

肺部毛细血管分割算法^①

史 静

(西安理工大学 高等技术学院, 西安 710082)

摘 要: 针对肺部区域进行毛细血管的分割提取, 根据肺部图像本身的灰度信息, 以及毛细血管自身的特殊性, 如灰度逐渐变化、粗细不均等, 主要利用区域生长法、拉普拉斯二阶微分算子等一些图像处理的算法, 对较复杂的毛细血管部分进行了提取, 这种方法克服了单一算法的不足之处, 有效地分割出了主要血管的形状及走势, 实验证明具有一定的有效性和应用价值。

关键词: 图像分割; 图像增强; 图像锐化; 区域生长

Segmentation Algorithm of Pulmonary Capillary

SHI Jing

(Advanced Technology Institute, Xi'an University of Technology, Xi'an 710082, China)

Abstract: In this paper, the division of pulmonary capillary extraction region, according to the lung itself, the gray image information, and capillary own characteristics, such as the gradual change in gray, uneven thickness, the main advantage of region growing method, Laplace second order differential operators and some other image processing algorithms, the more complicated parts of the extraction capillary, this method overcomes the shortcomings of a single algorithm to effectively separate out the shape and direction of major blood vessels, has proved a certain validity and application.

Keywords: image segmentation; image enhancement; image sharpening; region growing

随着计算机图像处理以及医疗技术的发展, 虚拟内窥镜技术得到了很大的进步。由于人体内部的组织器官以及血管神经比较复杂, 这给虚拟内窥镜技术的准确定位带来许多很大的困难, 最关键也是最难解决的问题就集中在图像分割的问题上, 所以, 图像分割在医学领域里具有重要的应用价值。

图像分割就是指把图像分成几个互不重叠的区域并且提取出感兴趣目标的技术。它直接影响到接下来图像处理的效果。

1 引言

本文的主要工作就是针对肺部区域的毛细血管进行分割提取, 由于毛细血管与其他组织器官不同, 具有分支较多, 粗细不均、灰度变化较大等特点, 所以不能只是利用固定阈值等一些简单的并行分割技术对

其进行分割。本文主要利用区域生长算法以及拉普拉斯二阶微分算子等处理算法对其分割处理, 克服了单一算法的不足之处, 有效地分割出了毛细血管区域。

2 实现的具体算法

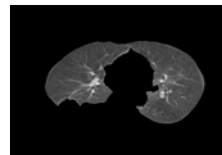


图 1 待处理的肺部 CT 图片

本文所处理的图片是灰度值较小的 CT 图片, 如图 1 所示, 如果对其直接进行二值化处理, 则难以达到满意的效果, 所以, 在进行区域生长分割算法之前, 应对图片进行预处理, 其目的是使待分割的区域更加

^① 收稿时间:2010-09-16;收到修改稿时间:2010-12-05

明显，给之后的处理提供更多的方便。在这里的预处理主要是利用了线性动态范围调整，对其进行线性对比度展宽算法的处理。

所谓动态范围是指相机拍摄到的某个瞬间场景中的亮度变化范围，即一幅图像中所描述的从最暗到最亮的变化范围。线性动态范围调整地计算公式表示如下：

$$g(i, j) = \begin{cases} 0, & f(i, j) < a \\ \frac{255}{b-a}[f(i, j) - a], & a \leq f(i, j) < b \\ 255, & f(i, j) > b \end{cases} \quad (1)$$

$(i=1,2,\dots, m; j=1,2,\dots, n)$

其中， $f(i, j)$ 是原始图像的灰度值， $g(i, j)$ 是经过线性动态范围调整后图像的灰度值， i, j 表示图像中像素点的坐标，图像的大小为 $m \times n$ ， a, b 为原图灰度值的范围，调整后，将其映射到 0~255 的范围，使目标区域 $[a, b]$ 得到了增强。在本文中根据待处理的肺部 CT 图片的灰度值范围，经过调试将 a, b 分别设为 60 和 140，可以达到较好的效果，如图 2 所示。



图 2 对比度展宽结果图

从线性对比度展宽后的结果图可以看出，展宽结果图与原图相比效果明显，血管的脉络及纹理的走势基本能够较清晰地显示出来。

但是，通过图 3 固定阈值法或直接进行区域生长算法要将它完全提取出来是比较困难的，图 3 中左半区的许多信息已经丢失，而且整幅图像纹理比较粗糙，血管密集处的纹理难以辨认。这是因为首先该器官中血管粗细不均，其次是血管的灰度值差异较大，如用固定阈值则难以确定合适的阈值，将其很好地提取，如用区域生长算法则难以确定合适的生长点和生长规则，所以，本文在此基础上又运用了拉普拉斯二阶微分算子，对处理后的图片再次进行锐化处理，以增强图像中的细节部分。



图 3 直接利用固定阈值法的结果图

锐化处理主要利用的是拉普拉斯二阶微分算子，它与一阶微分算子相比，对图像的细节部分更加敏感，尤其是对斜坡渐变的细节。本文中由于血管区域的变化较为不明显，简单的锐化处理会产生一幅把图像中

的浅灰色边线叠加到背景中的图像，所以本文采用将原始图像和拉普拉斯图像叠加在一起的方法来保护拉普拉斯处理后的效果，同时可以恢复原背景的信息，使微弱的信息得到增强，能够提取出图像中更多的细节信息，本文利用的二阶微分算子的运算模板形式为

$$\begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 9 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$$

提取的结果如图 4 所示。

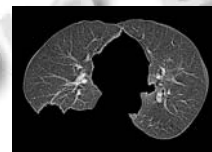


图 4 锐化处理结果图

从图中可以看出，较图 2 相比，血管的纹理信息更加得明显了，而且血管的起始部位和末梢的纹理和走势也更加得清晰，为接下来的区域生长算法提供理想的待处理图像。

区域生长算法的基本思想是将具有相似性质的像素集合起来构成区域的过程。具体来说就是对要分割的区域找一个像素，作为生长的种子点，也就是起点，然后根据事先确定的某种生长准则，将种子像素周围邻近中与种子像素有相同或相似的像素合并到种子像素所在的区域中。将这些新像素当作新的种子像素继续进行上面的过程，直到没有满足生长条件的像素点时停止生长。生长的准则可由自己确定，主要根据图像中目标物灰度的特点确定阈值。

区域生长算法实现有三个关键点：1) 目标物区域中种子点的选取；2) 区域生长准则的确定；3) 停止区域生长的准则或条件。

本文区域生长算法的具体步骤是：

(1) 顺序扫描待处理的图像，找到目标区域中具有某一特征的像素点作为区域生长起始的种子点，并记录该点的位置和灰度信息。

$$E(x, y) = f(F(x, y)) \quad 1 \leq x \leq m \quad 1 \leq y \leq n \quad (2)$$

其中 $E(x, y)$ 为起始生长的种子点的灰度值及坐标， $F(x, y)$ 为待处理图片的灰度值， f 为提取某一特征的规则， m, n 分别为待处理图像的高和宽， x, y 分别为某一像素点的坐标。其中“某一特征”是指利用归类法统计灰度值，找到灰度值趋近与毛细血管的某一像素点作为种子点，经过实验起始种子点的灰度值大概是 95 左右。

2) 以这些种子点作为中心点,也是区域生长的起点,其灰度值与周围邻近的八个像素点(不包括中心点)的平均灰度值进行比较,求平均灰度值的公式如(3)所示。

$$meangray = \frac{1}{p} \sum_R F(x, y) \quad (3)$$

其中, $meangray$ 为图像中某一区域 R 的均值, p 为该区域的像素个数。

若平均灰度值与待判像素点的灰度差值小于给定的阈值,则将待判像素包括在给定的区域中,并将满足条件的该像素点设为下一次生长时的种子点(起始点),若不满足条件,将停止该方向上的生长,公式如(4)所示。也就是说对于某一次判断“中心点”和“待判像素点不同”,但对于下一次的判断该待判像素点可能作为中心点。

$$\max_R |F(x, y) - meangray| < T \quad (4)$$

其中 T 为给定的生长阈值。

就这样各个种子点向它们邻近的八个方向根据生长准则进行生长,直到所有的像素点都不满足生长条件为止。

本文中由于所提取的目标物的特殊性,血管的延伸由根部到末梢其灰度值是均匀变化,逐渐变小的,所以不能用单一的固定阈值,应根据其前一部分或几部分的灰度值来随时改变判定的阈值,这样才能使提取的效果更好,血管的信息更加完整。所以,根据以上的思路,修改(2)中的算法,具体过程如下:

以(1)中得到的种子点为起始的生长点,考虑其周围的八邻近的像素点,计算其平均的灰度值,与(1)不同的是保留每次生长前一次得到的平均灰度值,与本次的平均灰度值进行比较,差值作为本次生长的阈值,也就是说(4)中的 T 是变化的。

$$meangray(i) = \frac{1}{p} \sum_R F(x, y) \quad (5)$$

式(5)与式(6)的不同之处为 $meangray(i)$ 是变化的,代表每一次生长点周围的平均灰度值,

$$T(i) = meangray(i-1) - meangray(i) \quad (6)$$

式(6)中得的 $T(i)$ 就是根据两次的均值所得到的阈值。

$$\max_R |F(x, y) - meangray(i)| < T(i) \quad (7)$$

进行区域生长后的结果如图 5 所示。



图 5 肺部血管的提取图

从图中可以看出,肺部血管的提取较上面的提取

结果有明显的改善,右半区血管部分提取的比较清晰,特别是血管的根部和末梢的位置,一些小的血管组织也能够确定其位置。左边区域可看出虽然根部还有一些血管的粘连,但血管的分支较为清晰,与图 3 的直接二值化相比,具有明显的提取效果。

3 实现的具体算法

本文通过对原始的肺部 CT 图片的分析,结合图像增强中的线形动态范围调整、图像锐化中的拉普拉斯二阶微分算子以及图像分割中的区域生长法,对灰度值较低、对比度较差、纹理较为复杂的肺部血管进行了实验性的提取。根据实验的结果图来看,本次实验能够较完整且清晰地反映出血管纹理的主要信息,取得了较好的分割效果,对三维重建以及虚拟内窥镜的研究具有一定的应用价值。

参考文献

- 1 朱虹,等.数字图像处理基础.北京:科学出版社,2005.213-223.
- 2 刘兵全.基于遗传算法的肝 CT 序列图像分割应用研究[硕士学位论文].长沙:中南大学,2004.
- 3 卢官明.区域生长型分水岭算法及其在图像序列分割中的应用.南京邮电学院学报(自然科学版),2000,20(3):9.
- 4 刘喜英,吴淑泉,徐向民.基于改进分水岭算法的医学图像分割的研究.微电子技术,2003,31(4):8.
- 5 李想.CT 图像的应用研究[硕士学位论文].哈尔滨:哈尔滨工程大学,2004.
- 6 季久权,王平,王永强.CT 图像分割几种算法.微计算机信息,2006,22(2).
- 7 陆仁枝.CT 序列图像分割的实现及分割结果的重建.计算机工程,2003,2(13):8.
- 8 周学成,罗锡文.采用区域生长法分割根系 CT 图像的改进算法.农业机械学报,2006,37(12).
- 9 邱明,张二虎.医学图像分割方法.计算机工程与设计,2005,26(6).
- 10 徐海荣,田联房,陈萍,王立非,叶广春,毛宗源.改进的区域生长算法在医学图像分割中的应用.生物医学工程研究,2005.
- 11 马时平,毕笃彦,黄文涛.基于分形特征纹理图像分割方法.计算机应用,2004,24(6).