中选择的。

15. 根据权利要求14所述的方法, 其中, 该第一非线性缩放模型和该第二非线性缩放模型两者适于相同的监视器。

16. 根据权利要求15所述的方法, 其中, 使用一次性使用内窥镜获得该图像数据, 并且其中该监视器通过应用该非线性缩放模型来调整该图像数据。

17. 根据权利要求16所述的方法, 其中, 该第一非线性缩放模型和该第二非线性缩放模型被存储在该监视器中。

18. 医学视觉辅助系统, 该医学视觉辅助系统包括内窥镜和监视器, 其中该内窥镜被构造为被插入体腔中, 并且包括图像捕获设备和发光设备, 并且该监视器包括

图像数据处理设备, 该图像数据处理设备用于通过应用适于该体腔的非线性缩放模型来调整图像数据, 使得形成经调整的图像数据, 以及

显示设备, 该显示设备用于呈现该经调整的图像数据。

19. 根据权利要求18所述的医学视觉辅助系统, 其中, 该图像数据处理设备的曝光设置被构造为强调该图像捕获设备的视场的中心部分。

20. 根据权利要求18至19中任一项所述的医学视觉辅助系统, 其中, 该非线性缩放模型也适于被设置为该经调整的图像数据的接收者的显示设备。

21. 根据权利要求18至20中任一项所述的医学视觉辅助系统, 其中, 该非线性缩放模型也适于该发光设备。

22. 根据权利要求18至21中任一项所述的医学视觉辅助系统, 其中, 该非线性缩放模型是非线性强度缩放模型。

23. 根据权利要求22所述的医学视觉辅助系统, 其中, 该非线性强度缩放模型被构造为在被呈现在该显示设备上的该图像中, 以某种方式增加该图像的暗部分中的对比度, 并降低具有中等光强度的图像部分中的对比度, 由此具有低像素强度值的像素被显著增强, 并且具有中间范围的像素强度值的像素仅被稍微调整或根本不调整。

24. 根据权利要求23所述的医学视觉辅助系统, 其中, 该非线性强度缩放模型是将输入强度映射到输出强度的缩放函数。

25. 根据权利要求24所述的医学视觉辅助系统, 其中, 该缩放函数设有弯曲部。

26. 根据权利要求25所述的医学视觉辅助系统, 其中, 该缩放函数具有第一部分, 该第一部分之后是第二部分, 该第二部分之后是第三部分, 并且其中该第二部分的平均斜率低于该第一部分的平均斜率和该第三部分的平均斜率。

27. 根据权利要求22至26中任一项所述的医学视觉辅助系统, 其中, 用于通过应用非线性缩放模型来调整该图像数据的该图像数据处理设备被构造为增加低强度图像数据子集强度并且降低高强度图像数据子集强度, 其中该低强度图像数据子集包括最高达最大强度的25%的强度水平, 其中该高强度图像数据子集包括从该最大强度的95%开始的强度水平。

28. 根据权利要求18至27中任一项所述的医学视觉辅助系统, 其中, 该非线性缩放模型被设置为通过第一增加因子来增加该低强度图像数据子集的强度, 其中该第一增加因子大于用于该图像数据的其他子集的增加因子。

29. 根据权利要求18至28中任一项所述的医学视觉辅助系统,其中,该图像数据处理设备进一步被构造为确定与该体腔相关的体腔类型,并基于该体腔类型选择该非线性缩放模型。

30. 根据权利要求29所述的医学视觉辅助系统,其中,用于调整该图像数据的该非线性缩放模型是从包括第一非线性缩放模型和第二非线性缩放模型的一组非线性缩放模型中选择的。

31. 根据权利要求30所述的方法,其中,该第一非线性缩放模型和该第二非线性缩放模型两者适于该显示设备。

32. 根据权利要求31所述的方法,其中,使用一次性使用内窥镜获得该图像数据。

33. 根据权利要求32所述的方法,其中,该第一非线性缩放模型和该第二非线性缩放模型被存储在该监视器中。

34. 被构造为被插入体腔中的内窥镜,该内窥镜包括图像捕获设备和发光设备,并且形成根据权利要求18至33中任一项所述的医学视觉辅助系统的一部分。

35. 监视器,该监视器包括:图像数据处理设备,该图像数据处理设备用于通过应用适于体腔的非线性缩放模型来调整图像数据使得形成经调整的图像数据;以及显示设备,该显示设备用于呈现该经调整的图像数据,并且该监视器形成根据权利要求18至33中任一项所述的医学视觉辅助系统的一部分。

36. 计算机程序,该计算机程序包括计算机程序代码,当所述计算机程序在计算机上运行时,该计算机程序代码适于执行权利要求1至17中任一项所述的方法。

## 非线性缩放模型处理图像数据的方法及医学视觉辅助系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及内窥镜。更具体地讲,本发明涉及用于获得和处理图像数据的方法、医学视觉辅助系统、形成医学视觉辅助系统的一部分的内窥镜、以及形成视觉辅助系统的一部分的监视器。

### 背景技术

[0002] 内窥镜是用于目视检查比如人体的体腔等不可触及的地方的公知设备。典型地,内窥镜包括长形插入管,从操作者的视角来看,在该长形插入管的近端处具有手柄,而在该长形插入管的远端处具有比如带有图像传感器和光源的内置摄像头等视觉检查装置。内窥镜通常连接到监视器,以便在被插入到待观察的对象中时显示由摄像头捕获的图像。用于摄像头和光源(比如LED)的电线沿着长形插入管的内部从手柄延伸至远端处的端头。代替LED,内窥镜还可以是光纤的,在这种情况下光纤沿着长形插入管的内部延伸。

[0003] 为了能够操纵在体腔内部的内窥镜,内窥镜的远端可以包括具有增大的柔性的区段,例如,铰接式端头部允许操作者弯曲这个区段。典型地,这通过张紧或松弛拉线来完成,拉线也沿着长形插入管的内部从铰接式端头部延伸到手柄的控制机构。此外,工作通道可以沿着插入管的内部从手柄延伸到端头,例如允许从体腔中移除液体或者允许外科手术器械等插入体腔中。

[0004] 为了降低交叉污染的风险并避免使用后清洁内窥镜的繁琐程序,令人期望的是提供被设计用于一次性使用的内窥镜。为了将成本保持在较低水平,一次性使用的内窥镜通常被设计成具有尽可能少的部件。然而,仍然令人期望的是获得在屏幕上显示的最佳可能图像。在复杂的可重复使用内窥镜中,确保图像质量的一种方式是通过提供充分照亮待观察对象的光源来实现的,并且来自光源的光强度甚至可以通过分析由摄像头捕获的图像来自动调节。在一次性使用的内窥镜中,令人期望的是具有简单的光源(比如LED),该光源可以设置在远侧端头处,而不需要比如透镜、光导或反光元件等任何光学部件来聚焦、成形或分布从LED发出的光。这种构型的实例从WO 14106511中已知。

[0005] 虽然,这种构型由于设计简单而是令人期望的,但是光源可能引导待观察的对象的部分过度曝光,从而导致图像传感器的像素饱和,使得丢失关于所观察的对象的信息。因此,为了获得关于待观察的对象所期望的信息,监视器上显示的图像将在某些区域显得太亮、而在其他区域显得太暗。当内窥镜被插入到管状结构(比如人的肺部)中时,情况尤其如此。

[0006] 鉴于此,目的是提供一种以简单且成本有效的方式改善图像质量的方法和内窥镜系统。

### 发明内容

[0007] 因此,本发明优选地寻求单独地或以任何组合来减轻、缓解或消除本领域中上述缺陷和缺点中的一个或多个,并且至少解决上述问题,例如通过根据第一方面提供一种用

于处理使用包括内窥镜和监视器的医学视觉辅助系统获得的图像数据的方法,其中该内窥镜被构造成被插入到体腔中,并且包括发光设备以及用于捕获图像数据的图像捕获设备,所述方法包括提供适于该体腔的非线性缩放模型、通过应用非线性缩放模型来调整该图像数据,使得形成经调整的图像数据,从而在该监视器上呈现该经调整的图像数据。

[0008] 优点是,通过使用非线性缩放模型并使此模型适于体腔,操作者可以容易且快速地分析基于经调整的图像数据的、被呈现在监视器上的图像,这进而意味着改善的健康监护。

[0009] 该方法可以进一步包括应用图像捕获设备的曝光设置,使得光没有使覆盖多于两个相邻像素、优选地多于单个像素的图像的区域饱和。

[0010] 优点是信息不会在图像的曝光过度区域中丢失。图像的最暗的区域可能会变得更暗,但信息仍在像素中。通过应用非线性缩放模型,将使得最暗区域中的信息对用户是可见的。

[0011] 该方法可以进一步包括应用强调图像捕获设备的视场的中心部分的曝光设置。

[0012] 在检查管形状的 (tube-formed) 空腔的情况下优点是,通过强调中心部分,反映这个部分的图像数据将包括附加信息,这进而意味着图像数据的细化结果 (例如通过使用非线性缩放模型) 可以在稍后阶段完成,使得附加细节对操作者是可见的。

[0013] 非线性缩放模型也可以适于监视器。

[0014] 不同的监视器可以不同地处理图像数据,并且从而通过知道正在使用哪种类型的监视器,非线性缩放模型可以相应地被适配,这进而使得操作者可以容易地分析监视器上呈现的图像。

[0015] 该非线性缩放模型也可以适于发光设备。

[0016] 不同的发光设备可以不同地启亮 (enlighten) 体腔。因此,通过知道内窥镜正在使用哪种类型的发光设备,该非线性缩放模型可以被适配,这进而使得操作者可以容易地分析监视器上呈现的图像。

[0017] 该非线性缩放模型可以是非线性强度缩放模型,比如非线性伽马校正模型。

[0018] 非线性强度缩放模型可以被构造为在监视器上显示的图像中,以某种方式增加该图像的暗部分中的对比度,并降低具有中等光强度的图像部分中的对比度,由此具有低像素强度值的像素被显著增强,并且具有中间范围的像素强度值的像素仅被稍微调整或根本不调整。

[0019] 因此,非线性缩放模型可以向具有中间范围像素强度值的像素提供比由标准伽马函数提供的平均增益更低的平均增益,向具有低像素强度值的像素提供与非线性缩放模式相同的平均增益。标准伽马函数定义为:

[0020]  $V_{\text{输出}} = V_{\text{输入}}^\gamma$

[0021] 这样的优点是,看起来好像光源可以以相同的光强度照亮靠近内窥镜端头的区域和更远离内窥镜端头的区域二者。

[0022] 图像的暗部分可以被定义为具有在最大强度的0%和7%之间的强度的图像部分。图像的具有中等光强度的部分可以被定义为具有在最大强度的8%和30%之间的强度的图像部分。

[0023] 非线性强度缩放模型可以是将输入强度映射到输出强度的缩放函数。

[0024] 缩放函数可以设置有弯曲部,即缩放函数的斜率可以既不连续增加也不连续减小。在一些实施例中,缩放函数具有第一部分,该第一部分之后是第二部分,该第二部分之后是第三部分,并且其中该第二部分的平均斜率低于该第一部分的平均斜率和该第三部分的平均斜率。

[0025] 这允许将高增益提供给图像的暗部分,将低增益提供给具有中等光强度的图像部分,同时利用监视器的整个动态范围。

[0026] 通过应用非线性强度缩放模型来调整图像数据使得形成经调整的图像数据的步骤可以进一步包括增加低强度图像数据子集的程度以及降低高强度图像数据子集的程度,其中该低强度图像数据子集包括具有最高达最大强度的25%的强度水平的图像数据,其中该高强度图像数据子集包括具有从最大强度的95%开始的强度水平的图像数据。

[0027] 这样做的优点是,操作者可以容易地分析表示体腔的位于远处(相对于图像捕获设备)区域的经调整的图像数据。

[0028] 非线性缩放模型可以被设置为通过第一增加因子来增加低强度图像数据子集的程度,其中该第一增加因子大于用于图像数据的其他子集的程度因子。

[0029] 将低图像强度图像数据子集的程度增加到比图像数据的其余部分更高的程度的优点在于,操作者可以容易地分析体腔的位于远处的区域。

[0030] 提供适于体腔的非线性缩放模型的步骤可以进一步包括确定与体腔相关的体腔类型,以及基于该体腔类型选择该非线性缩放模型。

[0031] 这样的优点是,可以考虑不同体腔的形状和光反射特性方面的差异,这进而提供了可以针对不同体腔定制非线性缩放模型,这进而使得可以为宽范围的不同体腔提供可以经由监视器容易地分析的图像。

[0032] 在一些实施例中,用于调整图像数据的该非线性缩放模型是从包括第一非线性缩放模型和第二非线性缩放模型的一组非线性缩放模型中选择的。

[0033] 在一些实施例中,该组包括至少3个、至少4个或至少5个非线性缩放模型。

[0034] 在一些实施例中,该第一非线性缩放模型和该第二非线性缩放模型两者适于相同的监视器。

[0035] 在一些实施例中,使用一次性使用内窥镜获得该图像数据,并且其中该监视器通过应用非线性缩放模型来调整图像数据。

[0036] 在一些实施例中,该第一非线性缩放模型和该第二非线性缩放模型存储在该监视器中。

[0037] 根据第二方面,提供了一种包括内窥镜和监视器的医学视觉辅助系统,其中该内窥镜被构造成被插入到该体腔中并且包括图像捕获设备和发光设备,并且该监视器包括:图像数据处理设备,该图像数据处理设备用于通过应用适于该体腔的非线性缩放模型来调整图像数据,使得形成经调整的图像数据;以及显示设备,该显示设备用于呈现该经调整的图像数据。

[0038] 优点是,通过使用非线性缩放模型并使此模型适于体腔,操作者可以容易且快速地分析基于经调整的图像数据的、被呈现在监视器上的图像,这进而意味着改善的健康监护。

[0039] 此外,该图像数据处理设备的曝光设置可以被构造成强调该图像捕获设备的视场

的中心部分。

[0040] 在检查管形状的空腔的情况下优点是,通过强调中心部分,反映这个部分的图像数据将包括附加信息,这进而意味着图像数据的细化结果(例如通过使用非线性缩放模型)可以在稍后阶段完成,使得附加细节对操作者是可见的。

[0041] 该非线性缩放模型也可以适于被设置为经调整的图像数据的接收者的显示设备。

[0042] 不同的监视器可以不同地处理图像数据,并且从而通过知道正在使用哪种类型的监视器,非缩放模型可以相应地被适配,这进而使操作者可以容易地分析监视器上呈现的图像。

[0043] 该非线性缩放模型也可以适于发光设备。

[0044] 不同的发光设备可以不同地启亮体腔。因此,通过知道内窥镜正在使用哪种类型的发光设备,该非缩放模型可以被适配,这进而使操作者可以容易地分析监视器上呈现的图像。

[0045] 该非线性缩放模型可以是非线性强度缩放模型,比如非线性伽马校正模型。

[0046] 非线性强度缩放模型可以被构造为在监视器上显示的图像中,以某种方式增加该图像的暗部分中的对比度,并降低具有中等光强度的图像部分中的对比度,由此具有低像素强度值的像素被显著增强,并且具有中间范围的像素强度值的像素仅被稍微调整或根本不调整。

[0047] 因此,非线性缩放模型可以向具有中间范围像素强度值的像素提供比由标准伽马函数提供的平均增益更低的平均增益,向具有低像素强度值的像素提供与非线性缩放模式相同的平均增益。标准伽马函数定义为:

[0048]  $V_{\text{输出}} = V_{\text{输入}}^\gamma$

[0049] 这样的优点是,看起来好像光源可以以相同的光强度照亮靠近内窥镜端头的区域和更远离内窥镜端头的区域二者。

[0050] 图像的暗部分可以被定义为具有在最大强度的0%和7%之间的强度的图像部分。图像的具有中等光强度的部分可以被定义为具有在最大强度的8%和30%之间的强度的图像部分。

[0051] 非线性强度缩放模型可以是输入强度映射到输出强度的缩放函数。

[0052] 缩放函数可以设置有弯曲部,即缩放函数的斜率可以既不连续增加也不连续减小。在一些实施例中,缩放函数具有第一部分,该第一部分之后是第二部分,该第二部分之后是第三部分,并且其中该第二部分的平均斜率低于该第一部分的平均斜率和该第三部分的平均斜率。

[0053] 这允许将高增益提供给图像的暗部分,将低增益提供给具有中等光强度的图像部分,同时利用监视器的整个动态范围。

[0054] 用于通过应用非线性缩放模型来调整图像数据的该图像数据处理设备可以被构造为增加低强度图像数据子集的程度并且降低高强度图像数据子集的程度,其中该低强度图像数据子集包括最高达最大强度的25%的程度水平,其中该高强度图像数据子集包括从最大强度的95%开始的程度水平。

[0055] 这样做的优点是,操作者可以容易地分析表示体腔的位于远处(相对于图像捕获设备)区域的经调整的图像数据。

[0056] 非线性缩放模型可以被设置为通过第一增加因子来增加低强度图像数据子集**的强度**,其中该第一增加因子大于用于图像数据的其他子集的强度因子。

[0057] 将低图像强度图像数据子集的强度增加到比图像数据的其余部分更高的程度的优点在于,操作者可以容易地分析体腔的位于远处的区域。

[0058] 该图像数据处理设备可以进一步被构造为确定与体腔相关的体腔类型,并且基于该体腔类型选择该非线性缩放模型。

[0059] 这样的优点是,可以考虑不同体腔的形状和光反射特性方面的差异,这进而提供了可以针对不同体腔定制非线性缩放模型,这进而使得可以为宽范围的不同体腔提供可以经由监视器容易地分析的图像。

[0060] 在一些实施例中,用于调整图像数据的该非线性缩放模型是从包括第一非线性缩放模型和第二非线性缩放模型的一组非线性缩放模型中选择的。

[0061] 在一些实施例中,该第一非线性缩放模型和该第二非线性缩放模型两者适于显示设备。

[0062] 在一些实施例中,使用一次性使用内窥镜获得该图像数据。

[0063] 在一些实施例中,该第一非线性缩放模型和该第二非线性缩放模型存储在该监视器中。

[0064] 根据第三方面,提供了一种被构造成被插入体腔中的内窥镜。这个内窥镜包括图像捕获设备和发光设备,并且形成根据第二方面的医学视觉辅助系统的一部分。

[0065] 根据第四方面,提供了一种监视器,该监视器包括:图像数据处理设备,该图像数据处理设备用于通过应用适于体腔的非线性缩放模型来调整图像数据使得形成经调整的图像数据;以及显示设备,该显示设备用于呈现该经调整的图像数据,并且该监视器形成根据第二方面的医学视觉辅助系统的一部分。

[0066] 根据第五方面,提供了一种计算机程序,该计算机程序包括计算机程序代码,当所述计算机程序在计算机上运行时,所述计算机程序代码适于执行根据第一方面的方法。

[0067] 根据第六方面,提供了一种用于通过使用医学视觉辅助系统来获得和呈现图像数据的方法,该医学视觉辅助系统包括内窥镜和监视器,其中该内窥镜被构造为被插入体腔中并且包括图像捕获设备和发光设备,所述方法包括:利用发光设备照亮该图像捕获设备的视场、使用该图像捕获设备捕获该图像数据、提供适于该体腔的非线性缩放模型、通过应用非线性缩放模型来调整该图像数据,使得形成经调整的图像数据,并且所述方法在监视器上呈现该经调整的图像数据。

## 附图说明

[0068] 参考附图,通过以下对本发明优选实施例的说明性而非限制性的详细描述,将更好地理解本发明的上述以及附加目的、特征和优点,在附图中:

[0069] 图1展示了内窥镜的实例。

[0070] 图2展示了可以连接到图1中展示的内窥镜的监视器的实例。

[0071] 图3是展示用于在通过例如图2中展示的监视器将图像数据呈现给操作者之前处理图像数据的多个步骤的流程图。

[0072] 图4总体上展示了被放置在支气管内部的内窥镜的端头部。

- [0073] 图5展示了描绘支气管的内部、由内窥镜捕获的图像的实例。
- [0074] 图6展示了伽马校正模型的实例,该伽马校正模型进而是根据本发明的非线性缩放模型的实例。
- [0075] 图7a展示了在应用图6的伽马校正模型之前的图像数据的实例。
- [0076] 图7b展示了在应用图6的伽马校正模型之后的图像数据的实例。
- [0077] 图8是展示了用于在呈现在监视器上之前处理图像数据的方法的步骤的流程图。

### 具体实施方式

[0078] 图1展示了内窥镜100的实例。这个内窥镜可以适于一次性使用。内窥镜100设有手柄102,该手柄被附接到设有弯曲区段106的插入管104。插入管104以及弯曲区段106可以设有一个或若干个工作通道,使得比如夹持设备等器械可以经由内窥镜被插入人体中。该一个或若干个通道的一个或多个出口孔可以被设置在内窥镜100的端头部108中。除了出口孔之外,摄像头传感器(比如CMOS传感器或任何其他图像捕获设备)以及一个或若干个光源(比如发光二极管(LED)或任何其他发光设备)可以被放置在端头部108中。通过使图2中展示的摄像头传感器和光源以及监视器200被构造为基于由摄像头传感器捕获的图像数据显示图像,操作者能够看到并分析人体的内部,以便例如定位用于采集样本的位置。此外,由于通过摄像头传感器和监视器可以得到的视觉反馈,操作者将能够以精确的方式控制器械。此外,由于一些疾病或健康问题可能导致自然色或其他视觉症状方面的移位,因此操作者配备了用于基于通过摄像头传感器和监视器提供的图像数据进行诊断的有价值的输入。

[0079] 为了使操作者可以引导摄像头传感器使得可以获得不同的视场,内窥镜包括弯曲区段106,该弯曲区段可以相对于插入管104在不同的方向上弯曲。操作者可以通过使用被放置在手柄102上的旋钮110来控制弯曲区段106。图1中展示的手柄102被设计成使得旋钮106由操作者的拇指控制,但是其他设计也是可能的。为了控制通过工作通道提供的夹持设备或其他设备,可以使用按钮112。图1中展示的手柄102被设计成使得操作者的食指用于控制夹持设备,但是其他设计也是可能的。

[0080] 由摄像头传感器捕获的图像数据以及可选地由放置在端头部中的其他传感器捕获的其他数据可以经由连接电缆114和连接器116传输到图2中展示的监视器200。即使展示了基于线的数据传输,通过使用无线数据传输来传送图像数据是同样可能的。

[0081] 监视器设备200优选地是可重复使用的一件设备。通过具有一次性使用的一件设备和可重复使用的另一件设备,大部分数据处理能力可以被放置在可重复使用的该件设备中,以便在从健康角度来看使用安全的同时达到成本效益水平。

[0082] 与例如摄像头传感器的操作密切相关的数据处理操作(比如读取图像数据)可以在内窥镜本身中执行,而需要更多计算能力的更复杂的数据处理操作可以在监视器200中执行。因为大多数更复杂的数据处理操作与图像数据处理相关,所以图像信号处理器(ISP)可以设置在监视器中并用于图像数据处理操作。

[0083] 为了能够在监视器上显示图像(例如对正被检查的身体的内部进行描绘的图像),使得操作者能够容易地对此做出解释并由其得出结论,由图像传感器捕获的图像数据可以在多个步骤中进行处理。下面通过举例给出了图3中展示的一系列步骤300,为了能够以操作者容易利用的方式呈现图像可以进行该系列步骤。

[0084] 在第一步骤302中,使用内窥镜(比如图1中展示的内窥镜)捕获包括像素的图像数据,每个像素设有至少一个像素强度值。

[0085] 在第二步骤304中,通过使用与例如曝光相关的ISP设置可以进行调整,以便于准备捕获在稍后阶段可以被完善的图像数据。如果检测到曝光设置没有被正确调整,例如因为图像数据的大部分曝光过度和/或曝光不足,则可以改变曝光设置。这个步骤可以在内窥镜中执行。

[0086] 在第三步骤306中,图像数据可以被去马赛克,例如从拜耳水平颜色空间转换到RGB颜色空间。例如,在这个步骤中,可以进行所谓的弗里曼(Freeman)插值(在US 4,774,565中描述),以便去除图像数据中的颜色伪像。然而,也可以应用用于去马赛克的其他算法。

[0087] 在第四步骤308中,可以进行色温调整。这种调整可以基于用户输入。例如,操作者可能已经选择了被称为“暖”的色温方案,该方案包括温暖的淡黄色,并且在这个步骤中图像数据适于符合这个色温方案。

[0088] 在第五步骤310中,作为色温调整的补充或替代,可以为不同的颜色通道设置独立增益,在大多数情况下这些颜色通道是红色、绿色和蓝色(RGB)。这个增益设置可以基于用户输入。

[0089] 在第六步骤312中,可以进行伽马校正。伽马校正在此上下文中应被理解为在不同跨度中增加或减少多少像素强度值,以提供使得暗区域(即低像素强度值)和亮区域(即高像素强度值)中的细节对于操作者是可见的。如下文将进一步详细描述和图6中进一步展示,这个步骤可以通过使用非线性缩放模型(例如非线性伽马校正模型)来进行。使用非线性伽马校正模型具有这样的效果,即,例如,具有低像素强度值的第一像素(虽然高于零)被显著放大,即,低像素强度值被显著增加,而具有中间范围像素强度值的第二像素仅被轻微调整或者根本没有调整。通过以这种方式使用非线性缩放模型,曝光不足区域的细节对于分析通过监视器200提供的图像的操作者来说变得更加容易分析。

[0090] 非线性缩放模型可以优选地结合图像捕获设备的曝光设置的控制来应用,使得避免过度曝光,并且从而避免像素饱和。如果存在大部分像素饱和的区域,则这个区域中的实际结构上的信息会丢失,并且不能被恢复。优选地,曝光设置被选择成使得光没有使覆盖多于两个相邻像素、优选地多于单个像素的图像的区域饱和。

[0091] 即使被展示为在第三步骤306之后执行,在替代性实施例中,伽马校正可以在与去马赛克相关的第三步骤306之前进行。

[0092] 在第七步骤314中,可以进行颜色增强。在第六步骤312中进行的伽马校正的结果可能是图像数据失去其颜色强度。因此,通过使得颜色增强在伽马校正之后进行,可以在伽马校正之后调整颜色强度,并且因此补偿由伽马校正引起的影响。可以基于进行饱和增益来进行调整,并且在这个步骤中选择多少增益可以基于在前一步骤中使用的伽马水平,即,在若干替换性方案可用的情况下在前一步骤中使用的非线性伽马校正模型。例如,如果在前一步骤中使用的伽马水平仅提供了与线性伽马校正模型的轻微偏差,则与在前一步骤中使用的伽马水平显著偏离线性伽马校正模型相比,对颜色增强的需求可能更少。

[0093] 在第八步骤316中,可以进行去噪/锐化。这个步骤可以既包括识别由时间效应、空间效应和信号水平效应引起的噪声(例如固定模式噪声),又包括然后去除这个噪声。

[0094] 在第九步骤318中,如果不同于当前大小,则图像数据可以被缩放以便达到预设大小。

[0095] 在第十步骤320中,在第十一步骤322中保存图像数据之前,图像数据可以从一种形式转换到另一种形式,在这个特定实例中为从10位格式转换到8位格式。

[0096] 在第十二步骤324中,在第十三步骤326中显示图像数据之前,图像数据可以从一种形式转换到另一种形式,在这个特定实例中为从10位格式转换到6位格式。

[0097] 第三步骤306至第十步骤320、以及第十二步骤324可以在设置在监视器200中的所谓的FPGA(现场可编程门阵列)设备中进行。

[0098] 即使以某种顺序举例说明,不同的顺序也是可能的。此外,如果例如基于图像数据的质量和/或监视器上显示的图像的要求被认为不必要,则可以省略一个或若干步骤。

[0099] 通过举例,如图4展示,当使用内窥镜402(类似于图1中展示的内窥镜100)检查支气管400时,被放置在摄像头传感器406旁边的光源404a、404b可能导致支气管的位于附近的第一区域408被光源404a、404b显著点亮,而由于支气管的管状形状的形式而位于远处的第二区域410可能根本不会被光源404a、404b点亮,或者被这些光源点亮至少少于第一区域。因此,由于支气管的管状形状的形式,第一区域408可能曝光过度,而第二区域410可能曝光不足。

[0100] 图5展示了从人的支气管捕获的图像的实例,该图清楚地展示了相对于图4呈现的效果。图像的外部区域508(对应于图4中展示的位于附近的区域408)曝光过度、尤其是右上角部,并且中心区域510(对应于图4中展示的位于远处的区域410)曝光不足。具有曝光过度区域和曝光不足区域的影响是操作者将不能分析支气管的对应于这些区域的部分。

[0101] 为了补偿体腔(比如,如图4和图5中通过举例展示的支气管)的形状和反光特性,可以使用非线性伽马校正模型,如图6中通过举例展示的。

[0102] 如图4展示的,像素饱和通常是示出了内窥镜的端头部附近的通道(在该通道中操作内窥镜)中的近侧壁的图像部分上的问题。这些区域易于曝光过度。当更深地观察通道的远端(即更远离内窥镜的端头且因此更远离光源的区域)时,不能看到更暗的细节是个问题。

[0103] 这个问题可以通过实施以下方法来解决。当抓取图像数据时,例如在如图4展示的条件下,像素的灵敏度被调整到即使在具有高的光强度的图像部分中像素饱和也不可能发生的水平。这种调整可以通过设置曝光时间和图像数据的像素的增益(灵敏度)来执行。

[0104] 这将具有这样的结果,即图像中的光强度较低的部分中的像素甚至更暗,并且当用户像这样观看图像时这些部分中细节将是不可分辨的。然而,关于这些部分中的细节的信息仍然存在,并且通过进行非线性缩放(比如图6中示出的非线性伽马校正),可以处理图像使得亮部分和暗部分两者中的细节对于用户是可分辨的。

[0105] 可以参考图6来描述非线性缩放,该图示出了如何执行从原始(输入)图像到经缩放的(输出)图像的缩放。

[0106] 在简单的实例中,像素可以被逐个缩放,即在输入图像中具有值 $x$ 的像素将在输出图像中获得值 $y$ 。如图6中朝向输入轴线的黑色端部所示,由于曲线在较暗区域的陡斜率, $x$ 的小变化将导致 $y$ 的相当较大的变化。这将既使得较暗区域中的增加的对比度,并且其也将提高暗区域的水平,即这些区域将获得更高的光强度。

[0107] 图6中的直的虚线600是一对一缩放,这将根本不会改变图像。如所提及的,曲线602将显著增加图像的暗部分中的对比度,并使最暗区域中的信息对于用户是可见的。同时,由于曲线的相对平坦的斜率,降低了具有中等光强度的区域中的对比度。这具有的目的是:不会使已经处于相对较亮的区域太亮以至于用户无法分辨图像中的细节。

[0108] 这种非线性对比度缩放的效果是,输出图像优选地应该看起来好像光源以相同的光强度照亮靠近内窥镜端头的区域和更远离内窥镜端头的区域。

[0109] 曲线的确切形状将决定将如何缩放图像。实际上,将提供稍微不同形状的曲线,并且用户将在用户界面中的不同选项之间对选项进行选择,从而使用这些曲线中的一条曲线。可替代地,曲线的选择可以自动进行,例如基于来自正被检查的体腔的图像的初始分析。

[0110] 图7a和图7b通过举例展示了图像,这些图像描绘了在已经应用图6中展示的伽马校正模型之前和之后的支气管。在图7a中,其展示了在已经应用伽马校正模型之前,图像的中心部分710a、710b,即支气管的位于相对远离摄像头传感器的部分(其对应于图4中的第二区域410)是暗的,因此操作者难以分析。在图7b中,在已经应用了伽马校正模型之后,这些中心部分710c、710d不太暗,这具有可以容易地对其分析的积极效果。

[0111] 不同的体腔以不同的方式成形。因此,通过针对不同体腔具有不同的伽马校正模型,可以容易地转换图像数据,使得操作者可以更容易地分析这个图像数据并基于该图像数据做出相关结论。例如,图6中展示的伽马校正模型可以用于在人体支气管中捕获的图像数据。正被检查的体腔可以通过例如监视器被提供为用户输入,但是它也可以由内窥镜和/或监视器本身(例如通过对由图像捕获设备获得的图像数据进行分析)自动检测。

[0112] 通过应用非线性伽马校正模型来变换图像数据需要数据处理能力。由于内窥镜可以是一次性使用的一件设备,以确保消除患者之间交叉污染的风险,因此图像数据处理操作(比如应用伽马校正模型)可以有利地在监视器中执行,该监视器是可重复使用的一件设备,以保持总的操作成本较低。

[0113] 图8总体展示了流程图800,该流程图展示了用于通过使用包括内窥镜和监视器的医学视觉辅助系统来处理图像数据的方法。内窥镜(如图1和图4中展示的内窥镜)被构造为被插入体腔中,并且包括图像捕获设备和发光设备,并且监视器被构造为用于呈现图像数据,如图2中展示的监视器。该方法包括四个主要步骤。

[0114] 在第一步骤802中,利用发光设备照亮图像捕获设备的视场。

[0115] 在第二步骤804中,使用图像捕获设备捕获图像数据。

[0116] 在第三步骤806中,提供了适于体腔的非线性缩放模型。

[0117] 在第四步骤808中,通过应用非线性缩放模型来调整图像数据,使得形成经调整的图像数据。

[0118] 再次参考图1,为了减少从图像传感器传输的图像数据中的噪声的影响,已知的是屏蔽被放置在插入管102内部的插入管电缆和在使用中设置在内窥镜100和监视器200之间的连接电缆114。通过这样做,可以降低使图像数据受到来自其他地方的信号影响的风险,这样使得由监视器200接收的图像数据中存在较少的噪声。

[0119] 然而,屏蔽插入管电缆和连接电缆的缺点是增加的生产成本、还以及由于需要附加的材料而增加的环境成本。与对于要多次使用的其他设备相比,这对于一次性使用内窥

镜更相关。

[0120] 另一缺点是,通过使插入管电缆屏蔽,插入管102的柔性可能降低,这可能示出操作弯曲区段106需要附加的能量和/或弯曲区段106的范围由于屏蔽而受到限制。

[0121] 因为噪声的至少一部分是周期性噪声,或者换句话说说是固定模式噪声,所以代替屏蔽插入管电缆和/或连接电缆114,可以使插入管电缆和/或连接电缆114不被屏蔽,或者使其设有减小的屏蔽,并且对监视器200中的图像数据进行去噪,以便去除或者至少降低图像数据中的噪声。

[0122] 如果以规则的间隔逐行读出图像传感器,则周期性噪声(例如由时钟频率引起的噪声)将以规则性存在于图像数据中,这可以示出在第一方向上比在第二方向上存在更多的噪声。例如,可以被表示为具有行和列的矩阵的图像数据在水平方向(即列噪声)上可能比在竖直方向(即行噪声)上具有更强的噪声存在。

[0123] 因此,为了提供具有改善的灵活性的成本有效的一次性使用内窥镜,可以利用如下呈现的用于对图像数据进行去噪的方法。

[0124] 一种用于对包括第一方向上的第一方向噪声和第二方向上的第二方向噪声的图像数据进行去噪的方法,其中第一方向噪声大于第二方向噪声,所述方法包括

[0125] 从设置在内窥镜100的端头部108中的图像传感器接收包括第一方向上的第一像素和第二方向上的第二像素的图像数据,以及

[0126] 执行图像数据和方向偏置的周期性噪声补偿核之间的卷积,其中方向偏置的周期性噪声补偿核是平均化核和锐化核之间的卷积,其中方向偏置的周期性噪声补偿核在第一方向和第二方向上提供图像数据的相等平均化,并且在第二方向上提供锐化。

[0127] 方向偏置的周期性噪声补偿核可以仅在第二方向上提供锐化。

[0128] 第一方向和第二方向可以是垂直的。

[0129] 内窥镜100可以包括连接到图像传感器的插入管电缆,其中插入管电缆可以是非屏蔽的。

[0130] 内窥镜100可以包括连接到插入管电缆的连接电缆114,其中连接电缆可以是非屏蔽的。

[0131] 可以在连接到内窥镜100的监视器200中进行执行图像数据和方向偏置的周期性噪声补偿核之间的卷积的步骤。

[0132] 方向偏置的周期性噪声补偿核可以是:

[0133] 

-1/3	-1/3	-1/3
------	------	------

[0134] 

1	1	1
-1/3	-1/3	-1/3

[0135] 平均化核可以是:

[0136] 

1/9	1/9	1/9
1/9	1/9	1/9

1/9	1/9	1/9
-----	-----	-----

[0137] 锐化核可以是：

[0138]

-1	-1	-1
-1	9	-1
-1	-1	-1

[0139] 以上已经参考几个实施例主要描述了本发明。然而，如本领域技术人员容易理解的，除以上披露的实施例之外的其他实施例在由所附专利权利要求限定的本发明的范围内同样是可能的。

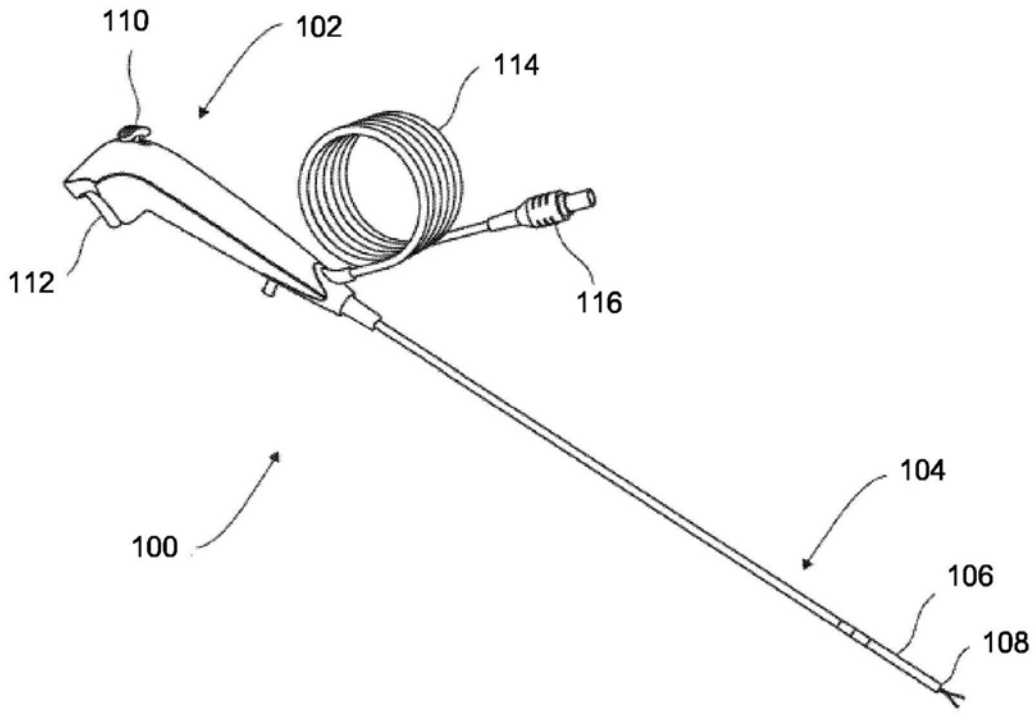


图1

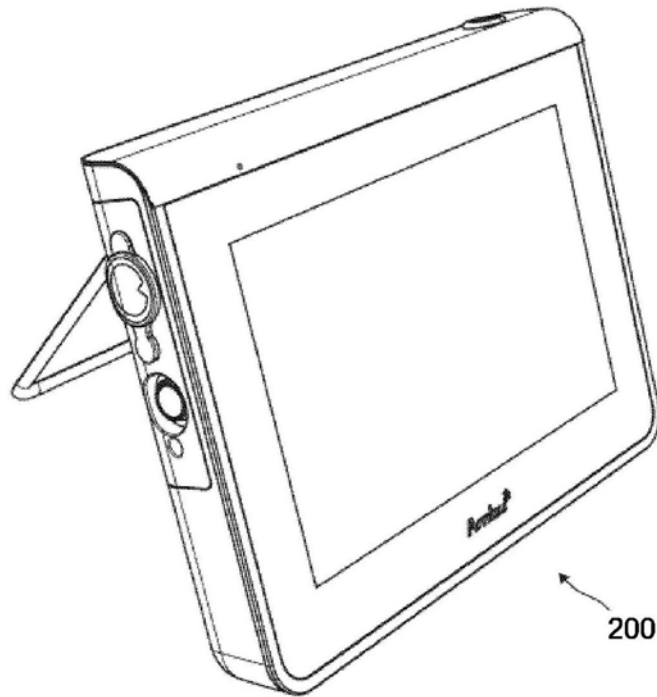


图2

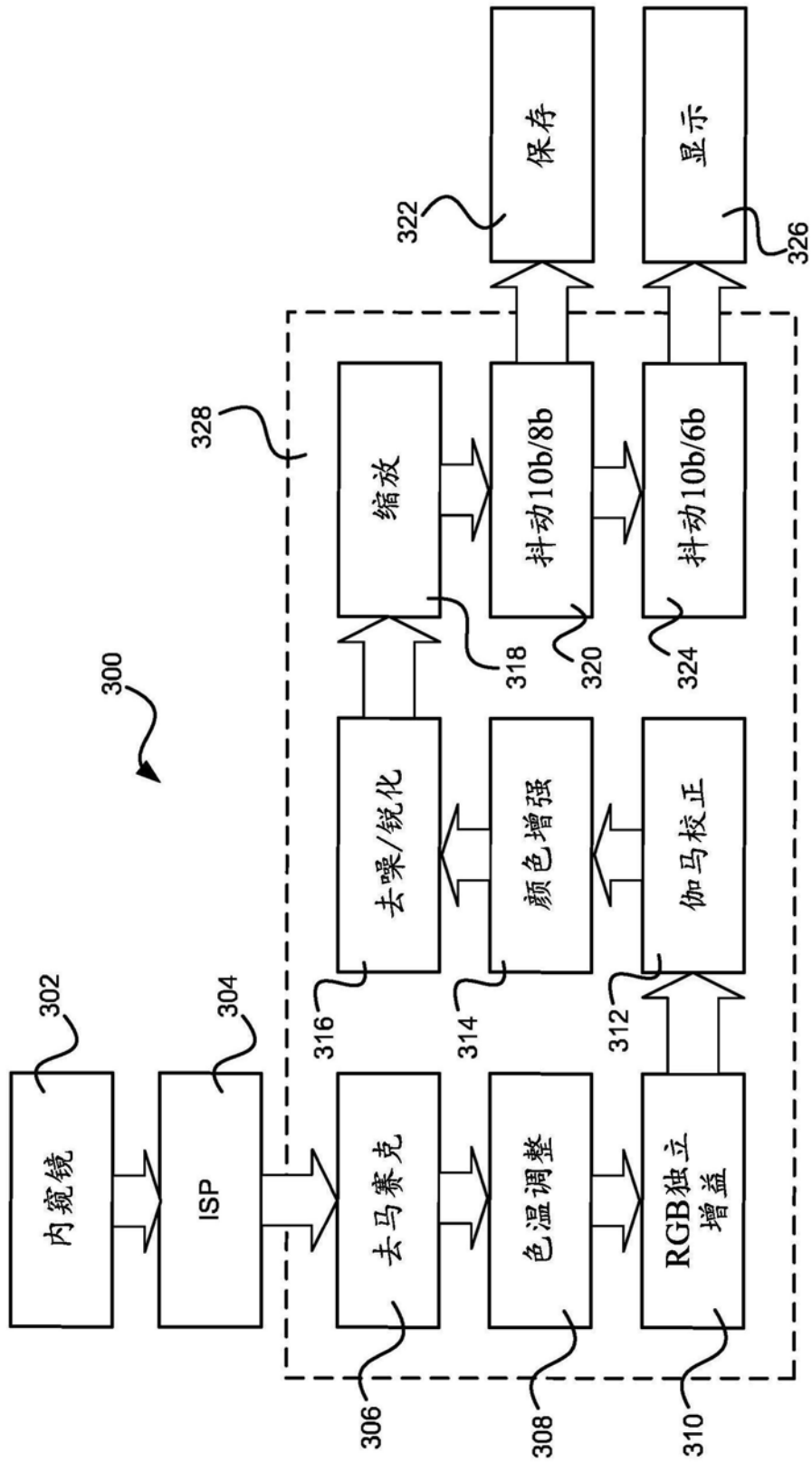


图3

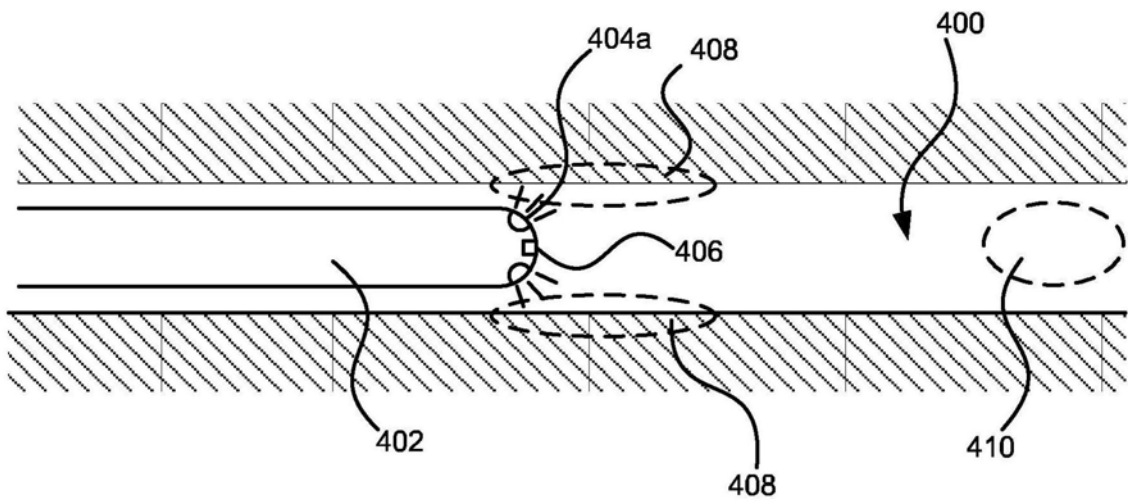


图4

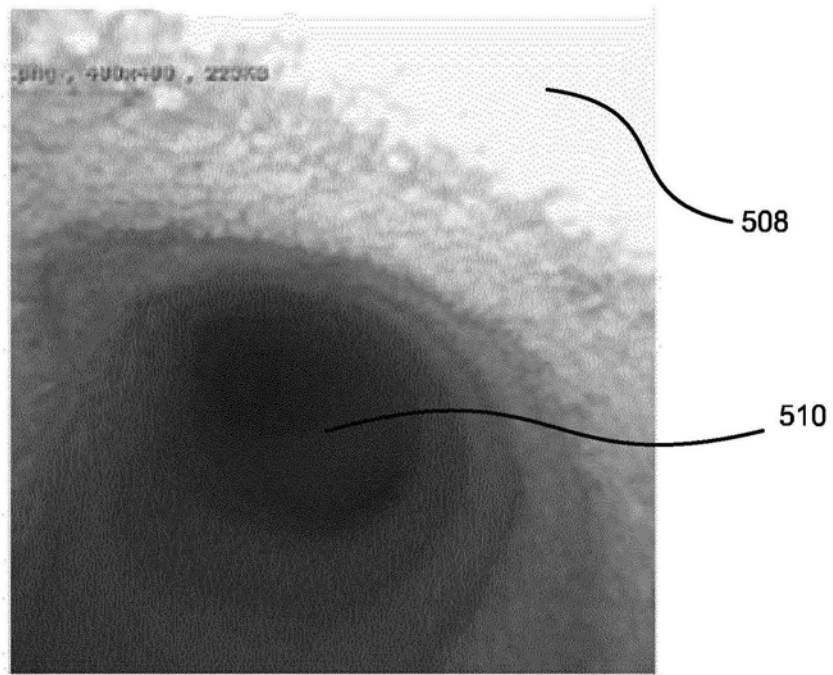


图5

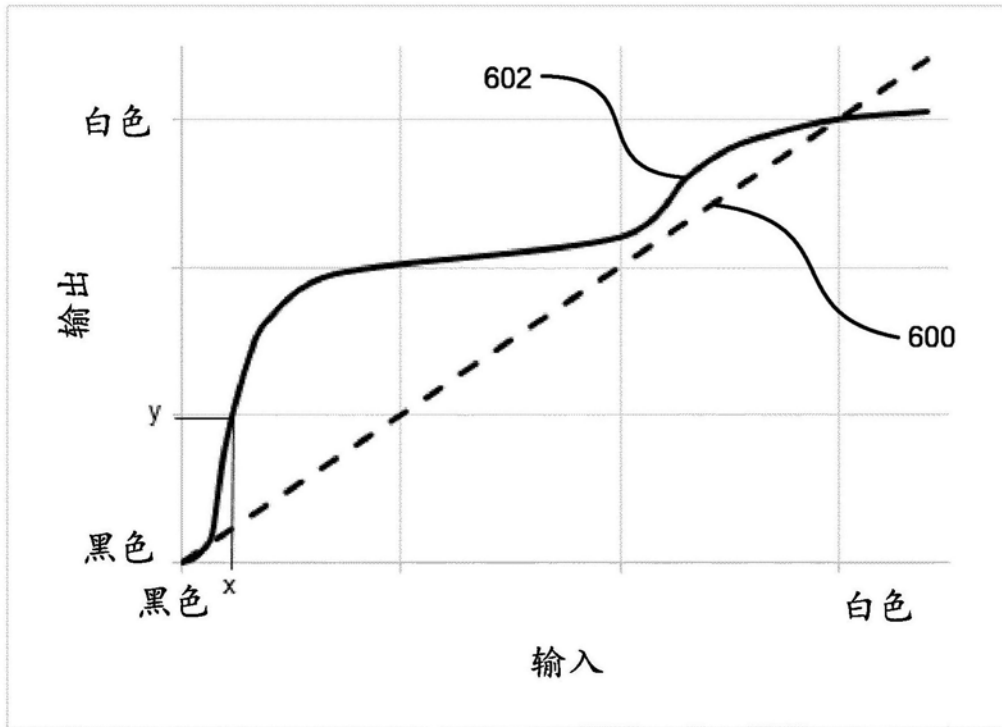


图6

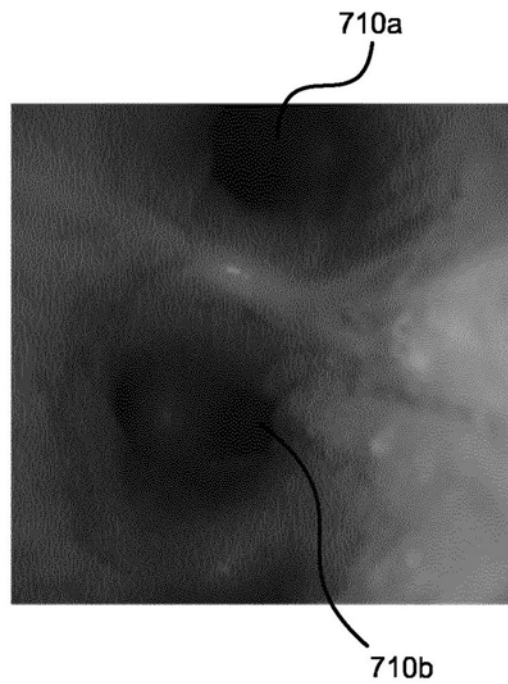


图7a

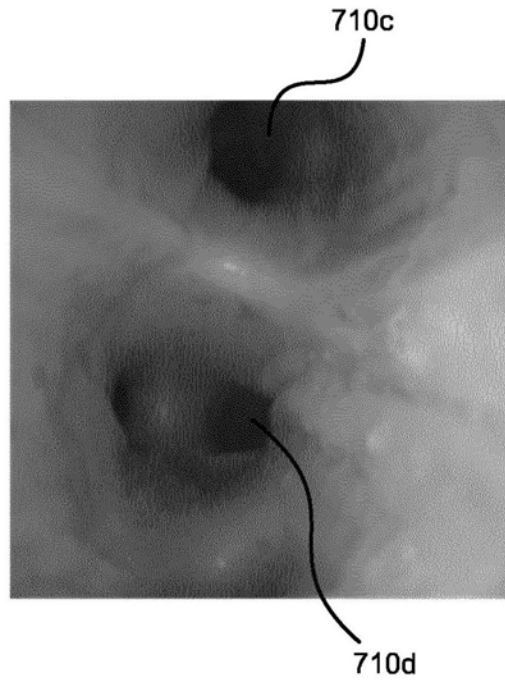


图7b

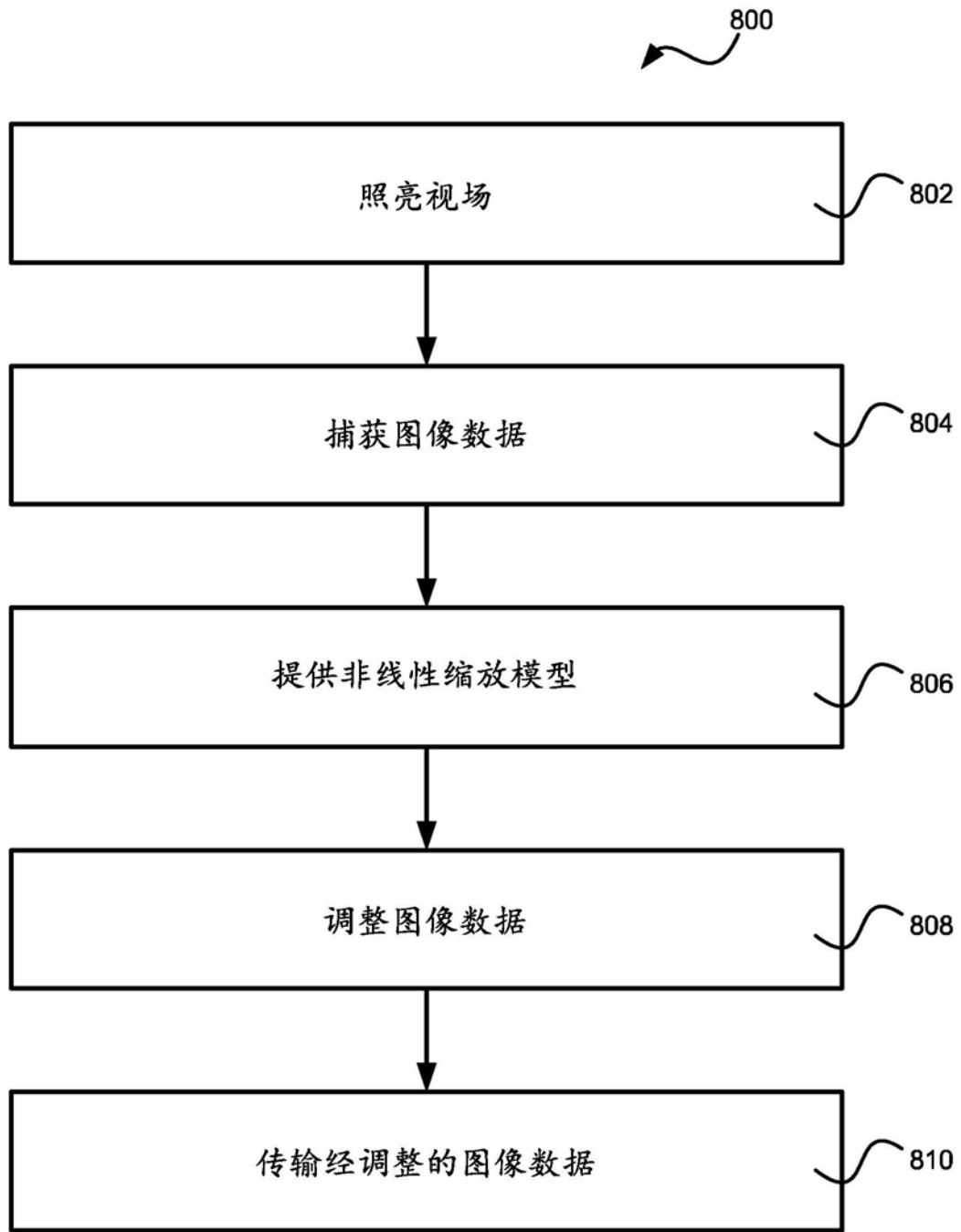


图8

专利名称(译)	非线性缩放模型处理图像数据的方法及医学视觉辅助系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN110769730A</a>	公开(公告)日	2020-02-07
申请号	CN201880038722.2	申请日	2018-06-19
[标]申请(专利权)人(译)	安布股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	安布股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	安布股份有限公司		
[标]发明人	杨茜 张玉旺		
发明人	芬恩·索尼伯格 布瑞恩·尼尔森 库尔特·阿兰·约翰松 塞巴斯蒂安·奥尔特加·扎夫拉 杨茜 陈凯诚 张玉旺		
IPC分类号	A61B1/00 G06T5/00 G06T5/10 G06T5/40 H04N5/235		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/00057 A61B1/00103 G06T5/007 G06T2207/10068 H04N5/2256 H04N5/23229 H04N5/23293 H04N5/2354		
代理人(译)	赵金强 王新华		
优先权	2017176592 2017-06-19 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

提出了一种用于通过使用包括内窥镜和监视器的医学视觉辅助系统来获得和处理图像数据的方法。该内窥镜被构造为被插入体腔中，并且包括图像捕获设备和发光设备。该方法包括利用该发光设备照亮该图像捕获设备的视场、使用该图像捕获设备捕获图像数据、提供适于该体腔的非线性缩放模型、通过应用该非线性缩放模型来调整该图像数据，使得形成经调整的图像数据，并且该方法包括在该监视器上呈现该经调整的图像数据。

