

一种基于监督色原理的医学真彩图像颜色校正方法*

许家佗^{1Δ} 屠立平¹ 张志枫¹ 周昌乐²

1(上海中医药大学, 上海 201203)

2(厦门大学, 厦门 361005)

摘要: 提出了一种室内自然光条件下的医学图像采集分析的“拓扑剖分还原”(TRM)模型。该模型根据医学图像颜色特征,应用自制的彩色、灰度色标作为校正的监督色,在LAB(L^* a^* b^* 均匀色空间,简称LAB)色空间分别对一维 L^* 空间和二维 a^* b^* 空间进行“拓扑剖分影射还原”,并采用分段校正法进行 L^* 值的校正,采用三角形拓扑剖分重心逼近法进行 a^* b^* 值的校正。通过对不同条件下22幅图像的198个色块的校正结果显示,与白平衡校正比较,TRM模型校正后 ΔL^* 、 ΔC^* 和 ΔE 明显降低($P < 0.01$),校正后图像色差更小,颜色与饱和度值更接近真实值。TRM模型校正方法能明显降低自然光条件下医学图像的色差,具有良好的颜色校正效果。

关键词: 监督色; TRM模型; LAB色空间; 颜色校正

中图分类号 R241.24; O432.3 文献标识码 A 文章编号 1001-5515(2010)04-0721-06

A Medical Image Color Correction Method Based on Supervised Color Constancy

Xu Jiatio¹ Tu Liping¹ Zhang Zhifeng¹ Zhou Changle²

1 (Shanghai University of Traditional Chinese Medicine, Shanghai 201203, China)

2 (Xiamen University, Xiamen 361005, China)

Abstract: This paper presents a medical image acquisition and analysis method TRM (Topology Resolve Map) Model under natural light condition indoors. Firstly, in accordance to medical image color characteristics, a colorful and grayscale color control patch was made for use as supervised color. “Topology Resolve Map Restoration” was carried on in LAB color space of the one dimensional L^* space and the two dimensional a^* b^* space. Then, L^* value was regulated by subsection regulation and a^* b^* value was regulated by triangulation topological cutting-close in on center of gravity method. After correction of the 198 color blocks in 22 pictures, the results showed that, by comparison with the standard value, the ΔL^* , ΔC^* and ΔE decreased significantly ($P < 0.01$) after correction by TRM. After correction, the difference in image's color is reduced, the color saturation is improved and the value is closer to true value. TRM model can significantly reduce the color difference of the medical image under natural light condition; it has a good effect on color correction.

Key words: Supervised color; Topology Resolve Map (TRM) model; LAB color space; Color correction

引言

在医学真彩图像处理领域,颜色还原性问题是重要研究内容之一。人的视觉具有颜色恒常性,能够一定程度上排除光照条件对颜色的影响,正确反应实物本身所固有的颜色。机器视觉颜色恒常性问题也是机器视觉研究的难点之一^[1]。在机器视觉

中,实现颜色恒常性一般被认为是,由一幅未知光照条件的若干景物的彩色图像,自动计算某种转换,以便得到景物中每个物体在某一标准或已知光照下的颜色表现,因此在求解过程中应有知识和模型的指导^[2]。颜色恒常性模型中经常采用的方法比较典型的是白色标准样品,称为有监督下的颜色恒常性,或运用在线监督色板,将其与被摄物体一起拍摄,以确定拍摄环境与标准环境的颜色对应关系^[3]。但是,环境光照条件测量和校准方法比较复杂,对设备的依赖性也比较强,光学设备昂贵测量代价高,临床应用的可行性差。在临床面色、口唇、舌象等真彩图像

* 国家高新技术研究发展计划(863计划)资助(2008AA02Z407); 国家自然科学基金资助项目(30873463, 30300443); 上海市重点学科资助项目(S30302)

Δ 通讯作者, E-mail: xjt@fudan.edu.cn

的采集分析过程中,对室内不同自然光条件下真彩图像的颜色稳定和准确具有较高的要求。现有的颜色校正方法,往往仅针对 RGB(R 红色、G 绿色、B 蓝色)颜色空间中 R、G、B 进行不同系数的校正^[4,5],由于 RGB 空间不是均匀色度空间,因此也很难实现稳定精确的颜色校正。

在医学真彩图像采集应用中,光照性能、场景反射性能、图像传感器性能等都是相对稳定的。光照条件主要针对符合数字图像采集设备电荷耦合器件(charge coupled device, CCD)的室内自然光,光照色温范围主要在 5 000~ 7 000 K 相对稳定的变化范围以内;图像采集对象主要为脸部、口唇、舌、指甲等,相对面积较小,在同一幅图像中,光照的性能、场景反射性能等是基本稳定和一致的;CCD 图像传感器主要应用性能稳定的数码单反相机。稳定的图像获取性能为建立精确的颜色还原奠定了重要基础。本文设计了一种基于均匀色度空间条件下,应用色监督方法,筛选和自制标准色的拓扑剖分影射还原(Topology Resolver Map, TRM)模型。

1 原理与方法

1.1 TRM 模型原理

CCD 图像颜色的变化受光照性能、场景反射性能、图像传感器性能等多种因素影响,图像中的颜色改变属于非线性变化。如果通过某种方法将这种总体的非线性变化分解转化成局部的近似线性变化,再求解近似线性变化规律,最大限度降低这种颜色的变化,就可以实现图像颜色分析的恒常性。医学图像中可见光波段的望诊图像采集,主要是在室内条件下,应用稳定的 CCD 设备,针对人脸、舌体、皮肤、口唇、指甲、黏膜等局部区域进行的。因此颜色特征范围相对稳定,在一幅图像的特定区域内,光照的性能、场景反射性能等是相对稳定和均匀的,即同一图像内的色标能够反映整个图像的颜色变化,符合监督色方法的使用条件。应用监督色可以反映图像中颜色的非线性变化规律,针对特定颜色空间范围,可以将变化了的颜色空间还原到标准颜色空间,实现图像颜色的校正。根据拓扑学原理^[6],可以将非线性变化的空间进行剖分,剖分得到的空间与标准条件下的该空间具有对应的同胚影射关系。所以,如果确定合理的剖分尺度,那么,将非线性变化的颜色空间分解成若干个近似线性变化的子空间,就可以在相应的子空间中,对颜色进行线性的近似还原。

CCD 图像设备采集得到的图像为 RGB 颜色空间,但 RGB 空间为非均匀颜色空间,即色值的距离不能准确反映颜色间的差别。在运用函数进行颜色还原的过程中,要求色度空间的距离能够准确反映颜色的差别,即应用均匀色度空间,因此色度空间选择国际照明委员会推荐的 CIE1976 $L^* a^* b^*$ 均匀色空间,简称 LAB。因此,实验应用均匀色空间,通过标准色在均匀色度空间的变化,进行“剖分映射还原”,将发生了变化了的图像颜色影射到对应的标准条件下色空间内,求解图像标准条件下在色空间中影射对应的色度值。又因为 LAB 色空间中,亮度 L 空间与色度 AB 空间具有相互独立性,因此,可以分别对一维 L 值和二维 AB 空间进行还原分析。

主要过程:(1)针对人体的肤色、黏膜颜色特点,在 $L^* a^* b^*$ 色度空间中选择相应的色度范围;(2)根据剖分映射精度建立标准色标,用于颜色监督;(3)建立相应的映射函数,依据标准色标,分别对一维 L^* 空间和二维 $a^* b^*$ 空间进行拓扑剖分影射还原,求解图像标准条件下对应的 L^* 、 a^* 、 b^* 色值。 L^* 值的校正主要采用分段校正法, $a^* b^*$ 值的校正主要采用三角形拓扑剖分重心逼近方法(见图 1),具体算法见文献[7]。

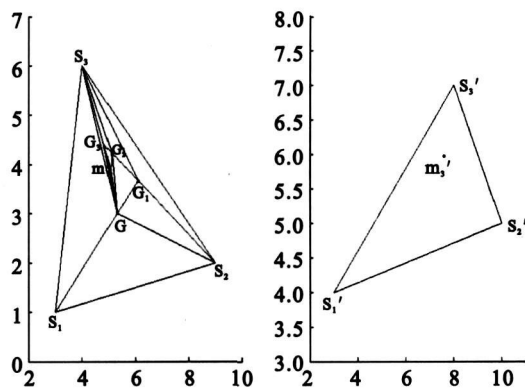


图 1 $a^* b^*$ 值的拓扑剖分三角形重心逼近法示意图

(左图 $\Delta S_1 S_2 S_3$ 为监督色标的标准 $a^* b^*$ 值构成的三角形, G 为 $\Delta S_1 S_2 S_3$ 的重心;右图 $\Delta S'_1 S'_2 S'_3$ 为图像中相同色标的 $a^* b^*$ 值构成的同胚三角形; m' 为图像中位于 $\Delta S'_1 S'_2 S'_3$ 内的某一 $a^* b^*$ 色坐标值; m 为根据同胚三角形的影射关系求得的 m' 在 $\Delta S_1 S_2 S_3$ 中的同胚影射点,即 m 为 m' 的校正还原值。)

Fig.1 Calculation of a^* , b^* values by approximate approach of the triangle center of gravity

1.2 色度空间的选取与色标制作

实验首先根据原始图像 RGB 信息,完成颜色空

间从 RGB 到 LAB 的转换^[8]。根据人体皮肤、黏膜等颜色特征确定 LAB 颜色空间范围,应用接近皮肤漫反射性能的色卡制作色标。色标的 LAB 色空间范围为: L^* 值 10~ 100; a^* 值 0~ 50, b^* 值- 10~ 30。色标的 $L^* a^* b^*$ 色度值通过 Eyeone Spectro 分光测色仪测试的光谱数据转换而来,采用 D65 光源 10° 角 $L^* a^* b^*$ 数据。彩色色标(见图 2) 灰度色标(见图 3) 范围基本上覆盖了面部、皮肤、舌体等在 $L^* a^* b^*$ 色空间的分布范围。灰度色标用于校正 L^* 值,彩色色标用于校正 $a^* b^*$ 值。色标的实测色值分别列于表 1、表 2,彩色色标 $L^* a^* b^*$ 值分布如图 4 所示。

1.3 色空间的剖分

实验采用自制色标中 12 级别的灰度色标(见图 3)与彩色色标(A1、F1、C1、A4、F4)作为监督色, I1、B2、C2、D2、E2、I2、C3、G3、G4 作为检验色块(见图 2)。理论上固定 $a^* b^*$ 色空间范围内监督色块越多,校正精度越高,但计算代价也更大。根据拓扑学三角剖分的“整齐规则”剖分原理^[6], $a^* b^*$ 色空间的理想三角剖分模式如图 4(a) 所示,但考虑到实际应用的计算代价,实验采用了 3 个大三角形区域剖分如

图 4(b) 所示。同时,可以将三角形以外的色标点作为测试点进行检验。这种剖分方法大大降低了运算代价,实际应用中可以根据实验结果选择适当的剖分精度。

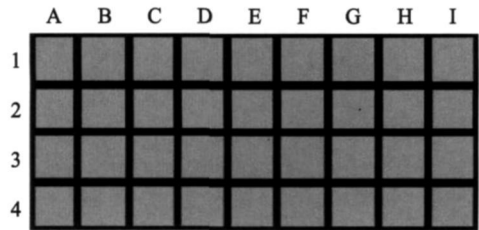


图 2 彩色色标
Fig. 2 Color card

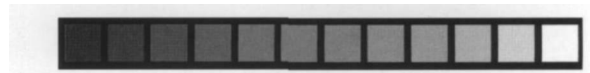


图 3 灰度色标
Fig. 3 Gray card

表 1 彩色色标值

Tab. 1 Value of color card

| 色标分组 | 1 | | | 2 | | | 3 | | | 4 | | |
|------|-------|--------|---------|-------|---------|--------|-------|--------|-------|-------|--------|-------|
| | L^* | a^* | b^* | L^* | a^* | b^* | L^* | a^* | b^* | L^* | a^* | b^* |
| A | 59.77 | - 2.18 | - 8.51 | 59.45 | - 1.82 | 1.48 | 59.00 | - 0.49 | 42.44 | 58.85 | - 0.75 | 32.33 |
| B | 59.67 | 6.34 | - 9.24 | 59.48 | 6.71 | 0.92 | 59.39 | 8.58 | 41.81 | 59.07 | 8.92 | 31.81 |
| C | 59.91 | 16.81 | - 9.55 | 9.35 | 16.88 | 0 | 58.87 | 17.37 | 39.81 | 58.67 | 17.48 | 30.59 |
| D | 59.65 | 25.14 | - 10.93 | 59.04 | 25.15 | - 1.23 | 58.39 | 26.34 | 39.63 | 58.48 | 26.25 | 28.54 |
| E | 58.92 | 34.73 | - 12.17 | 58.84 | 34.87 | - 2.63 | 57.78 | 36.38 | 36.52 | 57.87 | 35.96 | 27.11 |
| F | 58.50 | 43.57 | - 13.66 | 58.29 | 43.86 | - 3.97 | 57.21 | 44.99 | 34.87 | 57.14 | 4.65 | 25.23 |
| G | 59.13 | - 1.40 | 10.50 | 59.00 | - 0.612 | 0.88 | 58.82 | 5.45 | 17.97 | 59.05 | 25.36 | 7.90 |
| H | 59.20 | 7.09 | 9.85 | 58.86 | 7.56 | 20.19 | 58.26 | 35.63 | 16.13 | 58.44 | 34.79 | 6.48 |
| I | 59.27 | 16.94 | 9.38 | 58.81 | 17.61 | 9.17 | 57.76 | 43.58 | 14.83 | 57.93 | 43.69 | 5.05 |

表 2 灰度色标 L^* 值

Tab. 2 L^* value of gray card

| 色标 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 |
|----|------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|------|-------|-------|------|
| | 8.74 | 14.81 | 27.68 | 39.19 | 50.27 | 54.64 | 60.07 | 65.03 | 70.6 | 79.45 | 88.44 | 92.6 |

1.4 色差分析方法

CIE 1976 $L^* a^* b^*$ 色空间中,各单项色差和总色差(ΔE)计算公式为式(1)~(6)^[11]。

$$\Delta L^* = L^* - L_0^* \tag{1}$$

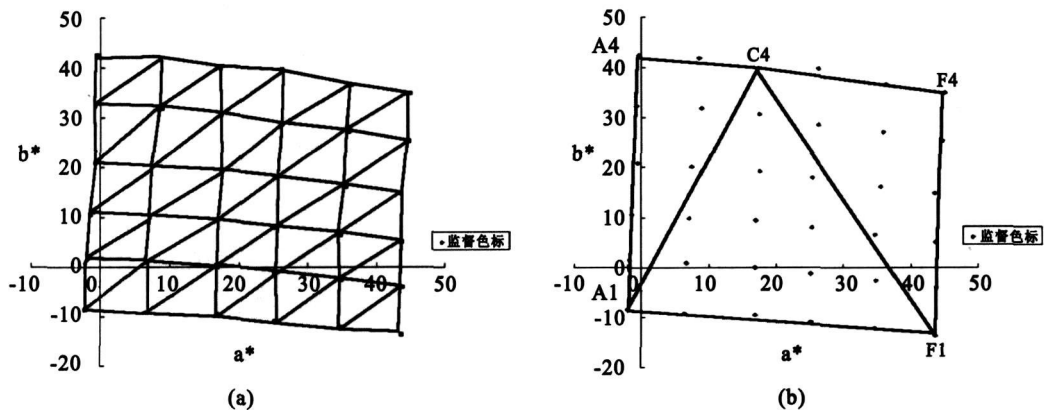
$$\Delta a^* = a^* - a_0^* \tag{2}$$

$$\Delta b^* = b^* - b_0^* \tag{3}$$

$$\Delta C^* = C^* - C_0^* \tag{4}$$

$$C^* = \sqrt{a^{*2} + b^{*2}} \tag{5}$$

$$\Delta E = \sqrt{(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2} \tag{6}$$

图 4 a^* b^* 彩色坐标的三角剖分

(a) 理想的三角剖分示意图; (b) 实验采用的三角剖分示意图

Fig. 4 Triangulation of a^* b^* coordinate

(a) Ideal triangulation of coordinate; (b) Experimental triangulation of coordinate

在 CIE 1976L* a^* b^* 均匀颜色空间中, 正数的 ΔL^* 表示样品亮度比标准高, 负数的 ΔL^* 表示样品亮度比标准低; 正数的 Δa^* 值表示样品比标准红, 负数的 Δa^* 值表示样品比标准绿; 正数的 Δb^* 值表示样品比标准黄, 负数的 Δb^* 值表示样品比标准蓝; ΔC^* 为正值时, 表示样品色比标准色的色彩度高, 含“白光”或“灰分”少, ΔC^* 为负值时, 表示样品色比标准色的色彩度低, 含“白光”或“灰分”多。总色差 ΔE 值反应颜色之间的总体差别, ΔE 值越小代表色差越小, ΔE 越大代表色差越大。一般 ΔE 值大于 12.0 表示两种颜色截然不同, ΔE 值小于 1.5 时人眼感觉不到差别^[10]。

统计方法采用配对样本 T 检验方法, 检验水准为 $\alpha = 0.01$ 。

1.5 主要设备与图像采集

室内自然光测量采用日本柯尼卡美能达公司生产的 CL-200 色温照度计, 记录图像采集的即刻色温 (K)、照度 (Lux); 图像采集用尼康 D70 610 万像素单镜头反光数码相机, 白平衡与曝光均采用自动模式, 照度补偿 0。

实验采用 12 级别的灰度色标与彩色色标中的 A1、F1、C1、A4、F4 作为监督色块, 彩色色标中的 I1、B2、C2、D2、E2、I2、C3、G3、G4 作为检验色块。在室内非阴雨天的自然光条件, 色温范围在 5953.36 ± 287.22 K, 照度范围在 639.19 ± 410.56 lx, 拍摄灰度色标与彩色色标得到不同条件下的 22 幅图像, 198 个检验色块。应用灰度色标、彩色色标对 198 个检验色块的 L^* 、 a^* 和 b^* 值进行校正。

2 实验结果

2.1 L^* 结果

对 L^* 值的校正主要依赖灰度色卡, 将灰度变化分段校正还原。校正结果 (见表 3) 显示, 校正前 198 个色标 ΔL 绝对值的总体均值为 17.83 ± 4.84 , 校正后 ΔL 绝对值的总体均值为 6.09 ± 2.88 , 校正后 ΔL 明显小于校正前 ($P < 0.05$), 校正后 L^* 值明显接近标准值 (见图 5)。

表 3 L^* 值的校正前后结果Tab. 3 The adjustment results of L^*

| 色标 | 标准值 (L_0) | 校正前 | | 校正后 | |
|----|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
| | | L^* 值(L_1) | ΔL 值 | L^* 值(L_1) | ΔL 值 |
| I1 | 59.27 | 38.82 ± 4.78 | 20.45 ± 4.78 | 49.25 ± 1.77 | 10.02 ± 1.77 |
| B | 259.48 | 42.18 ± 5.19 | 17.09 ± 5.19 | 54.34 ± 3.91 | 5.89 ± 2.56 |
| C | 259.35 | 42.36 ± 5.26 | 16.91 ± 5.26 | 54.58 ± 3.35 | 5.29 ± 2.40 |
| D | 259.35 | 41.55 ± 4.91 | 17.72 ± 4.91 | 53.42 ± 2.62 | 5.93 ± 2.62 |
| E | 258.84 | 41.18 ± 4.89 | 18.09 ± 4.89 | 52.84 ± 2.14 | 6.00 ± 2.14 |
| I | 258.81 | 43.00 ± 4.67 | 16.27 ± 4.67 | 55.61 ± 2.20 | 3.20 ± 2.20 |
| C | 358.67 | 42.14 ± 4.36 | 17.13 ± 4.36 | 54.06 ± 3.24 | 5.18 ± 2.14 |
| G3 | 58.84 | 0.59 ± 4.59 | 18.68 ± 4.59 | 51.80 ± 3.85 | 7.56 ± 2.49 |
| G4 | 59.05 | 41.18 ± 4.50 | 18.09 ± 4.50 | 54.34 ± 4.25 | 5.76 ± 2.55 |

2.2 ΔC^* 值的校正结果

在 AB 坐标中, 色度值 a^* 、 b^* 共同确定了一个坐标点, ΔC^* 则反映两色块的饱和度, a^* 、 b^* 值越接近, a^* 、 b^* 色差越小, 饱和度差 ΔC^* 也越小。校正结果 (见表 4) 显示, TRM 法校正后与实际 a^* 、 b^* 值的差很小, a^* 、 b^* 坐标更接近标准值 (见图 6), 离散度也很小。198 个总样本, 校正前 ΔC^* 绝对值为

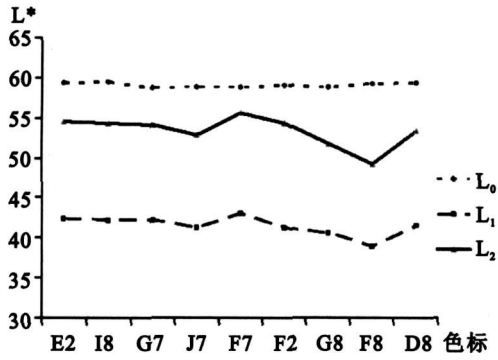


图5 L* 值校正前后的比较

(L₀ 为色标实际 L* 值标准, L₁ 为校正前 L* 值; L₂ 为校正后 L* 值。)

Fig.5 The adjustment results of L*

表4 a*、b* 值的校正结果

Tab.4 The adjustment results of a* b*

| 色标 | 标准值(AB ₀) | | 校正前(AB ₁) | | | 校正后(AB ₂) | | |
|----|-----------------------|-------|-----------------------|------------|------------|-----------------------|------------|-----------|
| | a* | b* | a* | b* | ΔC* | a* | b* | ΔC* |
| I1 | 6.94 | 9.85 | 11.09±1.69 | 9.09±1.82 | 5.20±2.12 | 16.44±1.86 | 7.63±2.27 | 2.20±1.11 |
| B | 26.71 | 0.92 | 1.91±1.11 | 1.50±1.14 | 4.19±1.31 | 4.90±1.42 | -1.65±1.50 | 1.64±1.06 |
| C2 | 16.88 | 0 | 9.45±1.34 | 2.55±1.37 | 6.71±1.57 | 14.57±1.41 | -2.62±1.02 | 2.28±0.96 |
| D2 | 25.15 | -1.23 | 16.36±1.40 | 3.23±1.27 | 8.47±1.54 | 23.21±1.32 | -3.64±0.95 | 1.76±1.13 |
| E2 | 34.87 | -2.63 | 24.45±1.41 | 4.23±1.51 | 10.12±1.56 | 33.47±1.41 | -4.56±1.42 | 1.53±0.99 |
| I2 | 17.61 | 9.17 | 11.36±1.18 | 14.91±1.82 | 7.25±1.97 | 16.49±1.35 | 16.92±2.15 | 2.53±1.43 |
| C3 | 17.48 | 30.59 | 11.95±1.25 | 23.09±2.04 | 9.21±2.23 | 17.13±1.22 | 30.12±1.79 | 1.20±1.47 |
| G3 | 25.36 | 7.90 | 17.86±1.58 | 8.50±1.68 | 6.73±1.79 | 24.95±1.45 | 4.56±1.87 | 1.62±0.75 |
| G4 | 25.45 | 17.97 | 18.05±1.56 | 15.91±1.93 | 7.06±2.16 | 25.06±1.22 | 16.44±1.95 | 1.61±0.86 |

表5 ΔE 的校正结果

Tab.5 The adjustment results of ΔE

| 色标 | 校正前(ΔE ₀) | 校正后(ΔE ₁) | 白平衡校正(ΔE _{awb}) |
|----|-----------------------|-----------------------|---------------------------|
| I1 | 21.49±4.43 | 10.66±1.83 | 14.23±3.52 |
| B2 | 18.15±4.72 | 7.11±2.14 | 10.07±2.91 |
| C2 | 19.00±4.46 | 6.68±2.05 | 10.54±2.80 |
| D2 | 20.60±4.10 | 7.02±2.18 | 12.75±3.31 |
| E2 | 21.91±3.85 | 6.80±1.94 | 15.74±3.92 |
| I2 | 17.80±4.02 | 4.84±2.03 | 8.96±2.80 |
| C3 | 19.26±3.66 | 5.66±2.06 | 10.58±3.12 |
| G3 | 20.19±3.96 | 8.75±2.69 | 13.21±4.31 |
| G4 | 19.50±3.89 | 6.21±2.53 | 13.01±5.19 |
| 均值 | 19.77±4.26 | 7.08±2.68 | 12.12±4.43 |

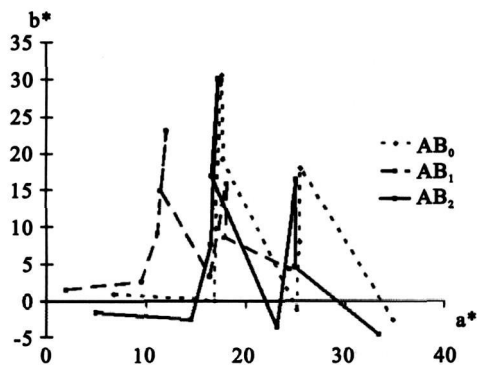


图6 a*、b* 值校正前、后的比较

(AB₀ 为色标标准值, AB₁ 为校正前值; AB₂ 为校正后值)

Fig.6 The adjustment results of a* b*

7.25±2.50, TRM 法校正后 ΔC* 的绝对值为 1.82±1.16, 明显小于校正前(P<0.05), 色饱和度校正效果良好。

2.3 ΔE 的校正结果

ΔE 值反应颜色的总体差别, 直接反映颜色校正后与标准色之间的差别。实验中 198 个总样本, 与标准色值比较(见表 5), 未校正色差 ΔE₀ 平均为 19.77±4.26, 校正后色差 ΔE₁ 平均为 7.08±2.68, ΔE 校正后显著小于校正前(P<0.05)。实验还将 TRM 校正结果与 NIKON DSLR 相机专业图像处理软件 NIKON CAPTURE1.2 的自动白点平衡颜色校正(AWB)结果进行比较(见图 7), AWB 校正后平均色差 ΔE 为 12.12±4.43, 结果显示 TRM 法校正的色差和离散度都减小, 具有良好的校正效果。

3 讨论

医生临床望诊都是在自然光或人工光源与自然

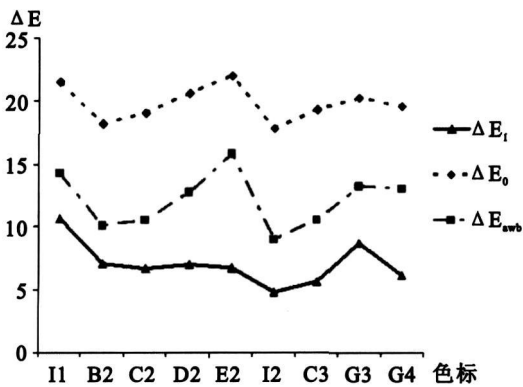


图 7 校正前、后 ΔE 的比较

(ΔE_0 为校正前; ΔE_1 为 TRM 方法校正后; ΔE_{avb} 为 NIKON CAPTURE 1.2 校正后)

Fig. 7 The adjustment results of ΔE

光源混合的室内条件下进行的。考虑到自然光作为主要室内光源,以及人工光源多样性,研究首先针对光照充足的室内自然光条件进行研究,后续的研究将会进一步针对室内混合光源进行。自然光是连续光谱,具有光照均匀、便捷实用的特点,是临床望诊的首选光源,具有其他光源不可替代的优势。但自然光又常受到天气、环境等的影响,在光线照度、色温、光照角度等方面都存在一定变化。因此临床真彩图像采集都采用暗室、暗箱条件下的人工光源来解决这一问题,但这大大增加了临床图像采集复杂性。而且人工光源光谱范围局限或不连续,光照不均,和自然光相比存在较大差异。以往自然光观测显示,室内自然光在照度上的变化范围很大,但多数非阴雨天气的白昼照度都可以进行舌象等望诊图像的采集^[1]。所以,针对自然光条件设计一种医学图像采集分析方法是必要的。实验设计了一种应用自制色标基于监督色原理的 TRM 颜色校正模型,通过对 LAB 色度空间的拓扑变化的校正,实现颜色的校正还原,建立了一种基于监督色原理的颜色恒常性模型。在应用 Gretagmabeth Digital Color Checker SG(简称 SG)色标的前期研究中,实验显示 TRM 模型具有良好的颜色还原效果^[7]。SG 色标中有针对人体肤色颜色设计的 D-J(7-8) 14 个色标,但分布精度不能够满足 TRM 模型中黏膜等其他颜色的监督校正。因此,本实验针对医学图像特征设计了一种色分布更加均匀详细的监督色标,可以满足 TRM 模型不同剖分精度的需要。实验结果显示,经过校正后的 ΔL^* 、 ΔC^* 和 ΔE 明显降低,结果说明校

正后图像颜色值更接近真实值,饱和度更接近真实值,与真实颜色比较色差更小。TRM 校正效果明显优于专业图像处理软件 NIKON CAPTURE 1.2 的 A WB 校正效果。实验表明,自制监督色标的 TRM 校正方法,能明显降低自然光条件下医学图像的颜色差,将自制色标应用到相关医学图像的采集与颜色校正也是可行的。

实验中色标的制作仍然是研究重要内容之一,研究要求建立与人体肤色和体表黏膜具有相同光线反射性能的色标,并应该通过进一步详细的光谱测量研究反映该性能。实验结果中,各颜色还原精度仍有待提高,因为实验中 TRM 模型的剖分精度选用了色标中较大的 3 个三角形,但实验中的色标实际可以提供最多 50 个剖分三角型,所以颜色还原精度还可以有很大的提高。今后研究还应该针对人体肤色、黏膜等医学图像,通过对肤色、黏膜颜色的实际测量调整检验模型,进行更详细的应用研究。

参 考 文 献

- [1] OLIVER N, PENTLAND A, BERARD F. A real time face and lips tracker with facial expression recognition[J]. Pattern Recognition, 2000, 33(8): 1369-1382.
- [2] 陶霖密,徐光祐. 机器视觉中的颜色问题及应用[J]. 科学通报, 2001, 46(3): 178-190.
- [3] TSUKADA M, TAJIMA J. Color matching algorithm based on computational 'color constancy' theory[C]. Kobe, Japan: Yasuhiko Yasuda. International Conference on Image Processing, 1999: 60-64.
- [4] 蔡铁珩,沈兰荪,刘长江. 新型中医舌象分析仪关键技术研究[J]. 电子学报, 2006, 34(4): 713-716.
- [5] 刘关松,吕嘉雯,徐建国,等. 监督颜色校正方法研究[J]. 计算机学报, 2003, 26(4): 502-506.
- [6] 林金坤. 拓扑学基础[M]. 北京: 科学出版社, 2004: 45-51.
- [7] XU J T, GUO Y F, QIU X P, et al. A color constancy model based on Topology Resolve Map in medical image processing [C]. Wuhan: SPIE 5th Intl Sym MIPPR, 2007: 6789C-8.
- [8] CONNOLL Y C. A study of efficiency and accuracy in the transformation from RGB to CIELAB color space[J]. IEEE Transactions on Image Processing, 1997, 6(7): 1046-1048.
- [9] MAHNY M, EYCKEN L V, OOSTERLINCK A. Evaluation of uniform color spaces developed after the adoption of CIELAB and CIELUV[J]. Color ResAppl, 1994, 19(2): 105-121.
- [10] 刘武辉. 印刷色彩学[M]. 北京: 化学工业出版社, 2004: 153.
- [11] 许家伦,张志枫,费兆馥,等. 舌象数字图像采集条件的实验观测[J]. 中国中医基础医学杂志, 2007, 13(1): 23-26.

(收稿: 2009-09-18 修回: 2009-10-09)