

指导教师： 杨涛

提交时间： 2016/3/21

# CVPR2015 Paper

## Translation

No: 01

姓名： 许杰南

学号： 2013302584

班号： 10011305



## 幅图片在 Near-Lighting 相机响应函数估计

### 摘要

他的相机响应函数(CRF)与物理入射光线使量子化图像像素值相关。本文描述了一种方法来估计一般的从单个 image CRF 双色表面反照率的比值彩色区域是已知的先验。而其他辐射校准方法使用多个帧或需要无限遥远的光,这里所列的算法提出并没有假设照明条件和能够处理相机,并有很强的光晕。虽然方法是通用的,在某种意义上,可以应用于任何摄像系统,该方法特别适用于确定的 CRF near-lighting endo-scopes 在手术室。这是一个非常相关的 problem 没有实际,提出了有效的解决方案。算法的鲁棒性、可重复性和准确性是真实图像实验验证 acquired 不同内镜结构。

### 1 介绍

微创手术医生执行手术或诊断的临床作用只在视频收购小内窥镜摄像头是有针对性的解剖 inserted 腔。这样的过程很容易出错和执行困难,与外科医生必须经过长期的训练,直到 mastering 手术技术。在这种背景下,改善 visualization 条件和发展系统,协助医生在派拉蒙 importance 的程

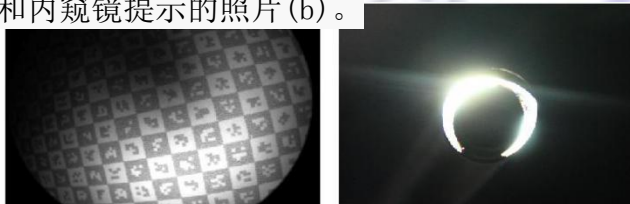
序是减少临床错误和减少手术的学习曲线。

众所周知,大多数相机,入射光和图像数字化值之间的关系是非线性的。内窥镜摄像头也不例外,这样的非线性是由于相机限制/光学制造、或故意用于传感器的动态范围压缩或可视化适应特定的显示技术。相机响应函数(CRF)模型非线性关系通过 describing(物理意义)入射光线是如何映射到使量子化图像亮度值。校准的 CRF 的上下文中可以在很多方面是有用的临床内镜。由于器官和组织的颜色是一个主要线索在许多诊断程序、忠诚的颜色可视化是至关重要的。因此,CRF 可用于图像后处理阶段的目的颜色恒常性和白平衡[9],即,颜色不同的光照不变性,镜头和相机。CRF 估计是由模糊变清晰的关键步骤中描述[18]是重要的第一步,光度视觉算法的应用为目的的 developing 计算机辅助手术系统(CAS)。Reconstruction 方法像 shape-from-shading[20, 6]或 photometric 立体声[3]假设一个线性(或仿射)之间的映射物理场景辐射和图像亮度,在中科院等技术越来越受欢迎的表演 3 d 造型可变形表面。

辐射校准是电脑视觉的一个经典问题用不同的方法描述在文献[4、15、5、8、10、16、13、19)。然而,在随后的部分,论述医学内窥镜的 CRF 的估计提出了具体的挑战不妥善解决当前最先进的。首先,解剖腔通过导光管照明沿着内窥镜运行,这意味着我们可以既不考虑光源,也不是一个光源一致的光学中心[17]。的情况下接近光源[20],绝大多数辐射校准方法不适用。

柯林斯和莎娃[3],光源很难认为守时或各向同性(参见图 1)。作为一个底线,因为形状和格式的远端提示在不同光波导内视镜之间,是非常理想的 CRF 估计对照明条件不作假设。第二,因为在内镜镜头范围是安装在摄像机头立即在开始干预之前,校准过程必须快速、健壮,需要最少的用户干预由外科医生在手术室里(或)不干扰现有的临床常规。甜瓜等。[14]最近提出了一个几何相机标定方法的内窥镜检查,需要一个 image 棋盘模式从一个通用获得[2]。我们所知,没有类似的解决辐射校准解决这个重要的可用性需求(稍后讨论,幅图片的方法[13]10日,16日,19日,不适用于医疗 endo-scopes)。

图 1:校准网格与内窥镜成像相机(a)和内窥镜提示的照片(b)。



在本文中,我们描述一个方法估算 CRF 从单一图像的表面区域的两种颜色的反照率比是提前知道的。该算法没有假设照明条件或图像渐晕。尽管校准表面的形状无关的 CRF 估计,所有的实验使用平面棋盘目标[1]中描述的类型。的原因是双重的:两个颜色区域的自动分割和识别很简单,和 combining 辐射标定方法与几何标定

方法提出了[14]可以完全从一个校准相机框架模型。

最后一个评论, 请注意, 只需要知道两个 albe-dos 避免 CRF 的指数模糊评估。

### 1.1 相关工作

CRF 估计是一个成熟的主题的几种方法在文献中描述。然而, 对于一个需要

单幅图像的方法加上一些细节的交流计数 (附近的闪电, 强烈的光晕效应, 模糊圈, 色差) 提供适用的电流接近于我们的设置-。

标准的 CRF 估计是做了一个平面的彩色图表 (如经典的 24 补丁的 ColorChecker) 的反照率是已知的。这不适用于内镜的设置, 因为它只适用于 W 当光线均匀分布在图和渐晕效应可以忽略。

另一种方法是使用多发的同一场景的注册图像, 无论是照片集 [ 5, 8 ] [ 4 个不同曝光的图像, 15 ]。慢性肾功能衰竭进行估计从像素对应在同一场景的多帧。这是我们应用一个合理的方法, 而是一种控制的多图像校准程序不能在表面施加聚氯乙烯在或。

一些单一图像 CRF 估计已经提出。

林和山崎 [ 10 ] 提出了一种方法, 探讨转换之间的非线性两反照率的一个通用的图像来估计 CRF。该方法是在假设六 gnetting 和光不改变在这些边缘, 马赛克, 模糊, 色差不发生。大多数这些假设不成立, 在内镜设备。

吴等人。[ 16 ]识别点的辐照度可以由一个平面的局部近似。作者表明，这些点有测量像素  $V$  衍生物之间的关系价值和没有未知数以外的 CRF CRF 本身。这种关系被用来估计 CRF。方法倾向于使用遭受色差边缘，去拼接 inaccur 酸，和模糊的。

松下和林[ 13 ]提出了噪声分布发现 CRF 的使用。然而，它表明在低光照条件下的不适用。它是高度依赖于具有多个噪声大 GS 的强度的全谱，并能够检测均匀的区域（这在我们的情况下，由于强烈的渐晕和附近的照明条件下是不可行的）。

威伯等人。[ 19 ]提出了单图像 CRF 估计的两种方法：一种使用未校准的监视和控制相机的快门速度（两必须同步）；第二使用  $M$  而模糊的方式类似于[ 10 ]。第一种方法是不适用的具有较强的渐晕和白平衡可以

不可在同一图像进行。第二方法遭受同样的问题[ 10 ]，以获得运动模糊图像的需要额外的问题。

在医用内窥镜我们柯林斯和巴托丽 [ 3 ]的工作应用，那里的辐射定标是说要先进行，因此我们只能假设它是脱线，我们常规的技术，因此，它不符合我们能力的限制。吴等人。[ 20 ]提出了一种有效的近照明和强大的渐晕条件。校准涉及 VES 的每个色标采集的图像（经典的 24 补丁 Col orchecker）具有相同的相对姿势拍照。这个想法是，在不同的补丁图像像素的影响渐晕和轻量相同，唯一变化的反照率。这允许一个方程系统是建立在唯一的未知是 CRF。校准是麻烦和费时，不适合在和外科医生进行。然而，它是最密切相关的工作，我们将使用它作为基准。

我们的做法如下类似的推理作为一个提出由吴等人。在[ 20 ]。但是，而不是获取多个图像能够构建方程照明和渐晕不变， $W$  我们会发现点这个方差持有一个单一的形象。

## 1.2 符号

矩阵的符号在无衬线字体，例如： $\mathbf{A}$  表示，向量和向量函数表示的大胆符号和标量用普通字体的字母，表示例如， $X = (x, y)^t$  和  $f(x) = (F_x, F_y(x))$

(x) T 集是以大写字母表示的书法，例如，L。

## 2 配方概述

辐射成像模型可以写为

$$D(x) = F(\alpha E(x)) \quad (1)$$

其中 D 是成像/地图存储的值（即，实际的图像），X 是一个景点，E 为传感器/图像辐射性能。F 是 CRF，单调递增的曲线，和  $\alpha$  是曝光，一传感器增益，快门时间和光圈的组合。传感器辐射了

$$E(x) = M(x) L(x) \quad (2)$$

M 为渐晕（自然，光学，机械，和像素渐晕）和其他空间的衰减效应，和我现场辐射。

一个通用的场景辐射模型可以写为 3)

在  $\rho$  是反照率和 Q 是对场景的光强度随场景法线向量 N 和我从现场点 X 光。多/扩展灯将有多在此光矢量，和 Q 函数，在一般情况下，光的功能和组成。我们的方法是不相关的，因为它是独立于场景的光照效果以及对图像四周暗角。

由于 F 是可逆的，以便于估计，我们重写上面的方程为

$$F^{-1}(D(x)) = \alpha \rho(x) M(x) q(n(x), I(x)) \quad (4)$$

给辐射图像的功能。

如前所述，我们将寻找像素，在一个单一的图像，其中方程可以写成不变的渐晕和光的行为。在 [20]，我们将寻找对像素具有不同的反照率，我们知道光和光的效果可以取消。在他们的方法，无论是 VI gnetting 和光照效果保持不变 B 在该 DOS（不同的 ColorChecker 补丁图像）。在一个单一的方法，我们不能期望找到该地区都是恒无建模。然而，事实上，我们不需要是影响不变，只对它们的联合效应。这样，我们可以建立一个方程，唯一的未知数是 CRF 和反照率的系统，没有作出假设光或光的行为。这是我们的设置至关重要，因为晕不总是中央（与大多数的设置）和灯都在接近的范围，通常不守时，不得同性 [3]。

更具体地说，让传感器辐射可写为

其中  $u(x)$  是由曝光，晕，和光效的场景。在本文我们将调用这个函数的辐射归一化反照率 (INA)。在与等值线 F INA

$$u(x_j) = \kappa_i \left( \frac{r - (d(x_j))}{\dots} \right)$$

$$= \frac{f^{-1}(d(x_j)) - f^{-1}(d(x_k))}{\rho_1 - \rho_2}$$

一个特定的反照率  $\rho(x) = \rho N$ 。这最后的方程，然后将被用于单幅图像的 CRF 估计。

请注意，这种方法是可扩展的。额外的图像具有相同的设置将提供额外的方程，可以组合在一起，提高了估计。即使有不同的经验 osures，不同的姿势，和变化的渐晕（由于变焦和/或孔径的变化）。

### 2.1 假设和歧义

该方法有以下假设：我们有一个现场的双色（至少）林 bertian 表面；而且我们知道区域之间的反射率，可估计泰德离线标定摄像机无线度量。此外，同一颜色的框架进行了白平衡必须是白色/灰色。

在目前的工作中，我们用一个平面双色 caltag 网格[ 1 ]（见图 2）几何校准与[ 14 ]的方法。事实上，我们不需要也不为平面网格 E 框架成功。然

而，我们已经选择了这个网格可以进行几何和辐射与一个单一的图像校准。

我们选择使用白色和浅灰色的网格，而不是通常的黑色，让我们有更高的信噪比在较暗的区域。这是特别重要的一个昏暗的场景为低亮度频谱的 CRF 的校准。

事实上，我们确定的反照率比  $\rho_1 / \rho_2$  之前消除歧义问题目前其他指数。这是因为，如果反照率比不知道我们的 E 在求解方程的估计，从 7

$$f^{-1}(d(x_j)) - \gamma = \rho_2^{-1} (f^{-1}(d(x_k)))$$

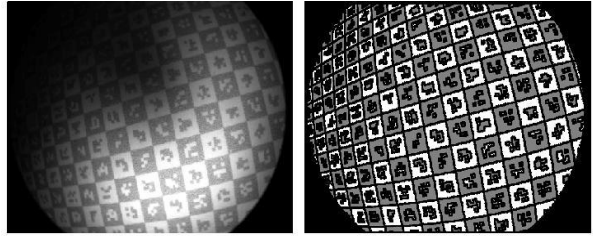
$\forall J \in \mathcal{N} \cap \rho_1, \forall K \in \mathcal{N} \cap \rho_2$ ，给出了有效的解决方案，独立的  $\gamma$ 。而不是确定 CRF

上规模，我们也做了一个指数的模糊。同样是在[ 11 ]。

规模歧义不是问题因为，对于彩色图像白平衡的方法可以用来建立通道的相对规模。一个灰度图像的尺度模糊，或 GL 彩色图像的全球规模，只会给更多或更少的亮度和更多或更少的饱和的图像。这是相当于恒定曝光  $\alpha$  可以设置匹配的亮度原始图像和/或减少饱和像素。

### 3 详细算法

在概念上可以分为三个步骤。这两反照率的分割，在等值线的检测，而实际 CRF 估计和参数化。这部分我们将



详细描述用于单幅图像的 CRF 估计计算 图 2: 校准网格 (一) 及其分割成两反



照率 (B): 白色斑块较轻的反照率和灰色暗反照率的补丁。

在概念上可以分为三个步骤。这两反照率的分割, 在等值线的检测, 而实际 CRF 估计和参数化。

在概念上可以分为三个步骤。这两反照率的分割, 在等值线的检测, 而实际 CRF 估计和参数化。

### 3.1 分割

用在 [14] 利用 caltag 网格提出的方法, 是简单的分割。因为在每个标志点和网格角点现场平面的位置是已知的或可以 EA 愚蠢的估计, 使用几何校正的信息, 我们可以扭曲网格图像平面。这本身就是我们扭曲的图像分割。为了避免区域模糊, 形态侵蚀在每两地区形成。图 2 显示了一个 caltag 网格及其分割。

### 3.2 等值线检测

由于  $U(x)$  是不知道的, 我们需要评估如何表现其等值线图像  $D(x)$ 。(6) 改写为

$$D(X_j) = F(\rho(X_j)) \quad (9)$$

$\forall j \in N$ , 它表明, 对于一个给定的反照率, 在传感器辐射等值线也是在图像三维等值线  $(X)$ 。此外, 随着  $U$  等值线  $(X)$ ,  $N$ , 形象价值形成分段有限快速功能 (不同的常数值为每个反照率)。图 3 显示每个图像分量单独。具体而言, 这种行为可以在图 3b, 我们给每个图像有限公司在  $U$  等值线  $(X)$ 。

在图像空间中我们有一个设定每个反照率等值线。然而,  $D(x)$  等值线每个反照率是相同的, 等于你的等值线  $(X)$ , 除了它的价值 (图 3b)。

找到你的等值线  $(X)$ , 我们模型的图

像沿一个反照率  $\rho N$  作为一个通用的模型的等值线是已知的  $HN$ 。我们可以在图像空间写两反照率

$$\begin{aligned} d(x_j) &= \\ &h_1(x_j) \\ d(x_k) &= \\ &h_2(x_k) \end{aligned}$$

图 3: 值 (任意单位) 每幅图像组成的棋盘图像的形成过程 (一) 沿水平线和 (B) 的辐射归一化的等值线贝多。

$\forall j \in \rho 1, \forall k \in \rho 2$ 。以前, 我们知道  $H1$  的等值线  $(X)$  和  $H2(x)$  将具有相同的形状为  $U(x)$  和不同的价值观。的表面形状的  $M$  代表着模型是不同的, 因为之间的等值线的步从一个配方的其他变化, 但分布是相同的。如果我们考虑一个 DOS 的能力, 让我们说  $\rho 1$ , 作为参考, 我们可以的这两个模型是相关的

$$h_1(x_k) = f^{-1} \circ f^{-1}(h_2(x_k)) = g(h_2(x_k)) \quad (11)$$

$\forall k \in \rho 2$ , 其中  $G$  是一个积极的单调增加函数用于将模型到模型  $H1 H2$ 。这个函数是相当于具有增益为每个线对  $R$  的反照率  $\rho 2$  点, 可以只使用模型  $H1$  (相对于反照率  $\rho 1$ ) 为反照率。

更具体地说, 我们用一个多项式模型  $H1(x) = BP$ , 其中  $p$  是多项式有限系数和  $B = (B1, B2, \dots)^T, B_N = 1, X_n, Y_n, x_n^2, \dots, x_n^{n-1}, \dots, T \cdot T \cdot T$ 。  $x$  和  $y$  是图像有限公司一坐标, 即  $x = (X, Y)$ 。我们就这样  $b_j t p = D(X_j)$  (12A)  $b_k t p = G(d(k))$ 。(12b) 该等值线将被提取作为多项式的水平集。对于方程的线性系统要解决的, 它的定义是

$$\begin{aligned} & \begin{pmatrix} b^T & 0^T & p & d(x) \\ & j & & j \\ & b_k^T & -s^T(d(x_k)) & g \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ & & & 0 \end{pmatrix} \quad (13) \end{aligned}$$

$\forall j \in \rho 1, \forall k \in \rho 2$ , 其中  $G$  是一

个离散的函数  $g(n)$  和阵列版本的稀疏向量与一个单一的价值在 1 元

图 4: 一个描述 (一) 估计 H1 (作为辐射归一化反照率相同的等值线的表面) 和 (b) 校准网格图像叠加一些等值线。

确定等值线的一个例子在图 4 中可以观察到。

### 3.3 估计

在等值线, 我们估计 CRF 的使用 (7)。对于一个给定的等值线我和反照率  $\rho$  我们计算

$$\tilde{d}_i = \text{MEDIAN}_{j \in L_i \cap A_\rho} d(x_j) \quad (14)$$

and rewrite (7) as

$$1 - \frac{\rho}{2} \left( \frac{1}{\tilde{d}_i} - \frac{1}{\tilde{d}_j} \right) = 0 \quad (15)$$

To find the CRF the following linear system is built

$$a_i^T v_f - 1 = 0 \quad (16)$$

$\forall i$ , where

$$a_i = s(d_{i,\rho_1}) \frac{1}{\tilde{d}_i} - \frac{1}{2^s(d_{i,\rho_2})} \quad (17)$$