

肺泡显微切片的三维重建*

* 郭红晖 * 彭群生 ** 李捷

* (浙江大学 CAD&CG 国家重点实验室 杭州 310027)

** (清华大学计算机系 CAD 中心 北京 100084)

摘要 本文讨论了对肺泡类软组织切片图象进行三维重建的方法,重点分析了显微切片图象各类噪声的去除方法及灰度校正、几何位置校正、形态校正的方法。其中几何位置校正一直是序列显微切片重建的难点。本文提出的金字塔异或指数自动配准方法大大缩短了几何位置校正时间。从利用体元绘制技术重建的肺泡组织的三维形态来看,该配准方法具有较高的精度。实验证明该重建方法也适用于其他空腔组织、软组织重建。

关键词 切片,噪声消除,几何畸变,校正,三维重建。

中图法分类号 TP391

现代医学对细微组织和结构的研究常采用显微切片分析法。^[1,2]但是到目前为止,显微图象几乎完全依靠人的大脑来完成三维重建,这极大地依赖于人的个体经验与知识。本文利用体绘制技术对肺泡显微切片进行重建,不仅可以从三维角度观察肺泡壁的真实形态,而且可以保留肺泡的内部信息,使分析与诊断更加客观、准确。

目前应用于 CT 数据、MRI 数据的三维重建算法已相当成熟,但这些方法应用于显微切片数据重建时会遇到很大困难。首先,制片、成像过程中引入的噪声在显微切片上往往被放大和加剧。其次,显微切片中被重建的带空腔的软组织,在脱水、切片时会产生较大形变。最后,切片后的独立采样又使切片间产生较大几何位移,而组织中的空腔使通常的标志定位法失效。

文献[3~5]采用表面绘制方法对细胞切片进行重建。由于细胞组织表面极不规则,提取的二维轮廓线误差较大,用三角片逼近后的结果不够真实,大量细节被丢失。而采用体元绘制技术进行重建时,对于二维切片的灰度偏差、切片间的几何位置偏移以及切片内的组织体形变必须加以校正,对各种噪声也应加以消除。因此,我们采用图 1 的三维重构流程。

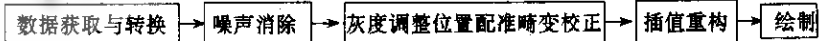


图1 三维重构流程

本文针对肺泡切片数据详细讨论了切片噪声的分类、特点及各类噪声的消除方法;针

• 本文研究得到国家自然科学基金资助。作者郭红晖,女,1969年生,博士生,主要研究领域为计算机图形学,计算机视觉,医学体数据可视化。彭群生,1947年生,教授,博士生导师,主要研究领域为计算机真实感图形算法,可视化,计算机动画,特征造型与参数化设计等。李捷,1973年生,博士生,主要研究领域为计算机图形学,可视化技术。

本文通讯联系人:郭红晖,杭州 310027,浙江大学 CAD&CG 国家重点实验室

本文 1996-11-27 收到修改稿

对切片相对位置的几何形变及切片上组织体的形态变化,提出了金字塔异或指数配准算法,使配准速度有显著提高且保证了配准精度.最后分离出感兴趣的组织,得到三维重建结果.

1 噪声消除

观察经固定、脱水、包埋、切片、染色、采样后得到的二维切片数据,发现有3类明显噪声:①制作载玻片时,残留的水迹在采样时会形成大面积的黑斑;镜头上的灰尘颗粒在图象上会形成黑色椒盐噪声.②摄象时对焦不准,造成图象模糊.③机械或光学部件不稳定,使大部分图象带有明暗交替的带状噪声.

针对这些噪声的特点,我们分别加以消除.

切片的大块黑色污点由于其灰度值与肺泡细胞差别很大,且灰度均一,可以采用直方图分割方法消除.^[6]

成象过程中造成的图象模糊可用低通滤波技术加以恢复,滤波的同时可消除椒盐噪声.对个别严重模糊而又无法恢复的图象可以用前后两片图象的插值代替.为了减小边界信息的损失,同时又提高速度,我们采用保边缘中值滤波方法.^[7]考虑图象点的3×3邻域,如图2所示,计算上下左右4个方向的Robert梯度:

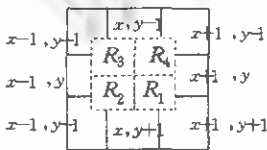


图2 Robert梯度

$$\begin{aligned}
 R_1 &= |g(x, y) - g(x+1, y+1)| + |g(x, y+1) - g(x+1, y)| \\
 R_2 &= |g(x, y) - g(x-1, y+1)| + |g(x-1, y) - g(x, y+1)| \\
 R_3 &= |g(x, y) - g(x-1, y-1)| + |g(x-1, y) - g(x, y-1)| \\
 R_4 &= |g(x, y) - g(x+1, y-1)| + |g(x, y-1) - g(x+1, y)|
 \end{aligned}$$

其中 $g(x, y)$ 为 (x, y) 处的灰度值.

然后找出梯度最小的区域,用该区域的灰度均值代替 (x, y) 处的灰度值.

$$\bar{g}(x, y) = \frac{1}{4} \sum_{(u,v) \in S} g(u, v) \tag{1}$$

其中 S 是 R_{\min} 所在子区域, $R_{\min} = \min(R_1, R_2, R_3, R_4)$, $\bar{g}(x, y)$ 为 (x, y) 处校正灰度值.

这一算法可以起到较好的平滑作用,并且对边缘细节的保存也较完整.实现时利用行间的递推关系及重复利用相邻区域梯度,可更显著地提高运算速度.

由于摄象或扫描过程中机械或光学部件不稳定,图象中会出现明暗交替的带状噪声,以上低通滤波算法虽可减轻图象的带状噪声,但不能完全消除.这种明暗交替的条纹对图象重建影响很大.带状噪声通常分为加性干扰和乘性干扰.可分别表示为

$$g(x, y) = f(x, y) + n(x, y) \tag{2}$$

$$g(x, y) = f(x, y) \times n(x, y) \tag{3}$$

其中 $f(x, y)$ 为原始图象 (x, y) 点灰度值, $g(x, y)$ 为受条带干扰后的图象灰度, $n(x, y)$ 为条带干扰强度.

显然对(3)式只要施以对数变换,即可转化为与(2)式类似的形式.由观察可知,图象水平方向与垂直方向均存在周期性交替的明暗变化,因此噪声可表示为

$$n(x, y) = n(x + k_x T_x, y + k_y T_y) \quad (k_x = 0, 1, 2, \dots, k_y = 0, 1, 2, \dots) \tag{4}$$

其中 T_x 为水平方向的周期, T_y 为垂直方向的周期.

带状噪声的消除可采用行均值相关检测去条带法.^[8,9]其基本思想为:在一幅图象上,沿

某一方向以一定的间隔抽取两个子图,若这两个子图间隔较大,可以认为它们之间不存在相关性.但是当图象受到带状噪声干扰后,子图之间的相关性就要发生变化.通过两个子图之间的相关性分析,便可以检测条带是否存在及有关条带的空间参数 T_x, T_y ,并根据这些参数及干扰强度消除噪声.

2 2D 切片校正

显微切片图象不同于 CT 图象与 MRI 图象,制片和数据采样是两个完全独立的过程.因此,制成的切片移到扫描电镜下摄像并采样时,难免造成曝光不一致和切片间相对位置的平移与旋转;在灌注固定时,组织收缩不一致会造成内外膜脱离,脱水不完全以及切割时刀片的撞击会造成切片的严重变形,使得到的二维切片存在一定的灰度偏差及几何形变,需进行校正.校正过程主要包括灰度调整、位置配准及形变校正.

(1) 灰度调整 灰度调整包括对某一幅图象中灰度偏差的校正和对图象间灰度偏差的校正.由图 5 可以看出,图象左右曝光明显不均匀,亮度围绕左上角呈放射状递减,因此采用距离加权因子进行修正.而图象间的灰度偏差可根据切片间的连续性采用直方图规范化的方法来进行校正.^[6]为节省计算量,本文采用线性函数来拟合相邻图象的直方图,将其均值与方差调整至误差不超过 0.5 个灰度级.其中均值控制其整体明暗,方差控制其对比度.图 6 为去除噪声、灰度校正后的结果.

(2) 位置配准 在制片与采样过程中造成的切片间几何位置的偏移可以通过配准过程来加以校正.为了讨论这一问题,我们做出如下假设:

① 实体内部局部相连,当切片厚度足够小时,相邻切片图象上的数据相差不大.

② 考虑到精密的切片机可以保证切片位于平行的平面上,因此可忽略切片之间的倾斜误差;而显微摄像输入时,可以保证焦点聚于同一平面上,因此可忽略切片图象桶形失真、扭曲与比例缩放.只考虑位置平移和象平面上的旋转.

设基准图象为 $A(x, y)$,待配准图象为 $B(x, y)$, $B(x, y)$ 经平移旋转后图象为 $B'(x, y)$,则 A 与 B 的距离定义为

$$D = \sum_{x, y} [A(x, y) - B'(x, y)]^2 \quad (5)$$

设旋转矩阵为 $R = \begin{vmatrix} \cos\theta & \sin\theta \\ -\sin\theta & \cos\theta \end{vmatrix}$ 平移量 $T = \begin{vmatrix} dx \\ dy \end{vmatrix}$

则 $B'(x, y) = R(\theta)B(x, y) + T(dx, dy) \quad (6)$

配准过程即找出两切片距离 D 最小时的 θ, dx, dy 3 个参数,并根据这 3 个参数对原图象进行变换.配准过程只能找到一误差最小的位置,并不能将图象恢复到原坐标系,因此得到的校正参数不过是对原形变参数的一个逼近,旋转与平移顺序并不重要.

常用的配准方法有硬定位与软定位.^[5, 10, 11]采用硬定位,由于显微切片需经放大,即使激光打孔仍然难以保证配准精度,而且,由于我们用于重建的数据取自肺泡组织切片,其空腔部分约占 90% 以上,很难保证基准孔打在组织体上.而采用软定位,由于本文所处理的切片组织边缘极不规则,而且多数切片形变严重,提取轮廓将引起较大误差.而且交互跟踪与相关系数计算工作量极大.

为了减少配准过程中的人工干预,并提高配准速度,我们提出了金字塔异或指数自动配

准方法. 这种方法不需预置基准点, 也不需提取截面轮廓, 只需根据图象本身的灰度分布、组织形状之差别来自动调整待配准图象. 我们选取某片切片作为基准图象, 将其相邻切片坐标与之调整为一致, 然后将调整过的切片图象再作为新的基准图象, 调整其相邻切片, 这样, 可避免采用单一基准图象时组织体的形态差异影响配准精度.

• 异或指数配准

我们将(5)式中的距离定义为异或指数. 异或指数是针对二值图象而言的. 如果将 A, B 转换为两个大小相等的二值图象, 则其异或指数定义为

$$D = \sum_x \sum_y A(x, y) \wedge B(x, y) \tag{7}$$

其中 \wedge 代表异或运算. 异或指数越小, 图象 A 与 B 越相近.

因此配准可用一迭代过程来实现: ① 对图象进行二值化处理, 将背景与组织体分开. 由于切片图象直方图的双峰性较好, 这是很容易做到的. ② 截取图象中心区域以去掉因图象旋转造成的边界影响. ③ 计算相邻两幅图象异或指数. ④ 选出待校正图象旋转 $0^\circ, \pm d\theta$, 平移 $0, \pm dx, \pm dy$ 共 27 个方向中异或指数最小的一个, 在该最小方向上作一次移动. ⑤ 返回 ③ 循环执行, 直到异或指数不再减小为止.

这样处理虽然减小了计算量, 但有两点不足: ① 多次旋转会造成待配准图象模糊, 影响后期异或指数计算; ② 当异或指数单峰性不能保证时, 配准参数有时会落入异或指数局部最小范围内, 所以这种方法只适用于误差较小的情况. 最可靠的配准方法是在形变范围内采用穷举搜索法, 找到指数最小时对应的形变参数进行校正. 但这种方法的时间复杂度太高, 几乎不可行.

• 金字塔压缩

为了解决上述问题, 我们可以首先降低待配准图象的分辨率, 对低分辨率图象进行粗配准, 再将求得的变换参数转换到高分辨率, 对高分辨率图象进行变换, 然后再实施细配准. 我们采用金字塔压缩技术^[12]来获得多级分辨率图象.

低频采样的方法有多种, 我们采用加权平均的方法. 若图象分辨率需降低 n 倍, 则 $n \times n$ 区域中的象素灰度值按距离加权平均, 作为该中心点象素灰度. 为了形成多级递减的分辨率, 可以依次对图象压缩 2 倍, 这时, 加权平均简化为简单的求和平均. 经过这样的低频采样后, 平移变换参数与旋转变换参数会发生改变, 同时在降低采样频率的过程中会引入压缩误差, 以下我们推导压缩前后变换参数之间的关系及压缩误差.

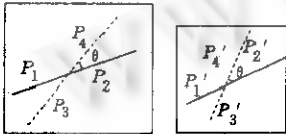


图3

设压缩前平移变换参数与旋转变换参数分别为 $dx, dy, d\theta$, 压缩后为 $dx', dy', d\theta'$, 平移压缩误差为 e_x, e_y , 旋转压缩误差为 e_θ .

先考虑平移变换. 如图 3 所示, 设 $\overline{P_1P_2}$ 为基准图象上一任意直线, 其端点坐标为 $(x_1, y_1), (x_2, y_2)$, 该直线在待配准图象中的端点坐标分别取 $(x_3, y_3), (x_4, y_4)$, 则平移变换参数为

$$dx = \frac{1}{2} [(x_3 - x_1) + (x_4 - x_2)] \quad dy = \frac{1}{2} [(y_3 - y_1) + (y_4 - y_2)] \tag{8}$$

两图象压缩 n 倍后, 直线端点坐标分别为 $(x'_1, y'_1), (x'_2, y'_2), (x'_3, y'_3), (x'_4, y'_4)$, 则

$$dx' = \frac{1}{2}[(x'_3 - x'_1) + (x'_4 - x'_2)] \quad dy' = \frac{1}{2}[(y'_3 - y'_1) + (y'_4 - y'_2)] \quad (9)$$

由于低频采样技术将原图象中 $n \times n$ 区域压缩为一个象素,因此当图象恢复到原分辨率时,可能在两方向产生 $2n$ 的平移压缩误差,因此,

$$dx_i = ndx'_i + e_x = ndx'_i \pm 2n \quad dy_i = ndy'_i + e_y = ndy'_i \pm 2n \quad i=1, \dots, 4 \quad (10)$$

在粗配准时我们取

$$dx_i = ndx'_i \quad dy_i = ndy'_i \quad i=1, \dots, 4 \quad (11)$$

因此在细配准时需按平移压缩误差 e_x, e_y 来进行校正.

$$e_x = e_y = \pm 2n \quad (12)$$

下面考虑旋转变换. 由于整个待配准图象是一个模式,假定两相邻切片上模式在低分辨率下已实现匹配,当恢复到高分辨率时,整个模式允许的旋转调整角度如图 4 所示. 设整个模式的包围盒为 $B_1B_2B_3B_4$, 其中 $B_1B_2 = 2b, B_2B_3 = 2a$; 直线 P_1P_2 为整个模式包围盒的对角线. 压缩后 $Q_1B_2Q_3Q_2$ 中的象素信息包含在端点 P_1 的象素中, $Q_4Q_5Q_6B_4$ 中的信息包含在 P_2 中, 图象恢复高分辨率后, P_1P_2 可调的极限位置为 Q_1Q_6 和 Q_3Q_4 . 因此, 旋转压缩误差落在 $[-\theta_1, \theta_2]$ 区间, ($\theta_1 > 0, \theta_2 > 0$). 我们定义平均旋转压缩误差为

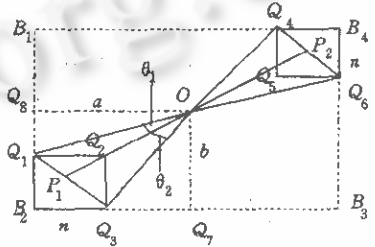


图4

$$e_\theta = \frac{1}{2}(\theta_1 + \theta_2) \quad (13)$$

考虑 $\cos 2e_\theta$ 由于 $Q_1Q_3 \parallel Q_4Q_6$, 且 $Q_1Q_3 = Q_4Q_6 = \sqrt{2n}$, 所以 Q_1Q_6, Q_3Q_4, P_1P_2 交于一点 O , 且

$$B_2Q_7 = Q_7B_3 = \frac{1}{2}B_2B_3 = a,$$

$$Q_8B_2 = B_1Q_8 = \frac{1}{2}B_1B_2 = b$$

因此,

$$OQ_3^2 = Q_3Q_7^2 + OQ_7^2 = (a-n)^2 + b^2$$

$$OQ_1^2 = OQ_8^2 + Q_8Q_1^2 = a^2 + (b-n)^2$$

所以,

$$\begin{aligned} \cos 2e_\theta &= \frac{OQ_1^2 + OQ_3^2 - Q_1Q_3^2}{2OQ_1 \cdot OQ_3} = \frac{a^2 + (b-n)^2 + (a-n)^2 + b^2 - 2n^2}{2\sqrt{(a-n)^2 + b^2}\sqrt{a^2 + (b-n)^2}} \\ &= \frac{a^2 + b^2 - an - bn}{\sqrt{(a-n)^2 + b^2}\sqrt{a^2 + (b-n)^2}} > \frac{a^2 + b^2 - n(a+b)}{a^2 + b^2} = 1 - \frac{n(a+b)}{a^2 + b^2} \end{aligned}$$

由于 $n \ll a, n \ll b$, 因此, $\frac{n(a+b)}{a^2 + b^2} \ll 1, \cos 2e_\theta \approx 1, e_\theta \approx 0$. 则有

$$d\theta = d\theta' + e_\theta \approx d\theta' \quad (14)$$

即当压缩倍数不大,而物体的轮廓比较大时,旋转压缩误差几乎可以忽略,但对于细小的物体,必须加以考虑. 平均旋转压缩误差与压缩倍数 n 以及轮廓分辨率的关系见表 1. 本文处理的肺泡数据,支气管壁轮廓约占 400×400 象素,而压缩倍数取 8 已足够大,这时的平均旋转压缩误差为 0.579° ,完全可以忽略.

配准算法如下: ① 在误差允许范围内,对原图多级压缩,形成一金字塔结构. ② 求出压缩后图象的旋转参数 θ' 及平移参数 dx', dy' . ③ 根据式(11)、(14)计算出压缩前的校正参

数,对待配准图象进行粗配准.④按式(12)对待配准图象的平移参数进行校正.

表1 平均旋转压缩误差与分辨率及压缩倍数的关系

误差(°)	$n=8$	$n=4$	$n=2$	$n=1$
500×500	0.462	0.230	0.115	0.058
400×400	0.579	0.288	0.143	0.072
300×300	0.779	0.385	0.192	0.095
200×200	1.169	0.579	0.288	0.143

由于待配准图象几何位置经历了多次平移和多次旋转,实际变换矩阵相当复杂,几乎是不可求解的.我们只能通过以上方法找到一组十分逼近原变换的变换参数,并不能百分之百地恢复原图象坐标.校正后的切片图象与基准图象仍有误差,只不过对重建结果已影响不大.

· 时间复杂性分析

设原图象大小为 $d \times d$ 个像素数,平移变换参数范围为 x_i, y_i ,即 x, y 两方向最大平移量 $|dx| < x_i, |dy| < y_i$,旋转变换参数范围为 θ_i ,平移配准精度为 k ,旋转配准精度为 ϵ ,共需进行 $x_i/k \times y_i/k \times \theta_i/\epsilon$ 次配准,而每次配准均包括平移、旋转和异或指数计算3步过程,其中运算量主要在旋转部分,由于采用双线性插值法进行旋转,每次旋转运算量为 $3 \times d \times d$ 次乘法, $6 \times d \times d$ 次加法;异或指数计算每次平均需 $d \times d/2$ 次加法,所以配准过程的计算量为

$$(x_i/k \times y_i/k \times \theta_i/\epsilon) \times (3 \times d \times d) \text{次乘法}$$

$$(x_i/k \times y_i/k \times \theta_i/\epsilon) \times (6 \times d \times d + d \times d/2) \text{次加法}$$

而图象经过金字塔压缩 n 倍后,大小为 $(d/n \times d/n)$,平移变换参数缩小 n 倍,旋转参数不变,因此粗配准计算量减小为

$$(x_i/n/k \times y_i/n/k \times \theta_i/\epsilon) \times (3 \times d/n \times d/n) \text{次乘法}$$

$$(x_i/n/k \times y_i/n/k \times \theta_i/\epsilon) \times (6.5 \times d/n \times d/n) \text{次加法}$$

由此得出的平移压缩误差为 $2n$.

细配准过程即是在平移压缩误差范围内对平移量进行修正,每次运算需经平移和异或指数计算两步过程,所以细配准运算量为 $(2n \times 2n \times d \times d/2)$ 次加法.

可以看出改进后的方法乘法次数减少为原来的 $\frac{1}{n^4}$;加法次数为原来的 $\frac{1}{n^4} + Cn^2$,其中 $C = \frac{4k^2\epsilon}{13(x_i \times y_i \times \theta_i)}$.随着 n 的增大,乘法次数将大为减少,加法次数也略有减少.

当然, n 的取值不能太大,否则经金字塔压缩后,保留的高频信息太少,会降低配准精度.一般 512×512 的图象压缩8倍,若 k, ϵ 取1, x_i, y_i 取20, θ 取10,此时乘法次数减少64×64倍,加法次数减少近200倍,配准效率和精度都很高.配准效率与 n 的关系见表2.

表2 n 与时间开销的关系

	$n=8 \quad d=64$	$n=4 \quad d=128$	$n=2 \quad d=256$	$n=1 \quad d=512$
translation (sec)	18.44	28.23	124.43	
rotation (sec)	47.51	169.42	2 151.45	
index-calculation (sec)	1.92	3.35	7.00	
total time (sec)	90.34	350.18	4 416.02	> 4 hours
error of dx (pixels)	2	2	2	0
error of dy (pixels)	-1	-1	-1	0
error of θ (degree)	0	0	0	0

(3) 形变校正

对于形变较严重的切片需采用控制格的方法进行交互修正^[12],即找出标准图象与待校正图象的对应点,用最小二乘法解出系数,并对其余象素点进行校正,即可基本恢复形状。

经过以上几步校正处理,二维切片的明暗、位置、细胞形态基本恢复。

3 三维体数据的重建

经以上去除噪声和校正处理后的切片,肺泡周围附着有大量肺泡膈,严重影响绘制效果.为了去除肺泡膈,对图象重复施以腐蚀算子^[13],这一过程等价于流程中的分割过程,即提取出感兴趣的肺泡、毛细血管、软骨等组织.我们还提供了一个图象编辑器,必要时可交互提取某些组织。

由于显微切片厚度比象素距离大得多,所以提取出各组织后,要经线性插值,将 x, y, z 三方向的步长调整成一致,再经三维中值滤波,得到表面平滑性较好的体数据,这样的数据绘制结果比较理想。

重建出的数据采用逐步求精的光线投射技术进行绘制。^[14~16]

4 实验结果

我们选用猫的肺泡组织作为原材料,将其一部分制成 220 片 512×512 的显微切片,经以上过程,在 Sun Sparc 工作站上进行重建。

图 5 为原始切片.图 6 为噪声去除、灰度校正后的结果,从中可以看出孤立噪声及带状噪声均已去除,灰度偏差也得到校正.图 7 是几何位置校正的结果,其中(a)为配准前基准切片与待配准切片的叠加(象素越黑表示差异越大);(b)为校正后的叠加.体绘制重建的结果见图 8,从图上可以清晰地看出管腔形态、侧面短的分枝及细支气管壁上的小块楔形软骨、伴行的小动脉以及支气管分枝状况。

在金字塔异或指数配准中,压缩倍数取 8,平移配准的精度取 1 个象素,旋转精度为 1,每一次配准需要 1.3m,而不经压缩的图象配准约需 1h,由配准及重建结果可知,压缩大大提高了配准效率,也保证了配准精度。

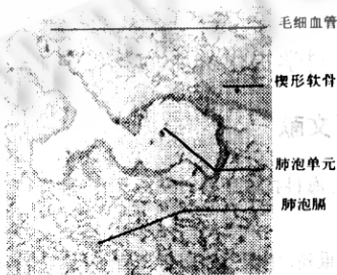


图 5 原始切片

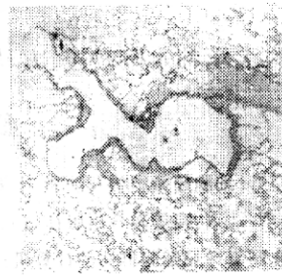
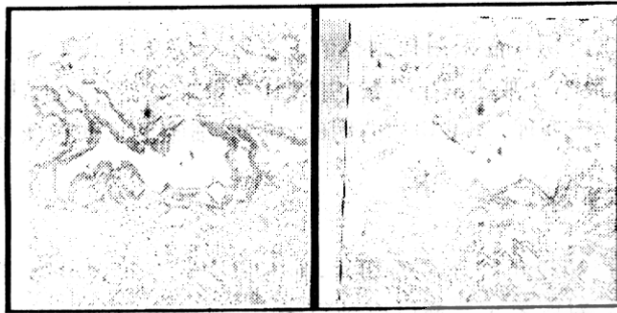


图 6 噪声去除、灰度校正后切片



(a) 配准前 (b) 配准后

图 7 相邻切片配准前后几何差比较

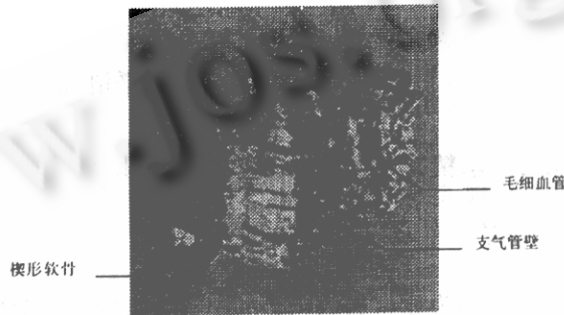


图 8 三维重建结果

5. 结 论

本文对显微组织切片的重建过程,尤其是去除噪声和二维切片校正过程进行了详细探讨,提出的金字塔异或指数自动配准算法,不需提取轮廓,直接利用图象灰度分布和组织形态进行位置校正.为了提高配准精度,先对图象进行低频滤波,然后对滤波后的图象进行粗匹配,再对粗匹配后的图象细匹配.这种方法不仅具有很高精度,而且大大提高了配准效率.最后得到三维重建结果.

当然,在数据组织、分割、绘制方面还存在许多问题,有待进一步的研究.

致谢 感谢浙江医科大学韩永坚教授、方马荣同学提供的肺泡切片数据及协助.

参 考 文 献

- 1 第二军医大学电镜室等. 细胞超微结构及功能. 上海:上海科技出版社,1981.
- 2 吕维雪. 医学图象处理. 北京:高等教育出版社,1989.
- 3 张家树,李时光. 胎儿肠道神经细胞群体的计算机三维重建. 中国生物医学工程学报,1993,12(2):118~123.
- 4 陈凯. 序列显微图象的三维显示[硕士论文]. 浙江大学,1990.
- 5 蔡亦渔. 显微组织的三维调和构筑[硕士论文]. 浙江大学,1990.
- 6 荆仁杰,叶秀清等. 计算机图象处理. 杭州:浙江大学出版社,1990.
- 7 余苏宁. 保边缘平滑图象处理研究. 第5届全国图象图形学学术会议论文集,1990. 22~27.
- 8 万发贯,柳健,文灏. 遥感数字图象处理. 武汉:华中理工大学出版社,1991.

- 9 文灏,柳健,彭复员. 数学图象条带干扰的自动检测与处理. 华中理工大学学报,1990,18(3):145~152.
- 10 Hibbard L S, Grothe R A *et al.* Computed three-dimension reconstruction of median-eminence capillary modules: image alignment and correlation. *Journal of Microscopy*. 1993,171:39~56.
- 11 Rydmark H *et al.* Computer-assisted realignment of light micrograph images from consecutive section series of cat cerebral cortex. *J. Microscopy*, 1992,165:29~47.
- 12 孙仲康,沈振康. 数字图象处理及其应用. 北京:国防工业出版社,1986.
- 13 唐常青. 数学形态学及其应用. 北京:科学出版社,1990.
- 14 唐荣锡,汪嘉业,彭群生. 计算机图形学教程. 北京:科学出版社,1990.
- 15 李志录. 基于 CT 数据的三维医学图象重建与计算机显示[硕士论文]. 浙江大学,1993.
- 16 Marc Levoy. Volume rendering by adaptive refinement. *The Visual Computer*, 1990,9(1):2~7.

THREE DIMENSIONAL RECONSTRUCTION OF THE SERIAL SECTION MICROGRAPH OF PULMONARY ALVEOLUS

* GUO Honghui * PENG Qunsheng * * LI Jie

* (State Key Laboratory of CAD&CG Zhejiang University Hangzhou 310027)

* *CAD Center Department of Computer Science Tsinghua University Beijing 100084)

Abstract A method of reconstruction of the pulmonary alveolus based on the serial microtomies is presented. It includes eliminating the noises, adjusting the gray level, correcting the geometric distortion and resuming the morphology. An Exclusive—Or Index registration method based on pyramid structure is proposed to accelerate the displacement correction. Experiments show that this method is fit for the reconstruction of many other tissues.

Key words Microtomy, noise elimination, geometric distortion, correction, three-dimensional reconstruction.

Class number TP391