

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810175621.8

[51] Int. Cl.

H04N 9/64 (2006.01)

H04N 9/69 (2006.01)

H04N 9/73 (2006.01)

H04N 7/18 (2006.01)

A61B 1/04 (2006.01)

[43] 公开日 2009年5月27日

[11] 公开号 CN 101442678A

[22] 申请日 2008.5.13

[21] 申请号 200810175621.8

[30] 优先权

[32] 2007.5.14 [33] DE [31] 102007022888.2

[71] 申请人 奥林匹斯冬季和 IBE 有限公司

地址 德国汉堡

[72] 发明人 T·艾什 T·斯特赫勒

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利  
商标事务所

代理人 赵科

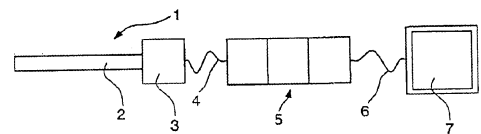
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 1 页

[54] 发明名称

用于内窥镜图像的图像处理的方法和设备

[57] 摘要

一种用于改善图像处理装置(5)中的图像的方法,给该图像处理装置(5)供给医学内窥镜(1)的电子彩色摄像机(3)的图像,以便接着在图像显示装置(7)上再现,以及一个按照该方法工作的内窥镜,其特征在于,首先以像素方式把颜色成分(R, G, B)从所述摄像机使用的颜色空间(RGB)变换为其内色饱和度(S)与其他成分(H, L)无关的颜色空间(HSL),然后把每一要换算的像素的饱和成分(S)用一条非线性的特性曲线(11)换算,该特性曲线(11)放大在色饱和度的上区域(b-1)和下区域(0-b)之间的色饱和度的差,以及最后把像素变换到一个适宜图像显示的颜色空间(RGB)内。



1. 一种用于改善图像处理装置(5)中的图像的方法,其中医学内窥镜(1)的电子彩色摄像机(3)的图像被馈送给所述图像处理装置(5),以便然后在图像显示装置(7)上被再现,其特征在于,

首先,颜色成分(R, G, B)按像素方式被从由所述摄像机所使用的颜色空间(RGB)变换为其中色饱和度(S)与其他成分(H, L)无关的颜色空间(HSL),

然后,每个要换算的像素的饱和度成分(S)以非线性特性曲线(11)被换算,其中所述特性曲线(11)放大在色饱和度的上区域(b-1)和下区域(0-b)之间色饱和度的差异,以及

最后,像素被变换到适于图像显示的颜色空间(RGB)中。

2. 根据权利要求1的方法,其特征在于,所述特性曲线(11)被构造为使得在较小色饱和度的区域(0-b)中,色饱和度被减弱。

3. 根据权利要求2的方法,其特征在于,在色饱和度的被减弱区域(0-b)内,较高的色饱和度(a-b)比较低的色饱和度(0-a)更强地被减弱。

4. 根据权利要求1的方法,其特征在于,所述特性曲线(11)被构造为可调整。

5. 根据权利要求4的方法,其特征在于,所述特性曲线(11)根据各像素的亮度(L)和/或色调(H)而被调整。

6. 根据权利要求4的方法,其特征在于,所述特性曲线(11)根据图像的结构信息数据被调整。

7. 根据权利要求4的方法,其特征在于,所述特性曲线(11)根据图像的统计数据而被调整。

8. 一种医学内窥镜(1),具有彩色摄像机(3)、连接在其上的图像处理装置(5)和连接在其上的图像显示装置(7),其特征在于,所述图像处理装置(5)被构造为执行根据上述权利要求之一的方法。

## 用于内窥镜图像的图像处理的方法和设备

### 技术领域

本发明涉及根据权利要求1的发明主题的方法以及根据权利要求8的发明主题的设备。

### 背景技术

图像处理也在医学内窥镜中使用，以便使得能够更好地识别特定的图像内容。

用于图像处理的已知方法和设备在医学内窥镜中使用，以便例如突出特定的着色 (Faerbung)、突出弱结构化的图像中的器官结构等等。为此，使用图像处理的通常措施，例如反差增大 (Kontrastverstaerkung)、改变颜色等等。

一个迄今仍然不能令人满意地解决的问题是近于白色的 (weisslich) 组织结构。这特别是筋膜 (Fascien)，即薄的透光的 (durchscheinend) 皮肤以及神经。这种组织几乎不具有自身颜色，是透光的，并且给出可以被描述为近于白色或者乳白色的光学印象。位于下面的器官的颜色减弱地微微透过。

通常位于下面的深色的 (kraeftig gefaerbt) 器官之上的这样的近于白色的组织结构、如筋膜或者神经通常难于被识别。使用通常的图像处理技术只能不充足地改善它的可识别性。

### 发明内容

因此，本发明的任务在于，使用图像处理的方法使近于白色的乳白色的组织结构可被更好地看见。

该任务通过权利要求1以及权利要求8的特征部分中的特征解决。

本发明从下述知识出发，即近于白色的乳白色的透光的图像印象 (Bildeindruck) 不能通过亮度或者色调来描述，而是可最好通过色饱和度 (Farbsaettigung) 来描述。因此，通过改变色饱和度，可以增强乳白色的近于白色的印象。但是，其中应该尽可能保持其他图像印象不变。因此，根据本发

明，在图像处理中按像素方式 (pixelweise) 换算色值，更确切说，首先把由摄像机在特定颜色空间、例如通常在 RGB 颜色空间 (红, 绿, 蓝) 中所产生的像素的颜色成分变换到其中色饱和度与其他成分无关的颜色空间中。例如 HSL 颜色空间 (色调, 饱和度, 亮度) 或者 HSV 颜色空间 (色调, 饱和度, 强度) 适合于此。在其中饱和度形成可以与其他成分无关地被处理的线性独立成分的该新的颜色空间中，现在色饱和度按像素方式以非线性特性曲线而被从输入信号换算为输出信号，其中该特性曲线被形成为使得它放大在高色饱和度区域和低色饱和度区域之间色饱和度的差异。然后，按像素方式被变换到适于图像显示的颜色空间。通常，其又是 RGB 颜色空间。通过根据本发明的该图像处理，色饱和度被改变，其中其余的颜色成分、即色调或者亮度保持不变。因为色饱和度对应于要突出的结构的要突出的近于白色的乳白色印象，因此其可以相对于周围的区域被突出。由此实现了使难于识别的筋膜能够非常好的看见。同样，也能够显著地突出难于识别的神经。因为仅影响色饱和度，而不影响色调或者亮度，所以在该图像处理中对于其他图像细节得到基本不变的图像印象。

在换算色饱和度时，例如可以这样选择特性曲线，即使得较高饱和度的区域被增强，以便增强相对于弱饱和的筋膜或者神经的色饱和对比度 (Farbsaettigungskontrast)。然而，根据权利要求 2，优选是这样的特性曲线，即该特性曲线被如此形成，使得在较小的色饱和度的区域中，色饱和度被进一步减弱。由此，例如筋膜在其乳白色的印象中被增强，而深色的其他器官在其印象中保持不变。即图像保持自然的印象。

其中，有利地，根据权利要求 3，使用这样的特性曲线，其在减弱区域内在较高色饱和度的情况下比在较低色饱和度的情况下更强地被减弱。由此，例如在显示不同厚度的筋膜时实现了，通过图像处理，较薄的区域和较厚的区域被光学地相互均衡，筋膜于是在到处都能同样好地看见。

有利地，根据权利要求 4，特性曲线是可以调节的。它可以例如固定地可调节到适于整个图像的值。例如，可以选择对于特定筋膜的显示非常好地适合的特性曲线，或者选择适于特别好地显示神经的特性曲线。特性曲线可以例如还相等地 (auf Identitaet) 转换，以便完全消除色饱和度影响，由此能够观察到自然的图像。

另一方面，还可以根据特定参数对于每个像素使用不同的特性曲线。于是，

有利地, 根据权利要求 5, 可以根据各像素的亮度和/或色调调整特性曲线。对于取决于亮度的情况 (Helligkeitsabhaengigkeit), 例如可以在非常暗的图像位置中使用线性特性曲线, 以便在这样的暗的区域中避免改变色饱和度, 并且尽可能保持所有尚可使用的图像印象。对于取决于色调的情况 (Farbtonabhaengigkeit), 例如可使得特定颜色, 例如在筋膜中不存在的颜色, 在色饱和度中保持不变, 以便这里再次保持自然的图像印象。

有利地, 根据权利要求 6, 可以根据图像的结构信息调整特性曲线。在这种情况下, 在每次像素计算中必须考虑整个图像, 其中用其他图像处理技术确定结构, 例如器官边缘 (Organraender)。于是, 可以用这样的方式实现, 例如识别筋膜的边缘以及在该边缘处通过影响色饱和度而相对于相邻组织特别强地突出该筋膜。

根据权利要求 7, 优选地, 还可以使用整个图像的统计数据来影响特性曲线。如从图像处理的手册所知, 尤其是直方图计算 (Histogrammberechnung) 特别适于此。例如可以使用在图像处理中常见的直方图扩展 (Histogrammspreizung) 或者直方图等效化 (Histogrammaequalisation)。因此, 色饱和度可以在可用的值范围中被优化地分布。

权利要求 8 要求保护根据本发明的方法工作的医学内窥镜。

#### 附图说明

在附图中, 以示例和示意方式表示本发明。其中

图 1 表示具有图像处理装置和图像显示装置的内窥镜 (Endoskop) 的示意图,

图 2 表示图像处理装置的放大的示意图,

图 3 表示所使用的饱和度特性曲线 (Saettigungskennlinie) 的视图,

图 4 表示具有两个平放的筋膜的身体器官的截面。

#### 具体实施方式

图 1 表示具有长距离的 (langstreckten) 筒 (Schaft) 2 的医学内窥镜 1, 在筒的近身体中心的端处设置彩色摄像机 3。在另一实施方式中, 照相机 3 也可以被设置在筒 2 的远离身体的端区域中紧邻地设置在设置在那里的物镜之

后。

彩色摄像机 3 用线 4 与图像处理装置 5 连接, 以便向其馈送图像数据, 其中线 4 用于数据传输以及例如还用于供电。图像处理装置 5 用线 6 连接到图像显示装置 7, 例如市场上常见的监视器。

内窥镜 1 例如可以在腹腔镜中使用, 并且于是通过腹部 (Bauchraum) 中的穿刺孔 (Einstichöffnung) 用其筒 2 导入到腹腔中, 以便能够在那里观察位于腹腔中的器官。其中, 所观察到的图像由彩色摄像机 3 摄取, 向图像处理装置 5 传输, 在那里被预处理, 然后在图像显示装置 7 上显示。

图 2 详细表示图像处理装置 5。它具有三个级 8、9、10, 其中相继地处理图像的像素。

在第一级 8 内, 按像素方式从在该实施例中彩色摄像机 3 所使用的 RGB 颜色空间或者从照相机所使用的另一图像空间换算到另一颜色空间, 其中在该另一颜色空间内, 饱和度 S 与其余的颜色成分无关。在该实施例中, 使用 HFL 颜色空间 (Hue=色调, Saturation=色饱和度, Lightness=亮度)。也可以使用通常使用的 HSV 颜色空间 (Value=强度)。

在第二图像处理级 9 中, 在 HSL 颜色空间内, 用特性曲线 11 换算色饱和度 S。接着, 在图像处理的第三级 10 中, 具有换算后的饱和值的 HSL 信号又被重新变换回 RGB 空间, RGB 空间在本实施例中适合于在图像显示装置 7 上显示。也可以被换算到对于其他图像显示装置更加适合的另一颜色空间中。

与图 1 所示不同, 也可以在内窥镜 1 内或者在图像显示装置 7 内集成图像处理装置 5。

图 3 用图表表示特性曲线 11, 在该图表中, 横坐标表示输入值, 纵坐标表示输出值, 而且各具有 0 到 1 之间的饱和值。

下面讨论在图 3 中举例给出的特性曲线 11。其中, 特性曲线 11 上的点用其与输入色饱和度相对应的横坐标值表示。

特性曲线 11 在点 0 和 a 之间以及在点 b 和 1 之间具有两个位于上升的对角线上的线段。在这些区域内, 色饱和度相等地传递。在区域 a-b 中, 特性曲线偏离相等性 (Identität), 确切说, 出现减弱。于是, 图 3 例如表示, 输入色饱和度 0.2 导致输出色饱和度 0.1。

图 4 表示一个典型的应用情况。它在截面中显示身体器官 12, 例如肠、肝

等。在所示的用于解释本发明的假定情形中，两个筋膜 13、14 位于器官 12 上，如图 4 所示，这些筋膜以不同的宽度与器官 12 重叠。当内窥镜 1 从上面观察器官 12 时，在图 4 的右边部分内看见器官自身，然后在中间区域中看见仅被筋膜 13 覆盖的器官，然后在左边区域内看见被这两个筋膜 13、14 覆盖的器官 12。

器官、如器官 12 大多颜色很深，例如略呈红色、带褐色等。筋膜 13、14 是无色的乳白色透明的，使得在那里器官 12 的颜色透过，但是具有减小的色饱和度。

在使用具有图 3 的特性曲线 11 的色饱和度换算的情况下，在特性曲线 11 的色饱和度的上部区域内，即在区域 b-1 内，不产生变化。深色器官 12 在其暴露的 (freiliegend) 表面区域内无改变地显示。在其中器官 12 仅被筋膜 13 覆盖的区域内，发生色饱和度的减小，因为其位于 b 之下的区域内。色饱和度被减弱，使得筋膜 13 的乳白色印象被增强。在这两个筋膜 13、14 重叠的地方，色饱和度特别低。这里，在点 a 的附近，色饱和度的减弱很小。在这两个筋膜 13、14 重叠的区域内，色饱和度被减弱的程度比仅存在一个筋膜的地方小。筋膜存在的整个区域在其乳白色的印象中被均匀增强地再现。筋膜区域内的区别被减弱。这对于厚度不同以及在一些位置处比其他位置处更难识别的筋膜而言特别有价值。它们以基本相同的厚度显示，使得它们在薄的位置处也能被很好地识别。

在特性曲线 11 的 0 和 a 之间的区域内，同样发生小的减弱。然而，在特性曲线 11 的所示实施例中，这里，已经非常小的色饱和度不再被进一步减弱，因为它不会导致进一步的图像改善。

相对于图 3 的表示，特性曲线 11 可以被改变，以便例如在被筋膜覆盖的区域内突出不同厚度的区域。

特性曲线 11 例如也可以被相等地转换，并于是由上升的对角线构成。于是，完全消除了色饱和度的改变，并且能够观察自然的图像。

特性曲线 11 例如可以如图 3 所示为所有像素被保持。但是，它也可以对于每个像素被改变，例如借助于像素的其他颜色成分 H 或者 L。它也可以借助于像素的局部 (lokal) 邻近 (Nachbarschaft) 的数据而被调整，例如借助于结构信息，或者可以借助于整个图像的数据、例如借助于统计数据被调整。

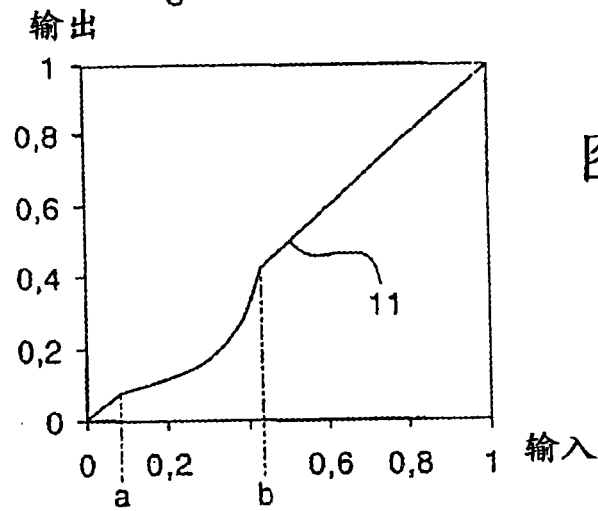
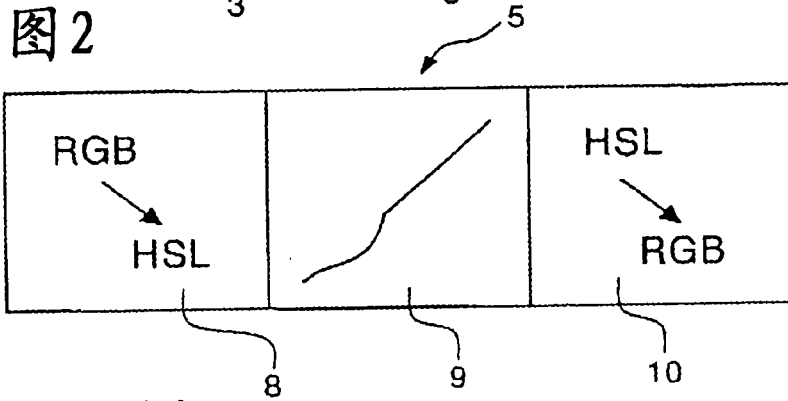
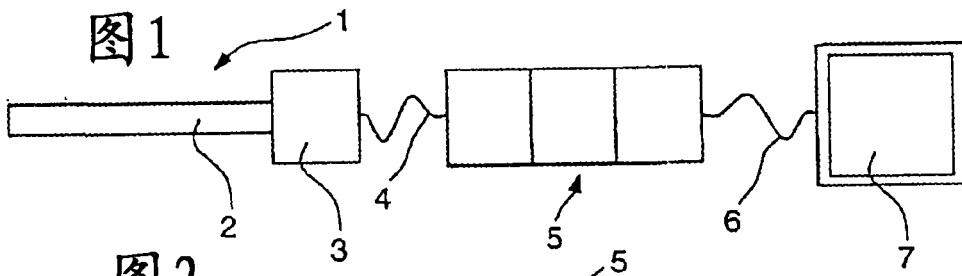


图3

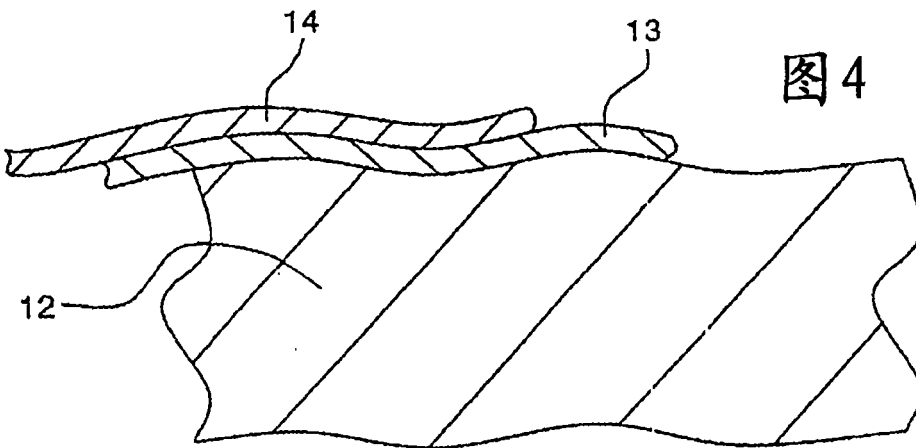


图4

专利名称(译)	用于内窥镜图像的图像处理的方法和设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN101442678A</a>	公开(公告)日	2009-05-27
申请号	CN200810175621.8	申请日	2008-05-13
[标]申请(专利权)人(译)	奥林匹斯冬季和IBE有限公司		
申请(专利权)人(译)	奥林匹斯冬季和IBE有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林匹斯冬季和IBE有限公司		
[标]发明人	T艾什 T斯特赫勒		
发明人	T·艾什 T·斯特赫勒		
IPC分类号	H04N9/64 H04N9/69 H04N9/73 H04N7/18 A61B1/04		
CPC分类号	G06T2207/10024 H04N9/67 G06T5/40 G06T5/009 G06T2207/10068 A61B1/042		
代理人(译)	赵科		
优先权	102007022888 2007-05-14 DE		
其他公开文献	CN101442678B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种用于改善图像处理装置(5)中的图像的方法，给该图像处理装置(5)供给医学内窥镜(1)的电子彩色摄像机(3)的图像，以便接着在图像显示装置(7)上再现，以及一个按照该方法工作的内窥镜，其特征在于，首先以像素方式把颜色成分(R, G, B)从所述摄像机使用的颜色空间(RGB)变换为其内色饱和度(S)与其他成分(H, L)无关的颜色空间(HSL)，然后把每一要换算的像素的饱和成分(S)用一条非线性的特性曲线(11)换算，该特性曲线(11)放大在色饱和度的上区域(b - 1)和下区域(0 - b)之间的色饱和度的差，以及最后把像素变换到一个适宜图像显示的颜色空间(RGB)内。

