

# 移动立方体算法的研究和改进

钱 峰, 马秀丽, 杨胜齐, 万旺根

QIAN Feng, MA Xiu-li, YANG Sheng-qi, WAN Wang-gen

上海大学 通信与信息工程学院, 上海 200072

School of Communication and Information Engineering, Shanghai University, Shanghai 200072, China

E-mail: qianfengraul@yahoo.cn

QIAN Feng, MA Xiu-li, YANG Sheng-qi, et al. Research and improvement of marching cubes algorithm. Computer Engineering and Applications, 2010, 46(34): 177-180.

**Abstract:** Three-dimensional reconstruction technology is an effective tool which can help doctors analyze and show the state of an illness and it greatly improves the accuracy of medical diagnosis. The marching cubes is a classical algorithm for three-dimensional reconstruction of medical images, but it still shows some disadvantages. Targeting to two disadvantages which are structuring surfaces by line instead of hyperbola and spending much time detecting null cubes in the traditional algorithm, this paper implements an improved MC algorithm and solves two problems by interpolating between two images and searching based on image segmentation. Comparing the traditional algorithm, experiments show that the improved MC algorithm achieves great enhancement in effect and efficiency.

**Key words:** three-dimensional reconstruction; march cubes; interpolation; non-null cube

**摘 要:** CT三维重建技术是辅助医生对病情进行分析和显示的有效工具,它极大地提高了医疗诊断的准确性。移动立方体法(Marching Cubes, MC)是一种经典的医学图像三维重建算法,但是在实际使用中还是存在着一些缺点。针对传统MC算法出现的两个问题:(1)用直线代替双曲线来构造等值面会产生误差;(2)重建过程中大量时间耗费在检查空立方体上,提出了一种改进的MC算法,分别通过切片图像间的插值和基于分割的快速查找法来对此进行解决。通过实验表明,改进的MC算法比起传统MC算法,在三维重建的效果和效率上都得到了很大的提高。

**关键词:** 三维重建; 移动立方体; 插值; 非空立方体

DOI: 10.3778/j.issn.1002-8331.2010.34.054 文章编号: 1002-8331(2010)34-0177-04 文献标识码: A 中图分类号: TP391.41

## 1 引言

CT(Computed Tomography, 计算机断层扫描)是一种二维切片无损透视设备及技术,它能够呈现出切片部位的平面图像<sup>[1]</sup>,并对许多体内病变,如肿瘤、息肉等均做出有效的诊断,因此在临床医学实践中发挥着重要的作用。但是由CT产生的人体医学图像,都是二维的切片图像序列,只能表达器官某一截面的信息<sup>[2]</sup>,具有很大的局限性。所以,仅由这些二维切片图像想要精确地分析病人的病情,是十分困难的,因为这对医生的读片经验和临床技能都提出了很高的要求,而且往往他们的主观判断存在着很大的不确定性,医学CT图像的三维重建技术就是在这样的背景下提出的。

医学CT图像的三维重建就是指利用一系列二维CT切片图像产生三维图像模型并进行定性、定量分析的技术<sup>[3]</sup>,通过

该技术可以获得若干二维图像重建后的三维结构信息。众所周知,移动立方体法(Marching Cubes, MC)是一种很常用的三维重建算法,它能较好地二维图像进行三维重建,而且实现起来比较简单,因此在医学图像领域应用极为广泛。但在实际操作中发现还是存在着一些缺点,比如说算法的重建模型中包含了大量的三角形面片数据、重建过程中信息丢失情况比较严重等。针对其中出现的两个问题,即用直线代替双曲线来构造等值面会产生误差以及在重建过程中大量时间耗费在检查空立方体上,提出了一种改进的MC算法,分别利用切片图像间的插值以及基于分割的快速查找法对此进行了有效的处理,解决了出现的不足之处,大大提高了三维重建的效果和效率。

其余部分安排如下:第2章简单讲述了医学CT图像的预

基金项目:国家高技术研究发展计划(863)(the National High-Tech Research and Development Plan of China under Grant No.2007AA01Z319);上海市国际合作项目(No.075107035);上海市教委“电路与系统”重点学科建设项目(No.J50104)。

作者简介:钱峰(1982-),男,研究生,主要研究方向:三维重建、计算机图形学;马秀丽,女,博士,讲师,硕士生导师,主要研究方向:计算机图形学、虚拟现实;杨胜齐,男,博士,教授,硕士生导师,主要研究方向:SOC芯片设计、FPGA系统仿真;万旺根,男,博士,教授,博士生导师,主要研究方向:虚拟现实、数据挖掘、多媒体信号处理。

收稿日期:2009-04-17 修回日期:2009-07-09

处理工作;第3章详细介绍了一种改进的移动立方体(MC)算法,这是本文的重点,在指出了传统MC算法的两个不足之处后,提出了相应的解决方法;第4章为实验结果,通过对两种MC算法性能的比较,表明了改进MC算法在效果和效率上的优势;第5章进行了总结并提出了对今后工作的展望。整个三维重建系统的流程如图1所示。



图1 三维重建系统流程图

## 2 医学CT图像的预处理

医学CT图像的预处理工作主要包括图像格式转换和图像滤波,它为接下来的三维重建打下了基础。

### 2.1 原始图像的格式转换

原始图像来自于DICOM文件。DICOM标准是由美国放射学会和美国电器制造商协会推出的医学数字成像及传输标准<sup>[1]</sup>,目的是为了规范图像格式及其相关信息,如今它已成为医学领域的标准数据获取方式。由于DICOM格式与普通的图像格式不同,它在图像中含有很多病人的病理信息,而这些信息对于后续的工作是不需要的,所以要把由CT影像设备生成的DICOM文件先转化为BMP、JPEG和TIF等常用格式。本文对DICOM文件进行了BMP格式的转换。如图2所示。

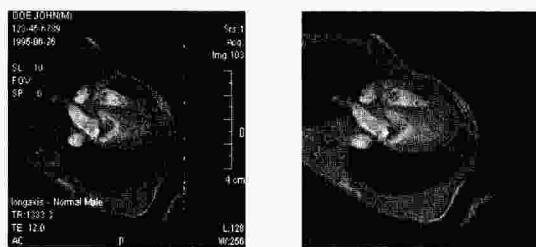


图2 DICOM与BMP图像格式转换

### 2.2 二维切片图像的滤波

原始图像是由专用的CT医疗设备产生的,在获取过程中由于种种因素图像质量可能会有一定程度的下降,比如噪声污染、毛刺抖动以及细节损失等<sup>[2]</sup>,这会导致医学图像的信息错误,从而影响整个三维重建过程。因此,在对图像进一步分析之前,必须对转化后的若干幅BMP图像进行滤波处理,以改善图像质量,为后续的三维重建工作提供一个良好的数据源。

常见的滤波方法有邻域平均法、中值滤波法和保持边缘滤波法,本文采用了中值滤波法来对CT图像进行滤波。

#### 2.2.1 中值滤波

本文研究的是医学图像,其处理要求比起一般的图像要高,在滤波时不光要消除噪声,还要能保持原有图像的细节。中值滤波正是可以满足这一要求的滤波方法,它是通过在图像上选取奇数个相邻的像素窗口<sup>[3]</sup>,把这些像素灰度值按从小到大的顺序进行排列,然后选取序列中间大小的灰度值来代替窗口中间的像素灰度值。图3就显示了一个3×3窗口9值的中值滤波,从图(b)可以看出,中间的灰度值5就是所求的中值。

#### 2.2.2 实验结果及分析

从二维切片图像序列中,随机选取一幅图像进行中值滤波实验,实验结果如图4所示。

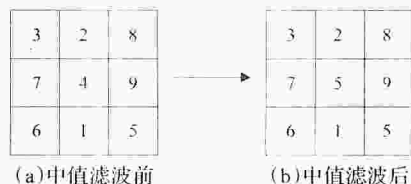


图3 3×3窗口119值中值滤波

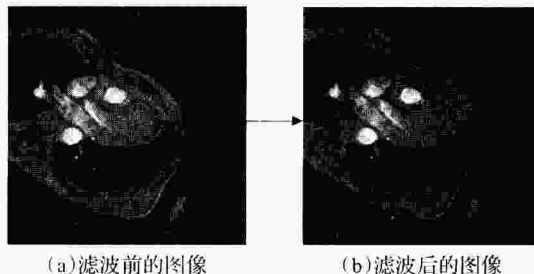


图4 中值滤波效果图

从图4中可以看出,图4(a)为滤波前的图像,图4(b)为滤波后的图像。比较图(a)和图(b),中值滤波在滤除了图像中毛刺噪声的同时,又很好地保留了图像周围的细节,符合预处理滤波的要求。

## 3 一种改进的移动立方体法

移动立方体法是一种基于立方体的表面重建算法,它的基本思想如下:

(1)每次任取两幅相邻切片图像形成三维数据场,然后在场中逐个构造立方体(体素),每个立方体上的8个顶点分别取自上下两层切片图像;

(2)根据立方体上8个顶点函数值与等值面阈值的比较结果,构造出索引表,进而确定该立方体与等值面是否有交点;

(3)如立方体与等值面相交,则计算出立方体棱边与等值面的交点,即三角形面片各顶点的坐标;再计算立方体顶点处的法向量,进而求出三角面片各顶点处的法向量;

(4)由所求三角面片各顶点处的坐标和法向量绘制出等值面<sup>[4]</sup>,从而实现表面重建。

从以上传统MC算法的思想中可以发现,尽管算法本身能够很好地实现重建功能,但其中还是存在着一些问题,比如说在构造等值面时,是用三角形面片拟合的方式来实现的,但等值面是一个三次曲面,它与立方体面的交线是一条双曲线<sup>[5]</sup>,如果立方体很小,这种近似是可以忽略的,但由于形成的三维数据场密度是任意的,构造的立方体大小也是有多种可能,如果一概用三角形面片去代替三次曲面,势必会造成很大的误差,影响最终的重建效果;另一方面,MC算法是逐个连续的检查每个立方体是否与等值面相交,经研究表明,大部分时间是花费在检查空立方体上,即与等值面没有相交的立方体,这将会大大降低重建的效率。针对出现的这两个问题,在传统MC算法的基础上提出了一种改进的MC算法。

### 3.1 等值面的近似表达

等值面是空间中所具有某个相同值的点的集合。它可以表示成 $\{(x, y, z) | f(x, y, z) = c\}$ <sup>[6]</sup>,其中 $c$ 为常数。等值面是一个三次曲面,它与立方体面的交线是一条双曲线,由于三次曲面在计算时比较复杂,所以就用三角形面片拟合的方法来代替三次曲线,而在立方体同一个面上两条相邻边上的交点也简单地用直线连接以代替原来的曲线,如图5所示。



图5 三角形面片构造等值面近似表达

假设 $P(x,y,z)$ 是立方体中的任意一点,根据线性插值运算,可得 $P(x,y,z)$ 点处的函数值,如公式(1)所示:

$$f(x,y,z)=a_0+a_1x+a_2y+a_3z+a_4xy+a_5yz+a_6zx+a_7xyz$$
 (1)

其中系数 $a_i(i=0,1,\dots,7)$ 为立方体中8个顶点的函数值。若等值面阈值为 $c$ ,则等值面方程如公式(2)所示:

$$f(x,y,z)=c$$
 (2)

这时,就可以计算出等值面与立方体边界面上的交线,联列方程组为:

$$\begin{cases} f(x,y,z)=c \\ f(x,y,z)=a_0+a_1x+a_2y+a_3z+a_4xy+a_5yz+a_6zx+a_7xyz \end{cases}$$
 (3)

设边界面方程<sup>[9]</sup>为 $z=z_0$ ,代入公式(3)可以发现,最后表示的是一对双曲线,如果用直线来代替,可能就会引起误差。若立方体很小,这种误差是可以忽略的,但MC算法中所形成的三维数据场密度是任意的,因此构造的立方体大小也是有多种可能,不能一概用直线代替之。针对这个问题,先对切片图像进行适当的插值,使得图像间的距离变小,然后再进行重建,这样能使在三维数据场中构造出的立方体足够小,用直线代替双曲线的误差就可以忽略不计了。

3.1.1 切片图像间的插值

图像间的插值不是任意的,当切片图像间距比图像内像素间距大时,就可以用插值方法在切片图像间插入一些中间图像。在改进的MC算法中,要求每个体素为正方体,所以需要满足经插值后的切片图像间距等于图像内像素间距。

常见的插值方法有线性加权插值法、三次线性插值法以及基于匹配的插值法<sup>[10]</sup>。为了保证图像插值的正确性,进而能够缩小图像间的间距,插值方法必须要满足插值图像与前后两幅切片图像信息相似以及插值图像序列符合从前到后渐变的过程这两个要求。采用了线性加权插值法来对切片图像进行插值处理

3.1.2 线性加权插值

线性加权插值就是对相邻的两幅切片图像进行加权平均,在中间产生一系列插值图像的过程<sup>[10]</sup>,插值图像可以用公式(4)表示:

$$f_{\lambda}(i,j)=(1-\lambda)f_N(i,j)+\lambda f_{N+1}(i,j)$$
 (4)

其中, $\lambda=d1/(d1+d2)$ ,它是图像插值的线性系数; $f_N(i,j)$ 是第 $N$ 层的切片图像, $d1$ 是插值图像与第 $N$ 层图像间的距离;同理, $f_{N+1}(i,j)$ 是第 $N+1$ 层的切片图像, $d2$ 是插值图像与第 $N+1$ 层图像间的距离。

这种插值方法的优点是简单有效,但只适合于切片图像间距与切片图像内像素间距相差不是很大时,因为二维切片图像是用高分辨率的CT医疗设备产生,切片图像间距与切片图像内像素间距相差不是很大,所以用线性加权法进行图像插值可以满足要求。

3.1.3 实验结果及分析

从二维切片图像序列中,选取两幅滤波后的连续CT切片图像进行线性加权插值实验。在这两幅图像中,切片图像间距 $D$ 与切片图像内像素间距 $d$ 的关系为 $D=3d$ ,实验结果如图6所示。

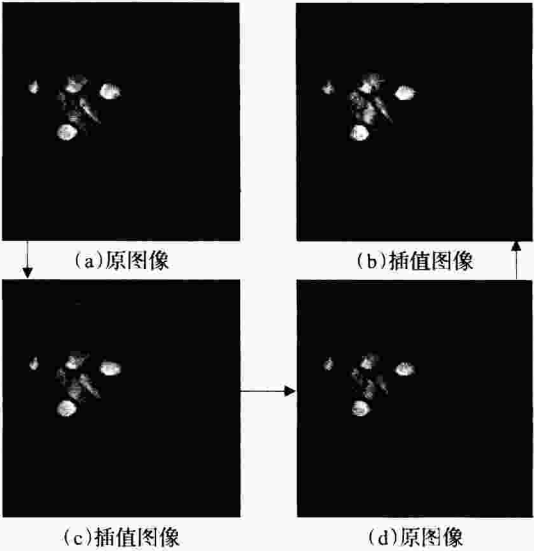


图6 线性加权插值

在图6中,图(a)和图(d)是两幅滤波后的连续CT切片图像,由于切片图像间距 $D$ 与切片图像内像素间距 $d$ 的关系为 $D=3d$ ,所以要用线性加权插值法在这两幅图像间再插入两幅图像(b)和(c)。从图(b)和图(c)中可以看出,插值图像与原始图像(a)和(d)信息相似并且符合图像序列的渐变过程,图像边缘与细节也都保持得很完好,满足图像插值的要求。经过以上插值操作,切片图像间的距离变小了,在后续的重建过程中,用直线代替双曲线所产生的误差就可以忽略不计了。

3.2 非空立方体的检查

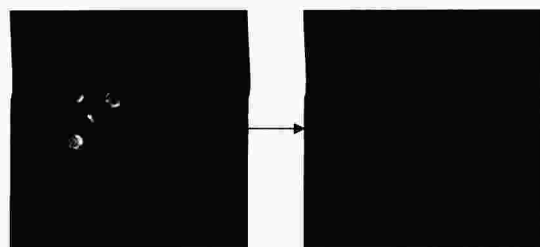
通过对传统MC算法的分析可以看出,算法是逐个连续的检查数据场中每个立方体是否与等值面相交,进而去构造等值面的轮廓。经研究表明,有超过80%的时间是花费在检查空立方体上<sup>[11]</sup>,即与等值面没有相交的立方体,这势必会大大降低算法的效率。针对于这个问题,先把待重建的切片图像进行适当的分割,再对分割后的图像进行三维重建。在重建中利用了对非空立方体的快速查找,很好地提高了算法的效率。

3.2.1 医学CT图像的分割

医学图像的分割是三维重建的基础,尽管在传统MC算法中已采用了阈值分割法对待重建的图像数据进行处理<sup>[12]</sup>,但仍然存在许多缺点,比如说分割的不是很准确、图像内部信息的丢失等等。所以,在改进算法中采用了区域生长法,它是一种基于区域的分割方法,此法根据预先定义好的图像灰度或边界来提取图像中相连接的区域。如图7所示,图(a)为分割前的图像,根据区域生长法预先定义好的灰度范围,图(b)把图(a)中灰度值有明显差别的部分都分割开了,剩下的部分为所要重建的医学器官。

3.2.2 快速查找法

分割后的切片图像将形成三维数据场,在场中逐个构造立方体,然后找出那些与等值面相交的立方体。通过对所有立方体空间结构的分析,可知如果某个立方体被确定为非空,



(a)分割前图像 (b)分割后图像  
图7 区域生长法分割

那么与它相邻的立方体中的三角形面片会沿着一定方向扩展<sup>[13]</sup>。根据这个原理,算法中建立了一个查找表ADJACENT,一个队列STR,一个数组CUBE以及一个标志位FLAG。ADJACENT查找表记录了每一个被检查立方体对应的相邻立方体,STR队列用来储存那些已经被确认为非空的立方体,即与等值面相交的立方体,CUBE数组中的每个元素对应于每个要被检查的立方体,用来表示该立方体是否已被操作过,FLAG用来标记立方体是否进入感兴趣区域。

当开始查找非空立方体时,快速查找法是逐个连续的分析每个立方体的。首先,CUBE数组中的每个元素清零。当FLAG=0且CUBE[i]=0时,表明第i个立方体为空立方体;当FLAG=0且CUBE[i]=1时,表明第i个立方体和第i-1个立方体都为非空立方体;当FLAG=1表明当前的立方体肯定为非空立方体。如果某个立方体被确认为非空,那么来自于ADJACENT查找表中与它相邻的立方体将会被检查。最后,所有非空立方体都被记录在STR队列中以备后续操作使用。由于把分割的结果用作图像的重建,所以大部分立方体都应该属于感兴趣区域内,使得与等值面相交的非空立方体被快速有效的检查到,这大大减少了检查空立方体的时间。快速查找非空立方体的流程如图8所示。

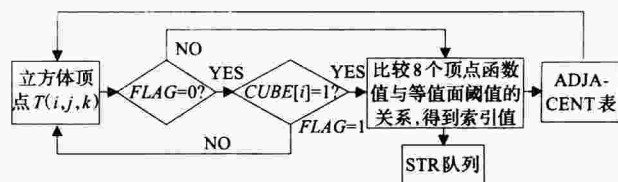


图8 快速查找非空立方体的流程图

#### 4 实验结果

在实验中,选取了两组CT切片图像数据,采用了改进的MC算法对这两组数据进行三维重建。在第一组数据中,切片图像为20张,像素值范围为0~400,阈值范围为90~390,重建后产生的三角形面片个数为1 357 562,顶点个数为679 974;在第二组数据中,切片图像为35张,像素值范围为0~500,阈值范围为90~390,重建后产生的三角形面片个数为2 494 823,顶点个数为1 247 662。重建后效果如图9和图10所示。

从图9和图10中可以看出,用改进MC算法重建出的三维模型是比较逼真的,很好地反映了二维CT图像的立体效果。最后,对两种MC算法在效率上的优劣做了比较,见表1比较发现,改进MC算法在重建时间上比起传统MC算法减少了将近30%,明显提高了重建效率。

#### 5 结论

提出了一种改进的移动立方体法。这种改进的MC算法针对传统MC算法出现的两个不足之处,提出了相应的解决



图9 第一组重建模型

图10 第二组重建模型

表1 两种MC算法的比较

| 顶点数量        | 三角形面片数量   | 传统算法<br>时间/s | 改进算法<br>时间/s | 时间提高<br>率/(%) |
|-------------|-----------|--------------|--------------|---------------|
| 1 679 974   | 1 357 562 | 7.7          | 5.4          | 29.9          |
| 2 1 247 662 | 2 494 823 | 13.4         | 9.3          | 30.6          |

方案:第一个问题采用对切片图像进行适当的插值,让图像间的距离变小,从而使得用直线代替双曲线来构造等值面的误差可以忽略,提高了重建的效果;第二个问题采用了先对待重建图像进行分割,然后再快速查找非空立方体,从而使得与等值面相交的立方体能被有效地检查出来,提高了重建的效率。实验结果显示了改进的MC算法在重建的效果和效率上都得到了很大提高。下一步的研究工作是把整个三维重建系统用英特尔的Vtune工具进行测试,选出其中计算量大又耗时的程序,把它们移植到FPGA上进行加速实现,从而进一步提高整个三维重建系统的运行效率。

#### 参考文献:

- [1] 缪斌和,邓元木,黄斐增.基于对应点匹配断层图像三维插值方法[J].中国医学物理学杂志,2000,17(1):14-16.
- [2] 田捷,包尚联,周明全.医学影像处理与分析[M].北京:电子工业出版社,2003:117-158.
- [3] 郑睿.医学图像三维重建系统设计及实现[D].成都:电子科技大学,2007.
- [4] Hauser H, Mroz L. Two-level volume rendering[J]. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, 2001, 7(3): 242-252.
- [5] Pham D L, Xu C, Prince J L. Current methods in medical image segmentation[J]. Annual Review of Biomedical Engineering, 2000, 2: 315-338.
- [6] Neilson G M. On marching cubes[J]. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, 2003, 9(3): 283-297.
- [7] Sahani D V, Kalva S P. Tumor perfusion and treatment response in rectal cancer with multisession CT[J]. Initial Observations Radiology, 2005, 23: 785-792.
- [8] 秦绪佳.医学图像三维重建及可视化技术研究[D].大连:大连理工大学,2001.
- [9] Zhou L, Kmabhmaettu C. Extending supequadrics with exponent functions: Modeling and reconstruction[J]. Graphical Models, 2001, 63: 1-20.
- [10] 姚富光.医用X-CT图像三维重建技术研究[D].重庆:重庆大学,2004.
- [11] 姜贤.基于面绘制的图像三维可视化算法研究[D].成都:电子科技大学,2007.
- [12] Tian Jie, Xue Jian, Dai Ya-kang. A novel software platform for medical image processing and analyzing[J]. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 2008, 12(6): 800-812.
- [13] 孙燕.医学图像三维重建的研究[D].长春:吉林大学,2007.