

基于亮度信息的人体解剖照片集 直接成像方法*

郎文辉¹, 冯焕清¹, 周荷琴², 袁非牛², 诸葛斌¹

(1. 中国科学技术大学生物医学工程研究所; 2. 中国科学技术大学自动化系, 安徽合肥 230027)

摘要:研究和讨论了可视人体解剖照片集的直接成像方法. 由于解剖照片中的每个体素颜色值已经确定, 因而主要研究如何从每个体素的 R、G、B 三原色组映射成特定阻光度值, 即阻光度转换函数. 首先计算 YIQ 空间中的亮度分量 Y, 然后基于 Y 分量, 在 RGB 空间中利用矢量角与欧氏距离的联合来计算彩色体素的梯度幅值, 从而得到阻光度值, 最后合成、累积颜色. 实验结果表明: 此算法不需复杂的色彩空间变换, 成像质量高, 可以表现人体毛细血管、纹理信息以及体内的细微结构.

关键词: 体绘制; 阻光度; 转换函数; 矢量角; 欧氏距离

中图分类号: R319

文献标识码: A

0 引言

在医学成像领域, 已经有大量的文献研究了 3D 标量数据场(如 CT、MRI 等序列图像组成的标量体数据)的成像算法, 但是较少涉及直接从解剖照片集重建.

解剖照片集^[1]虽然简化了体素颜色的映射(通过直接检索、插值即可), 但由于解剖照片集缺乏原始物质密度、吸收系数等物理特性, 使得体素阻光度的映射难度增加. 一种有效的成像方法是把解剖照片集仅仅作为获取体素颜色的辅助数据场(即把它简单地看成是一种 3D 纹理), 而体素阻光度值等信息则是从与之配准的 CT(或 MRI 等)体图像获取. 这种方式可以获得高质量图像, 但同时也存在不少问题. 首先, 彩色体图像与 CT 等体图像之间的自动配准问题是一个较复杂的研究课题^[2], 其次, 冗余的数据场增加了计算机的存储消耗. 因此研究直接从解剖照片集重建具有较大的实际应用价值. Ebert 等对解剖照片集的直接重建作了比较全面的讨论, 分别研究了根据 RGB 和 CIE LUV 色彩空间欧氏距离梯度幅值计算阻光度的方法^[3]; 比较而言, 后者能够产生比较清晰的多组织透明图像, 可以较明显地区分脂肪、肌肉、骨骼等组织信息, 但复杂的色彩空间变换需要较大的计算开销, 而且在饱和度较高的区域捕捉细节的能力较弱^[5].

本文针对这种情况, 提出一种高质量解剖照片集直接成像方法. 该方法首先通过简单的线性变换在 YIQ 空间中计算亮度分量 Y, 然后基于亮度分量 Y 在 RGB 色彩空间中把矢量

* 收稿日期: 2003-11-28

基金项目: 安徽省自然科学基金资助项目(01042202)

作者简介: 郎文辉, 男, 1965 年生, 博士研究生, 副教授. 研究方向: 医学图像处理, E-mail: langwh@ustc.edu.cn

角与欧氏距离合起来计算梯度幅值,从而得到阻光度值,最后合成、累积颜色。

1 方法

1.1 体素的色彩定义

解剖照片中每个体素的色彩都是已知的,每个色彩值反映的是该体素在特定灯光和视见参数集下的总反射量。在 VHP 的解剖照片采集过程中,灯光和视见方向都位于切片的正上方。如果假设总反射量仅包含漫反射,由于漫反射是独立于视见方向的,因此可以把同样的色彩值作为其它视点的反射量。

1.2 基于亮度的距离联合色彩距离梯度

选择合适的度量方式是精确捕捉人体细节的关键。

欧氏距离方法在 RGB 空间中过于注重亮度区域变化,对色彩差异信息不太敏感^[4];而在 CIE LUV 色彩空间,对非饱和的色彩而言,则可以取得较好的检测效果,但 RGB 到 CIE LUV 的转换复杂,计算量大,而且对饱和度较高的区域来说,则可能丢失边缘信息^[5]。规格化后的欧氏距离定义为

$$D_E = \frac{\|v_1 - v_2\|}{\sqrt{3 \cdot 255^2}} \quad (1)$$

式中 v_1 和 v_2 是两个被比较的相邻体素的彩色三元组, $v_1 = [v_{1,1} v_{1,2} v_{1,3}]$; $\|\cdot\|$ 是 L_2 矢量范数,因为最大矢量差异是 $(255, 255, 255)$,故取规格化因子为 $\sqrt{3 \cdot 255^2}$ 。

矢量角方法^[4]是对两个相邻像素矢量角的计算,与 RGB 空间中欧氏距离不同,矢量角注重区分色彩上的差异,对色度和饱和度的差异较敏感,可以捕捉更精确的色彩差异信息。归一化后的矢量角为

$$\theta = \frac{2}{\pi} \cos^{-1} \left(\frac{v_1 \cdot v_2}{|v_1| |v_2|} \right) \quad (2)$$

矢量角测量法的问题是对亮度差异并不敏感,特别是当两个色彩矢量位于同一方向时(色度、饱和度相同),则检测不到边缘信息;此外在 RGB 值较低处,由于三个值中任一值的微小变化都可以在两个色彩间的角度上产生大的变化,因而会产生较大的感知差异;相反低亮度区域对 D_E 并不是问题;而且矢量角方法在零点 ($R = G = B = 0$) 处无定义,如直接用该式对包含大量零值点的解剖照片集进行检测将会丢失大量边缘信息(皮肤与背景交界处)。

为此我们设计了基于亮度的距离联合公式,如式(3),把两种体制的优点结合起来:

$$RGB_distance(v_1, v_2) = 1 - (1 - a_1 \cdot \theta) \cdot (1 - a_2 \cdot D_E) \quad (3)$$

式中 $RGB_distance(v_1, v_2)$ 是联合距离, a_1 是 θ 的基于亮度的系数, a_2 是 D_E 的基于亮度的系数, $a_1 + a_2 = 1$ 。

系数 a_1 和 a_2 可由折中参数函数来计算。首先我们使用 S 形函数作为过渡函数,定义为

$$t(Y_i) = \frac{1}{1 + e^{-\beta(Y_i - B)}} \quad (4)$$

如图 1 所示, B 定义为过渡中点, β 描述了该点的斜率。 Y_i 是被比较的两个体素 v_1 和 v_2 的规一化后的亮

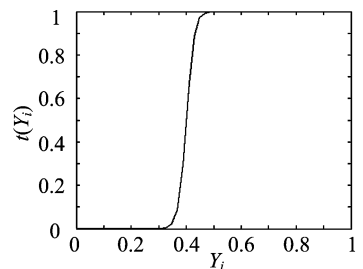


图 1 S 形函数, $\beta = 72, B = 0.4$
Fig. 1 sigmoid function, $\beta = 72, B = 0.4$

度值, $i = 1, 2$, 这里选用 YIQ 空间中的亮度分量^[5], 如式(5).

$$Y_i = \frac{R \times 0.229 + G \times 0.587 + B \times 0.114}{255} \quad (5)$$

则系数 a_1 和 a_2 可由 Carron^[6]定义的折中参数函数算出, 形式为

$$p(Y_1, Y_2) = \sqrt{t(Y_1) \cdot t(Y_2)} \quad (6)$$

$$a_1 = p(Y_1, Y_2), a_2 = 1 - p(Y_1, Y_2) \quad (7)$$

基于亮度的距离联合度量公式可以写为:

$$RGB_distance(v1, v2) = 1 - [1 - p(Y_1, Y_2)\theta] \cdot [1 - (1 - p(Y_1, Y_2))D_E] \quad (8)$$

此式表明只有当被比较的两个体素的亮度和矢量角都较大时, θ 起主要作用, 其它情况下, D_E 起主要作用.

根据 Ebert 提供的模型^[3], 在 RGB 空间中, 针对解剖照片集中任一点 $\omega_{xel}[x_i][y_i][z_i]$, 我们可以计算出该点基于亮度的距离联合色彩距离梯度:

$$\nabla L(x_i, y_i, z_i) = (\nabla C_x(x_i, y_i, z_i), \nabla C_y(x_i, y_i, z_i), \nabla C_z(x_i, y_i, z_i)) \quad (9)$$

其中 $\nabla L(x_i, y_i, z_i)$ 是一矢量, 模记为 $|\nabla L|$,

$$\left. \begin{aligned} \nabla C_x(x_i, y_i, z_i) &= RGB_distance(\omega_{xel}[x_i - 1][y_i][z_i], \omega_{xel}[x_i + 1][y_i][z_i]) \\ \nabla C_y(x_i, y_i, z_i) &= RGB_distance(\omega_{xel}[x_i][y_i - 1][z_i], \omega_{xel}[x_i][y_i + 1][z_i]) \\ \nabla C_z(x_i, y_i, z_i) &= RGB_distance(\omega_{xel}[x_i][y_i][z_i - 1], \omega_{xel}[x_i][y_i][z_i + 1]) \end{aligned} \right\} \quad (10)$$

1.3 转换函数

设计转换函数的目的, 实际上是利用色彩距离梯度和密度值对每个体素进行物质分类. 为了实现各种显示效果, 我们采用了二维转换函数来计算采样点的阻光度值.

$$opacity = Y(k_{gc} + k_{gs} \cdot (|\nabla L|)^{exponent}) \quad (11)$$

这里 Y 是原始阻光度(即一个标量色彩分量, 按式(5)取亮度值), $|\nabla L|$ 是体数据在某个体素处的梯度模. 当 $k_{gc} = 1, k_{gs} = 0$ 时, 可以实现对体表和器官内膜表面一定厚度的体绘制, 当 $k_{gc} = 0$ 时, 可以实现多组织半透明显示, 即显示大梯度的区域.

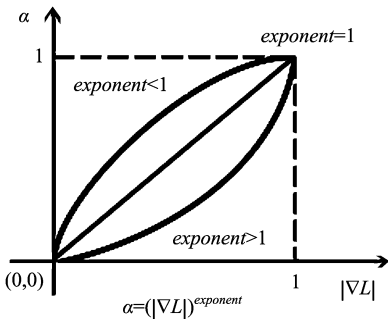


图 2 阻光度曲线斜率



(a) RGB 空间中基于亮度信息的渲染图 (b) CIE LUV 空间中基于欧氏距离的渲染图

图 3 多组织半透明显示结果

Fig. 2 the slope of the opacity curve

Fig. 3 the results of multi-structures translucent display

通过使用幂函数, 用户可以调整阻光度曲线的斜率, 从而更好地突出数据集, 如图 2 所

示. 当指数 $exponent > 1$ 时, 能够抑制小梯度幅值采样点(即非边界点)的显示, 阻光度随梯度幅值增长较慢. 当指数 $exponent < 1$ 时, 能够放大小梯度幅值采样点的显示, 增长率较大. 图 3 是该转换函数的成像结果 ($exponent = 0.6, k_{gs} = 0, k_{gs} = 0.6$), 可以明显地看到骨骼和肌肉等组织.

1.4 成像算法

根据投影方式的不同, 我们分别研究出了基于解剖照片集的透视光线投射^[7](ray casting)和平行错切-变形(shear-warp)^[8]等成像. 为了说明问题, 下面仅给出了解剖照片集的透视光线投射算法 C++ 伪代码. 该算法的关键是在 RGB 空间中利用彩色图像的亮度分量 Y 和基于亮度的距离联合色彩梯度来控制色彩合成过程, 即阻光度转换函数的设计. 不同的阻光度转换函数会产生不同的成像结果. 同时, 采样点的色彩信息不再用伪色彩, 而是根据原始彩色信息插出对应采样点的真实色彩信息, 因此成像结果更加逼真, 能够表现对象表面的纹理信息. 这一过程实际上是应用了 3D 体贴图技术. 错切-变形(shear-warp)等其它传统成像算法也采用类似的处理过程.

解剖照片集的透视光线投射算法 C++ 伪代码:

将原始 RGB 体图像根据式(5)转换成 RGBY 体图像;

```
for(int i=0; i<Height; i++)
for(int j=0; j<Width; j++)
{ 从视点出发投射一条光线;
while(采样步数 k<景深步数)
{ 采用三线性插值函数计算亮度值 Y;
由亮度值 Y 和基于亮度的色彩距离梯度等信息计算采样点的阻光度 opacity;
if(opacity==0)
continue;
采用三线性插值函数计算采样点的 RGB 值;
合成颜色与阻光度;
if(阻光度>=1) break;
沿投射光线前进一个步长; 采样步数 k 增加 1;
}
}
```

2 实现及结果

我们在 Visual C++ .NET 开发环境下, 用一台 CPU 为 P4/1.6G, 内存为 512MB 的 PC 机, 实现了上述算法. 实验数据是美国国家医学图书馆可视化人男子解剖照片集^[1]. 由于数据量太大, 同时考虑到 PC 机内存容量和处理能力, 必须把其断面和纵向分辨率都降低. 断面分辨率从 2048×1216 降低至 512×404 , 并以等间隔从头部到腹股沟附近连续地选取 380 层切片图, 原始数据分辨率降为 $512 \times 404 \times 380$, 而且纵向与横向分辨率之比为 2, 即每个体素是一个长方体. 因为 RGBY 体图像的每个体素需要 4 个字节, 因此该体数据需要的内存约为 314MB, 适合 PC 机处理.

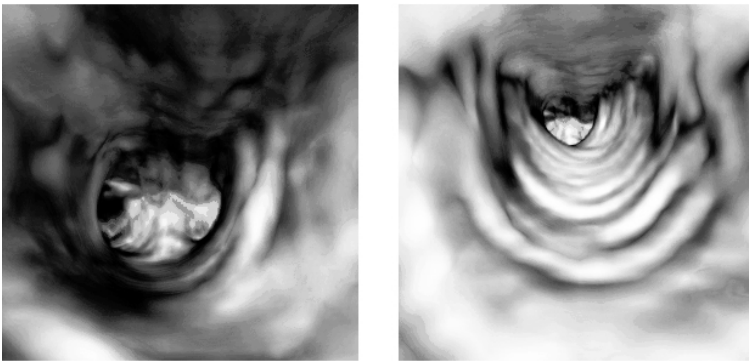
对该彩色体数据, 首先采用本文提出的算法进行人体躯体外表面三维重建, 成像结果如

图 4a 所示. 从渲染图像可以看出, 图像质量高, 并且可以看到人体皮下组织毛细血管等微细结构和皮肤纹理. 我们也对该彩色体数据进行了虚拟内窥成像实验, 实验器官是气管, 实验结果如图 4b 所示, 可以看出图像比较平滑, 成像质量较高. 在进行颜色与阻光度累积时, 采样间隔小于 1 个体素单位, 因此成像质量达到了亚体素级精度.

我们与 CIE LUV 空间的欧氏距离检测方法进行了比较, 如图 3 所示 ($512 \times 404 \times 188$). 由于解剖照片集包含了部分饱和度较高的区域, 而 CIE LUV 空间在这些区域是非线性的, 因而丢失了许多细节(图 3b). 而本文提出的方法则可以捕捉更多的细节(如肩关节), 组织分界面也更清晰(如皮肤、肌肉和骨骼之间).



(a) 人体外表面三维重建渲染图



(b) 气管虚拟内窥成像渲染图

图 4 体表及虚拟内窥成像

Fig. 4 Body surface & endoscopic images

3 结论

本文研究并讨论了可视人解剖照片集的直接成像方法. 由于每个体素的颜色值已经确定, 因此主要研究如何从每个体素的 R、G、B 三原色值映射成特定的阻光度值, 即阻光度转换函数的确定. 本文算法首先通过简单的线性变换在 YIQ 空间中计算亮度分量 Y, 然后仅以 Y 分量作为密度值, 根据亮度分量 Y 把矢量角与欧氏距离结合起来计算色彩距离梯度幅值, 从而得到阻光度值, 最后合成、累积颜色. 我们在美国国家医学图书馆可视化人男子部分解剖照片集上应用了算法, 进行了躯体的三维重建和气管的虚拟内窥成像. 同时与 CIE

LUV 空间的欧氏距离检测方法进行了比较. 本文算法不需复杂的色彩空间变换, 成像质量高, 可以表现人体毛细血管、纹理信息以及体内的细微结构, 因此在医学解剖、教育等领域具有重要的实际应用价值. 今后我们将在距离计算中寻找各分量的最优权重, 并利用彩色数据建立全局光照模型, 以进一步提高成像质量.

参 考 文 献

- [1] Ackerman M J, Spitzer V M, *et al.* The Visible Human data set; an image resource for anatomical visualization[J]. *Medinfo*, 1995, 8(2): 1195-1198.
- [2] 贾春光, 谭欧, 吕旭东. Visible Human 图象数据集的自动匹配方法[J]. *中国生物医学工程学报*, 2001, 20(2): 143-147.
- [3] Ebert D, Morris C, Rheingans P, Yoo T. Designing effective transfer functions for volume rendering from photographic volumes [J]. *IEEE Trans. Visualization and Computer Graphics*, 2002, 8(2): 183-197.
- [4] Dony R D, Wesolkowski S. Edge detection on color Images using RGB vector angle[A]. In: *Proceedings of CCECE* [C]. Edmonton, CANADA, 1999, 687-692.
- [5] Joe Kniss, Gordon Kindlmann, Charles Hansen. Multidimensional transfer functions for interactive volume rendering [J]. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 2002, 8(3): 270-285.
- [6] Carron T, Lambert P. Color edge detector using jointly Hue, Saturation and Intensity [A]. In: *Proceeding of International Conference on Image Processing*[C]. Austin, Texas, USA, 1994, 10:977-981.
- [7] Marc Levoy. Display of surfaces from volume data[J]. *IEEE Computer Graphics & Applications*, 1988, 8(5): 29-37.
- [8] Philip Lacroute, Marc Levoy. Fast volume rendering using a shear-warp factorization of the viewing transform[A]. In *ACM Computer Graphics (SIGGRAPH '94 Proceedings)* [C], Orlando, USA, 1994, 451-458.

An Imaging Algorithm Using Anatomical Photographic Database Based on Luminance

LANG Wen-hui¹, FENG Huan-qing¹, ZHOU He-qin², YUAN Fei-niu², ZHU GE bin¹

(1. *Bio-Medical Engineering Insititute, USTC*; 2. *Dept. of Automation, USTC, Hefei 230027, China*)

Abstract: We discuss and research direct imaging approaches using the anatomical photographic database from the Visible Human Project. Since the color value for each voxel can be predetermined in the anatomical photographic database, we focused on the designing of mapping from an RGB tuple to an opacity value usually called opacity transfer function. In the algorithm, the Y component is first calculated in YIQ color space, then gradient magnitude is calculated to estimate opacity using the combination of vector angle and Euclidean Distance based on Y component in RGB color space. Experiments show that the algorithm can generate high quality images which can display capillary vessel, textures of the body and interior details without complex color space transformations.

Key words: volume rendering; opacity; transfer function; vector angle; Euclidean distance