

下颌骨 CT 序列图象的三维重建

杨文¹⁾ 柳俊波²⁾ 廖明生³⁾ 杨杰³⁾

¹⁾(武汉大学电子信息学院, 武汉 430079)

²⁾(深圳安科高技术股份有限公司, 深圳 518057)

³⁾(武汉大学测绘遥感信息工程国家重点实验室, 武汉 430079)

摘要 在对医学图象三维重建的研究现状和已有的重建方法进行分析的基础上, 从牙科医生进行牙种植手术的实际情况出发, 提出了一种简单、实用的三维图象重建算法——影像配准叠加法。该方法的基本思路是: 首先对二维 CT 数字图象进行影像纠正、内插和配准, 以确定每个像素的三维坐标值, 再按其空间位置关系给每个像素点设置适当的透明度, 然后进行影像配准叠加, 以便在二维屏幕上显示出具有立体感的真三维图象来。实验结果表明, 该方法定位精度高, 重建图象失真度小, 既能作定性观察, 又能作定量测量, 并且测量数据精度较高。

关键词 三维重建 影像叠加 CT 图象

中图分类号: R445-39 TP391.41 **文献标识码**: A **文章编号**: 1006-8961(2002)09-0911-07

3D Reconstruction Based on CT Images of Mandible

YANG Wen¹⁾, LIU Jun-bo²⁾, LIAO Ming-sheng³⁾, YANG Jie³⁾

¹⁾(School of Electronics and Information of Wuhan University, Wuhan 430079)

²⁾(Shenzhen Anke High-Tech Co. Ltd, Shenzhen 518057)

³⁾(LIJESMARS of Wuhan University, Wuhan 430079)

Abstract A new approach, image registration and superposition of 3D reconstruction based on CT images is proposed in this paper. Compared with the traditional approaches, it is simpler and more effective. It can be realized in three steps. Firstly, correcting the distortion of all the 2D CT images, some images between every two serial CT slices should be interpolated if needed. Secondly, every pixel will be endowed with information of depth and transparency according to its spatial coordinates and gray level. Finally, a 3D image will be displayed on the screen. The reconstruction image includes not only information of the surface of the object, but also the inner of the object. The results of experiments indicate that the 3D image reconstructed has only a little distortion and the results of measure by software are very accurate. The experiment was carried out successfully with 33 pieces of serial image of mandible, a accurate 3D image of mandible was acquired. Compared the results measured by software in our reproduction model with those measured by micrometer in true model, the standard deviation of absolute error is only 0.151mm. At the same time, this registration method can be applied to many other cases for 3D image reconstruction for serial sections.

Keywords 3D reconstruction, Images superposition, CT image

0 引言

放射照像成像技术是进行牙床种植评价和指导牙种植的主要手段, 然而, 目前所采用的 X 射线牙

片、X 射线曲面断层片、X 射线啮合片都对所反应的组织结构有不同程度的放大与失真^[1], 另外, 由于这些图象是射线经过牙部所有结构后而形成的反映牙部器官综合组织密度的照片, 因此图象上所反映的结构都重叠在一起^[2]; 线性断层摄影术 (Linear

Tomography, LT)和计算机断层摄影术(Computed Tomography, CT)精确度虽较高,但由于其将位于焦平面前后的物体同时绘制,故形成模糊的图象,且该放射技术操作要求很高^[2],更为不足的是,以上所有技术方法产生的图象,只能以二维的形式反映牙床种植区结构,而对于实体牙槽嵴高度和颊舌向宽度,颊、舌板骨皮质的厚度,脱矿骨的表现和程度,神经管的定位,以及未填满的牙槽窝或未预见到的囊肿或软组织骨内缺损等情况和部位都不能作出精确的判断;螺旋CT(Spiral Computed Tomography, SCT)技术虽在扫描方式上作了改进,已能够得出解剖结构的三维图象,但由于螺旋CT是在运动中扫描成像,其横断面数据并不是一个垂直的切面,因此,尽管采用了内插法修正,但仍或多或少影响了图象的准确再现^[4],而且,螺旋CT只能在控制台上,由专业人员进行操作,不仅不能由种植医师任意观察,也不能在三维图象上观察预种植牙床的全景和局部的实际情况,而三维CT图象则较好地解决了这个问题.本文利用切片图象配准叠加的方法,进行了基于CT图象的下颌骨三维重建.通过设置不同的透明度,来重现三维立体模型.该方法算法简单,图象逼真,既能作表面观察,又能观看内部结构.

1 基本原理

所谓医学图象的三维重建和显示是指将一组连续断层扫描图象输入计算机,经图象处理与图形学处理后,在二维屏幕上显示其三维结构的技术过程.因为这种图象能更真实、形象地再现人体内部各组织的空间结构,故能给诊断、手术计划的制定、生理参数测定、解剖结构研究和外科整形等提供有效的信息.医学图象的三维重建技术包括以下几个主要过程:首先,用成像设备获取断层数字图象序列,并将其传输到计算机中;然后,在相邻两层图象之间进行插值.因为断层间距一般比二维图象的像素尺寸要大,故需要插值,以产生空间3个方向具有相同尺寸的立方体素数据,且要求插值的结果,使重建出的三维图象形状失真小,轮廓边界清晰;最后,对它进行各种几何变换的运算,以及实现多种投影显示方式和几何尺寸的测量等,由于重建后的三维图象数据必须在计算机屏幕上进行立体显示,且需要存储和操纵庞大的数据,因此还必须统一地考虑数据在内存中的压缩存储格式和各种快速算法.

牙医在进行手术前,其用于诊断的图象应要求是与实物成比例缩放的,其不仅精度要求高,并且是可量测的,还要能看到内部结构.而一般方法(除体素法外),要么只能重建表面,如线框模型法、灰度表面模型法等;要么图象信息丢失严重,如深度彩色法等;要么旋转变换较差,如截面重建法;要么观察起来不方便,如立体图对法.体素法虽然基本上能满足要求,但由于其算法实现较复杂,重建时间较长,仍然不能尽如人意^[5].为此,笔者在实践中探索出了一种新的方法——影像配准叠加法.该方法的基本思路是,首先,将切片按其实际空间顺序进行配准(或称定位),以恢复实物模型;然后,根据其空间位置的深度,给每个切片一个基准透明度,即深度越小,透明度越高,反之,深度越大,透明度越低;接着在每张切片上,根据每个像素的灰度值,给其一个灰度透明度,即灰度越小,透明度越高,反之,深度越大,透明度越低.最后,将每个像素的基准透明度与其灰度透明度相乘来作为其最终透明度,再通过OpenGL^[6]技术将这些点全部显示出来,即可得到三维半透明图象.

2 重建步骤

三维重建的步骤如图1所示,可分为以下6个步骤:①建立实物参照系,即在实物上设置6条平行的毛细吸管(参见图2上的 AA' , BB' , ..., FF')为参照系,为以后进行切片配准做准备;②获取CT模拟图象,这就需要用CT机扫描来获得模拟图象;③CT模拟图象的数字化,即采用数字扫描仪将模拟图象转化为数字图象,以供计算机处理;④影像纠正,由于扫描后的数字图象可能存在位移、旋转、比例变化等形变,为此必须纠正影像在扫描过程中的形变;⑤影像数据内插,有时影像层间分辨率比层内分辨率低得多,由于断层间存在信息的不确定性,而影响了三维重建的效果,为此需要进行数据内插;⑥影像叠加,经过上述步骤后,便可将影像配准,进行叠加了.

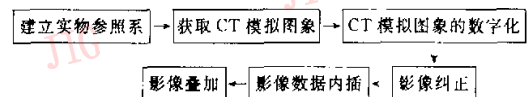


图1 三维重建步骤

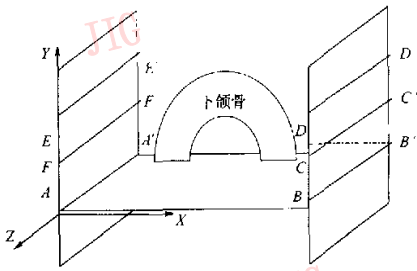


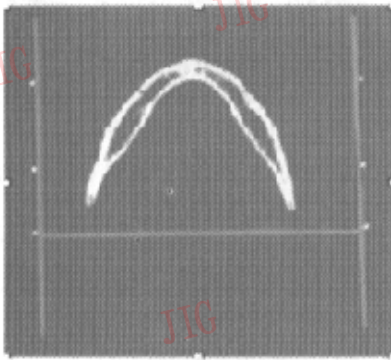
图 2 模型参照系

2.1 影像纠正

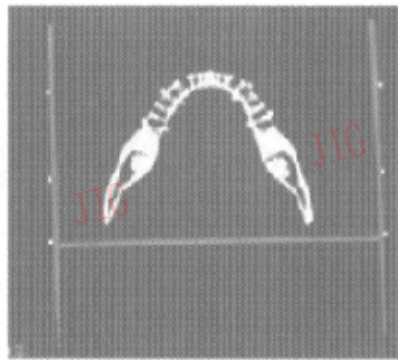
正确地判读切片图象数据和将切片图形准确地对齐,是连续切片图象三维重建的重要步骤,因为它直接影响着重建结果精度和参数计算的准确性。对这个问题目前还没有很好的解决方法,且无论是硬定位,还是软定位,都有待完善,以便使其更易操作,定位更精确。

实验中采用了软、硬定位相结合的方法,即首先在模型中设置 6 条毛细血管,这样每张切片图象上会得到 6 个参照点;然后用模板匹配的方法去寻找这 6 个点,如果软件找到的点不够准确的话,可进行人工干预,直到准确为止;最后由图象上的 6 个点和模型上的 6 个点进行仿射变换,便可达到准确定位的目的。建立参照系后,再将模型用 CT 扫描仪沿 Z 轴方向作连续断层扫描,再经过切片、制片、暗房处理,便得到 CT 模拟图象。这样将这些图象用数字扫描仪扫描后,即可转换成可供计算机处理的数据文件。

图 3(a)、(b)两幅图象为经数字扫描仪扫描所得到的下颌骨不同层切片数字图象,图中的 6 个亮点即为毛细血管,因其中注射了泛影剂,故经 CT 扫描时会得到 6 个亮点。由这 6 个点的位置和模型中相应点的位置,通过仿射变换即可达到纠正影像的目的。



(a) 第 12 层图象



(b) 第 22 层图象

图 3 未经纠正处理的下颌骨 CT 切片数字图象(图中 6 个亮点即为参照点)

人体的下颌骨用 CT 扫描仪进行连续断层扫描后,可得到一系列断层像片,但这些像片必须经数字扫描仪按一定的分辨率进行扫描,以转换成数字图象,然后计算机方能处理。由于扫描后的数字图象可能存在位移、旋转、比例变化等形变,故还需进行数据处理,即统一坐标与进行像片纠正。统一坐标与像片纠正的目的是使每张切片数字图象在计算机三维坐标系中的位置及比例关系与其在实际空间中的位置及比例关系相一致。在上一节里已经在模型上建立了一个统一的坐标系,这里只需利用该坐标系来进行影像纠正即可。

采用仿射变换^[7]和最邻近像元采样法^[7]来进行统一坐标与像片纠正处理,其原理如下:设模型坐标系中 6 个参照点的 X-Y 平面坐标为 $\{(x_i, y_i)\}$,

$(i=1, 2, \dots, 6), (i \in \mathbb{N})$, 而任一切片数据文件中, 6 个参照点的影像坐标(即行列数)为 $\{(X_i, Y_i)\}$ $(i=1, 2, \dots, 6), (i \in \mathbb{N})$ 。

由这 12 个坐标值可列出 2 组 6 个方程

$$\begin{cases} X_1 = a_0 + a_1x_1 + a_2y_1 + a_3x_1y_1 \\ X_2 = a_0 + a_1x_2 + a_2y_2 + a_3x_2y_2 \\ \vdots \\ X_6 = a_0 + a_1x_6 + a_2y_6 + a_3x_6y_6 \end{cases}$$

其写成矩阵形式为

$$\begin{bmatrix} X_1 \\ X_2 \\ \vdots \\ X_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & x_1 & y_1 & x_1y_1 \\ 1 & x_2 & y_2 & x_2y_2 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & x_6 & y_6 & x_6y_6 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_0 \\ a_1 \\ a_2 \\ a_3 \end{bmatrix}$$

简记为

$$X = Aa$$

同理,对 Y 有

$$\begin{cases} Y_1 = b_0 + b_1x_1 + b_2y_1 + b_3x_1y_1 \\ Y_2 = b_0 + b_1x_2 + b_2y_2 + b_3x_2y_2 \\ \vdots \\ Y_6 = b_0 + b_1x_6 + b_2y_6 + b_3x_6y_6 \end{cases}$$

其写成矩阵形式为

$$\begin{bmatrix} Y_1 \\ Y_2 \\ \vdots \\ Y_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & x_1 & y_1 & x_1y_1 \\ 1 & x_2 & y_2 & x_2y_2 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & x_6 & y_6 & x_6y_6 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} b_0 \\ b_1 \\ b_2 \\ b_3 \end{bmatrix}$$

简记为

$$Y = Ab$$

其中

$$X = [X_1, X_2, \dots, X_6]$$

$$Y = [Y_1, Y_2, \dots, Y_6]$$

$$a = [a_0, a_1, a_2, a_3]$$

$$b = [b_0, b_1, b_2, b_3]$$

然后由最小二乘法^[7],分别求出 a 与 b

由下式

$$Aa = X, \quad A^T Aa = A^T X$$

得

$$a = [A^T A]^{-1} A^T X$$

同理,可得

$$b = [A^T A]^{-1} A^T Y$$

这样,对模型坐标中的每一点 (x, y) ,都可由下式求出其对应于影像坐标系中的点 (X, Y) .

$$\begin{cases} X = a_0 + a_1x + a_2y + a_3xy \\ Y = b_0 + b_1x + b_2y + b_3xy \end{cases} \quad (1)$$

影像重建时,首先在模型坐标系中,按一定的抽样间隔取点 (x, y) ,本文中取抽样间隔为 0.5mm;然后按上式求出对应于影像坐标系中的点 (X, Y) ,再在相应的切片数据文件中找到该点的灰度值,作为该取样点的灰度值,但由于影像坐标系中的坐标为整数,而由式(1)所求出的值不一定为整数,因此本文采用最邻近像元的灰度值作为该取样点的灰度.这样对每一幅切片图象数据文件进行如上的操作后,即完成了统一坐标与影像纠正的任务.图4和图5分别是纠正前后的下颌骨切片图象.

2.2 影像叠加

所有的准备工作做好了之后,便可进行影像叠加了.为了能实现真三维显示,必须考虑透明度的设

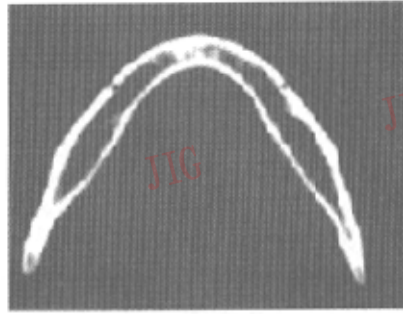


图4 纠正前的下颌骨切片图象

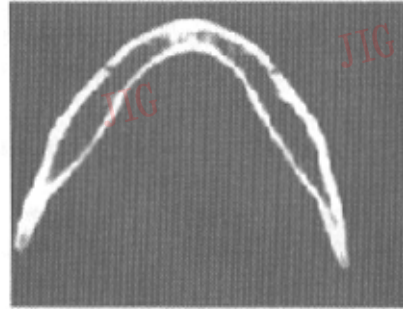


图5 纠正后的下颌骨切片图象

置问题.为此采用65幅图象(33幅CT图象,32幅内插图象)进行叠加,其过程为:

- (1) 按其实际空间顺序排好序;
- (2) 按其实际空间顺序设置不同的透明度,方法如下:

若 $g_i(x, y) = 0$, 则 $T_i(x, y) = 0$;

否则 $T_i(x, y) = D_i \times G_i(x, y)$

其中, $D_i = t_0 + i(1 - t_0)/n$; $G_i(x, y) = g_i(x, y)/255$; i 为层数,取值为 $1 \sim 65$; t_0 为基准透明度,取值为 $0 \sim 1$; $g_i(x, y)$ 为第 i 层图象的灰度值; $T_i(x, y)$ 为第 i 层图象上,点 (x, y) 的透明度.

D_i 为深度透明度.它只与像素点的深度(即层数)有关,即所在层数越大,其值越大,也就越不透明;所在层数越小,其值越小,即越透明,从而可使其后面的灰度信息得以可见.当其层数为最后一层时,其值为1,即完全不透明. $G_i(x, y)$ 为灰度透明度,它只与像素点的灰度有关,而与深度无关.当灰度越大时,其值越大,即越不透明;当灰度越小,其值越小,即越透明.当灰度为0时,该值为0,即该点完全透明,从而可使其后面的有用信息得以可见.若将深度透明度与灰度透明度相乘,则所得到的透明度,既能反映深度的变化,又能反映灰度的变化.这样可使层

数越大的,灰度越大的点得以显示出来,而不至于被其前面的点所遮挡。

(3)调用 OpenGL^[7]函数,将这 65 幅图象以其各自的深度叠加,并作正射投影,这样即可在二维屏幕上显示出具有立体感的三维图象来。

3 实验结果

采用直接体绘制算法来对预处理过的医学图象数据集进行三维重建,结果发现,不仅效果良好,而且速度很快。图 6 和图 7 分别是用本方法绘制的细胞切片和头部 CT 序列重建三维图象,图 8,图 9 是采用本方法绘制的下颌骨不同角度的三维图象,图 10 和图 11 是分别采用传统表面绘制算法和体绘制算法绘制的结果图象。将三维显示应用于交互式操作的系统,其重建的速度非常关键,下面针对如下 3 个实验数据,将本算法与传统典型算法在速度上做

一比较(如表 1 所示),其中,细胞切片数据是由 30 幅人体骨髓巨细胞显微切片图象(512×512)分割提取出的两个重叠细胞图象数据集(128×128×30);头部 CT 图象数据是由人体头部 CT 图象序列经压缩提取出的 84 幅 128×128 的数据集;而下颌骨图象数据是 64 幅 256×256 的人体下颌骨 CT 图象序列数据集。

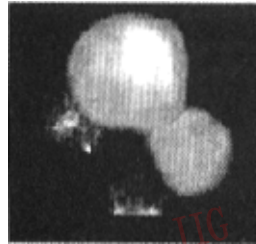


图 6 细胞切片三维重建图象

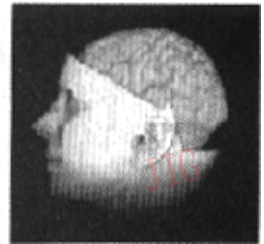


图 7 头部 CT 切片三维重建图象



图 8 本文算法绘制的下颌骨



图 9 本文算法绘制的下颌骨侧面



图 10 表面绘制算法绘制下颌骨



图 11 体绘制算法绘制下颌骨

表1 算法速度比较

单位:s

体数据类型	算法		
	表面绘制	直接体绘制	本文算法
细胞切片数据	0.786 237	2.428 395	0.375 626
头部CT数据	0.149 346	4.241 877	0.568 278
下颌骨CT数据	1.077 160	14.588 488	0.751 237

算法执行时间单位为秒,算法耗时等于算法开始执行和算法执行结束时的计数差除以计数频率.对于PⅠ、PⅡ芯片,计数频率和CPU的时钟频率相同.

实践证明,该方法不失为一个用于图象三维重建的好方法,其优势在于:

(1) 算法简单,没有过多的运算,重建时间相对较短;

(2) 观察方便,不需借助立体眼镜即可观察,并且可以通过旋转变换来从各个角度观察,最重要的是,由于其所建的图象是半透明的,因此能观察物体内部结构信息.这是其他表面模型所无法比拟的;

(3) 定位准确,测量精度高,可为牙齿做定量分析提供可靠的数据.由于它是以像素为单位来进行显示,而不是以一幅图象为单位来显示,并且考虑了视图的长宽比与切片图象的长宽比可能不一致,又采用了某种算法使显示出的图象与实际物体尽可能成比例缩放,故减少了图象的变形;

(4) 没有任何信息丢失,由于切片图象的信息在三维图象上都可以见到,因此最大程度地保持了切片图象信息的原汁原味,并且使三维图象切割成为可能.

4 精度分析

为比较测量结果的准确度,现将实物模型中测得的一组数据,同通过软件测得的数据作一比较,并进行精度分析.

前面曾讲过,为便于影像定位(或称配准),每张像片上都有6个点,这些点就来自于模型中(图2)的6条互相平行的水平线(AA', BB', ..., EE').这6条线,其实相当于是6根毛细血管,并灌注了30%的泛影葡胺.这样进行CT扫描后,每张像片上才会得到6个点.实验前,用精确至0.01mm的游标卡尺测得的数据与用软件测得的数据进行比较,根据表2和表3的记录数据可分别求得绝对误差 $\hat{\sigma}$ (单位:mm)和相对误差的标准偏差 $\hat{\sigma}'$

$$\hat{\sigma} = 0.151\ 660\ 1$$

$$\hat{\sigma}' = 0.002\ 316$$

实验结果表明,本文方法定位精度高,重建图象失真度小,既能作定性观察,又能作定量测量,并且测量数据精度较高.

表2 模型前端数据比较

对象	真实值 $L(\text{mm})$	测量值 $l(\text{mm})$	绝对误差 $\Delta(\text{mm}) = L - l$	相对误差 $\Delta' = \Delta/L$
AB	151.9	152.001	0.101	-0.00066
AC	155.3	155.082	0.218	0.001404
AD	167.3	167.344	-0.044	-0.00026
FB	154.56	154.354	0.206	0.001333
FC	151.6	151.5	0.1	0.00066
FD	156.6	156.82	-0.22	-0.0014
EB	166.04	166.018	0.022	0.000132
EC	156.0	156.081	-0.081	0.00052
ED	150.6	150.75	-0.15	-0.001
AF	29.539	29.504	0.035	0.001185
EF	39.973	40.003	-0.03	-0.00075
AE	69.54	69.516	0.024	0.000345
BC	29.56	29.5	0.06	0.00203
CD	40.274	40.5	-0.226	-0.00561
BD	70.04	70	0.04	0.000571

表3 模型后端数据比较

对象	真实值 $L(\text{mm})$	测量值 $l(\text{mm})$	绝对误差 $\Delta(\text{mm}) = L - l$	相对误差 $\Delta' = \Delta/L$
A'B'	151.6	151.752	-0.152	-0.001
A'C'	154.72	154.546	0.174	0.001125
A'D'	167.1	167.013	0.087	0.000521
F'B'	154.2	154.251	-0.051	-0.00033
F'C'	151.3	151.503	-0.203	-0.00134
F'D'	156.36	156.455	-0.095	-0.00061
E'B'	165.36	165.563	-0.203	-0.00123
E'C'	156.04	155.955	0.085	0.000545
E'D'	150.6	151.007	-0.407	-0.0027
A'F'	28.91	28.835	0.075	0.002594
E'F'	39.705	39.767	-0.062	-0.00156
A'E'	68.8	68.755	0.045	0.000654
B'C'	29.74	29.502	0.238	0.008003
C'D'	40.29	40.5	-0.21	-0.00521
B'D'	70.03	70	0.03	0.000428

5 结束语

目前国外最新研制出的牙种植三维成像软件,使得牙种植医师能在CT立体图象上见到颌骨结构内相互平行放置的种植体,并可在图象上对种植体进行各种方向的调整.在二维改良图象和推导出的三维颌骨表面图象上,不仅可模拟进行牙种植操作,而且可用鼠标对种植体进行各种方向的调整及滑

动,并可核实种植体在三维图象中的相对位置及种植体轴与牙齿间的关系^[8],它使外科医生能和修复医生或病人一起讨论预期要达到的美观程度。在国内,虽然有些医学院校和科研机构已重建了颞下颌关节、髁关节等的三维图象,但这些图象采用的是简单的插值技术,其重建的图象仍存在某些变形,精确性也未曾提及,到目前为止,对专用于牙种植的三维成像软件研究尚未见报道。

由于真三维图象较表面模型图象数据量大,因此图象的显示与几何变换花费时间要多,这就对算法和数据结构的要求要高,如何改进算法和数据结构以提高图象的显示和几何变换速度,便是一个很紧迫和重要的课题。此外,由于三维图象还必须考虑实体中哪一个部位应被成像,因此需要对图象进行分割,目前按物体对图象进行自动分割仍是一个尚未解决的问题,然而这一问题的解决对实际应用有很大的推动作用^[5]。鉴于对图象进行自动分割是一个很难,而又很有应用前景的课题,因此今后需对此问题加以探索。

参 考 文 献

- 1 Fishman E K, Magid D, Ney D R *et al.* 3D imaging state of the art RSNA 1991[J]. *Radiology*, 1991,18(1):321~337.
- 2 Miles D A, Van Dis. ML implant radiology[J]. *Dental Clinics of North America*, 1993,37(4):645~668.
- 3 Gher C, Richardson. The international Journey of Periodontics & Restorative[J]. *Dentistry*, 1995,15(3):268~283.
- 4 王鸣鹏,吴威岚,张国栋等.螺旋扫描成像质量分析[J].*中华放射学杂志*,1996,30(6):373~376.

- 5 张,李时光,杨恬.生物组织显微切片图象计算机三维重建的截面重建技术[J].*中国生物医学工程学报*,1992,11(1):17~20.
- 6 李薇,徐国标. OpenGL 3D入门与提高[M].成都:西南交通大学出版社,1998.
- 7 张祖勋,张剑清.数字摄影测量学[M].武汉:武汉测绘科技大学出版社,1996.
- 8 Verstrecken K, Cleynenbreugel V, Marchal G *et al.* Planning of oral implant surgery [J]. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1996,11:806~810.



杨文 1976年生,1998年毕业于武汉测绘科学大学电子工程系,2001年获武汉大学计算机应用硕士学位,现为该校电子信息学院博士生。主要从事图象处理和计算机视觉方法的研究。发表论文6篇。

柳俊波 1975年生,2000年获武汉测绘科学大学摄影测量与遥感硕士学位,现在深圳安科高技术股份有限公司工作。主要从事图象处理和网络通信方向的研究。



廖明生 1962年生,博士生导师,教授。目前主要从事遥感图象处理与分析、雷达信号处理等方面的研究。发表论文20余篇。

杨杰 1972年生,博士,研究员。现主要从事遥感图象处理和计算机视觉方面的研究。发表论文10余篇。