

# 医学图象体数据场的剖切显示方法

王立功<sup>1)</sup> 于甬华<sup>2)</sup> 罗立民<sup>1)</sup>

<sup>1)</sup>(东南大学生医系影像科学与技术实验室, 南京 210018) <sup>2)</sup>(山东省肿瘤医院放疗科, 济南 250117)

**摘要** 为了给医生提供一些全面、直观和准确的诊断信息, 讨论了一种对医学图象体数据场进行二维和三维剖切显示的方法, 其中对于二维剖切显示, 可首先由用户通过人机交互的方式来给出对体数据场进行任意剖切显示的路径; 然后运用反求工程的求解思路沿切割路径进行量化和采样来得到沿切割路径上每个采样点在对应图象坐标空间中的位置, 并由此获得剖切平面上所有采样点的空间位置坐标; 最后通过对体数据场进行重采样和插值操作来实现对空间体数据场的二维任意剖切显示。对于三维剖切显示, 可首先采用与二维剖切操作类似的图象采样和插值操作来获得纹理数据阵列, 然后结合纹理映射技术, 将纹理数据映射到三维坐标空间中, 以实现数据场的三维空间剖切显示。

**关键词** 计算机图象处理(520·6040) 图象插值 医学图象 剖切显示 反求工程 量化 采样 纹理映射  
**中图分类号**: TP391.41 R445-39 **文献标识码**: A **文章编号**: 1006-8961(2003)07-0769-05

## The Section Display Method for Medical Image Volume Dataset

WANG Li-gong<sup>1)</sup>, YU Yong-hua<sup>2)</sup>, LUO Li-min<sup>1)</sup>

<sup>1)</sup>(Biomedical Engineering Department of Southeast University, Nanjing 210018)

<sup>2)</sup>(Radiotherapy Department of Shandong Province Tumor Hospital, Jinan 250117)

**Abstract** In order to provide doctors with comprehensive, visual, and accurate diagnostic information, the 2D and 3D section display method for medical image volume dataset is discussed. For the case of 2D section, by means of human-computer interaction, the path of arbitrary section is given by the user, then the operation of quantization and sampling is implemented by virtue of solution train of thought of reverse engineering, each point position along the path is attained, so is each point on the section plane. Through the operation of resampling and interpolation, the 2D arbitrary section display for medical image volume dataset is realized. As to the 3D case, by using the same image sampling and interpolation operation as those in the 2D case to get the texture data array, then in combination with the technique of texture mapping, mapping the texture data into the 3D coordinate space, thus the result of 3D spatial section display is achieved.

**Keywords** Image interpolation, Medical image, Section display, Reverse engineering, Quantization, Sampling, Texture mapping

## 0 引言

现代医学以微创和无创诊断作为其发展方向, 而计算机技术和现代诊疗技术日益紧密的结合, 则使得现代医学诊断过程的快速化成为可能。先进的手术方式既解除了病人的疾患, 又大大减轻了手术过程给病人带来的痛苦。因为采用先进的手术方式, 不仅可使手术过程变得更加安全和快捷, 同时也使得病人术后的

康复过程大大加快以及使术后的生命质量得到明显提高。当今, 一方面手术模拟无疑已成为现代医学发展的一个必要组成部分, 手术模拟系统的出现将有助于加强医务工作者和医科专业学生对先进手术方式的训练, 不仅使得医务培训的时间大大缩短, 同时也减少了对昂贵教学实验设备的需求; 另一方面, 由于传统的医务培训除了使用人和动物的尸体以外, 没有更好的训练和模拟手段, 而且, 采用传统方式至少存在以下两个问题: ①动物肌体的解剖结构和人体的解剖结构机理

不尽相同;②使用人和动物的尸体作为教学和培训道具以及载体存在无法回避的伦理道德问题.特别是使用动物进行试验,往往还会遭到一些动物保护协会和机构的指责,因此,进行医学虚拟现实系统的研究十分必要,也是极其有意义的,因为医学虚拟现实系统可以作为模拟器来对医生进行业务培训,且对其相关系统的研究和开发,将有助于新的诊疗方法的推广和使用,并可大大提高现代医学诊断、治疗的效率及水平.

为便于观察组织各截面的大小和形状以及内部组织的结构和空间位置关系,在医疗诊断中,观察病人的一组二维断层图象是医生诊断病情的常规手段.但是,仅凭所获取的为数不多的影像胶片要医生在大脑中准确重建病变体的空间位置、大小、几何形状以及与周围生物组织之间的空间关系是十分困难的.为此,需要研究一种对医学图象空间体数据场进行二维和三维剖切显示的方法,并要求这些显示方法不仅可以辅助医生对病变体和周围组织进行分析,并能极大提高医疗诊断的准确性和科学性,以提高医疗诊断水平,同时还可在手术规划与模拟、解剖教学和医学研究中发挥重要作用.

## 1 体数据场二维任意剖切显示的实现方法

体数据场的二维任意剖切显示可分为正交剖切显示、任意斜面剖切显示、以及任意曲面剖切显示3种方式(图1).如今大多数三维医学应用均采用前述第1种剖切显示方式,而后两种剖切显示方式则不常见.在有关生物医学应用的可视化技术综述性论文<sup>[1~3]</sup>中虽曾提及这3种剖切显示方式,但没有给出具体实现细节.

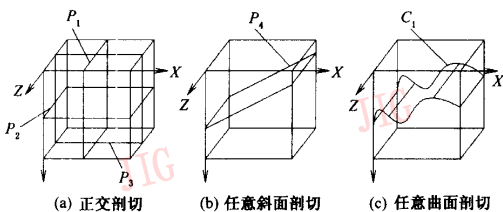


图1 体数据场的3种主要二维任意剖切显示方式

### 1.1 数据准备

由于后续的对医学图象空间体数据场进行二维任意剖切显示都是基于体数据(亦称三维图象)来进行的,因此需要将插值成各向同性的二维序列图象封

装成一个规则的体数据场予以保存和记录.本文试验用的数据为MRI质子密度(PD)序列图象,数据大小为 $256 \times 256 \times 109$ ,扫描层厚为3mm,扫描间距为0mm.试验时,首先将数据进行归一化处理,使灰度级转换成8位(256级灰度);然后用一维数组来记录此体数据场,数组每个元素占一个字节,数组的长度为 $M \times N \times T$ (其中 $M, N$ 分别为断层图象的宽度和高度, $T$ 为断层图象数),数组的第0至第 $M-1$ 个元素保存第1断层图象的第1行像素,第 $M$ 至 $2M-1$ 个元素保存第1断层图象的第2行像素,其余类推.数组的第0至第 $M \times N - 1$ 个元素保存的是第1断层的像素,第 $M \times N$ 至第 $2 \times M \times N - 1$ 个元素保存的是第2断层的像素,依次地保存至第 $T$ 断层.因为用数组记录,可以很方便地由体数据的空间位置来求出体素在数组中的位置,也可以由体素在数组中的位置来方便地反求出其空间位置.

最后由体素的空間位置 $(i, j, l)$ 反求其在数组中的位置 $n$ :

$$n = l \times N \times M + j \times M + i$$

再由体素在数组中的位置 $n$ 反求其空间位置 $(i, j, l)$ :

$$i = [n \% (M \times N)] \% M$$

$$j = (\text{int})[n \% (M \times N)] / M$$

$$l = (\text{int})n / (M \times N)$$

式中, $\%$ 为C语言中取余操作符.

这样由于可以不记录每个体素的空間位置就能方便地确定体素所处位置,从而可大大节省存储空间.

### 1.2 正交剖切显示方法

正交剖切显示相对简单,如图1(a)所示,只要通过人机交互来得到任一时刻剖切点的坐标位置,即可获得位于空间数据场中的3个正交的剖切平面位置.该位置运用前述求任一像素空间位置的计算公式,沿剖切平面位置对体数据场进行重采样即可得到.由于体数据场为一规则的结构化的离散空间点阵,并且剖切点的位置坐标能够精确获取,因此可以认为数据插值操作不仅可以省却,而且不会影响显示图象的质量,具体实现结果如图2所示.

### 1.3 任意斜面剖切显示方法

对于沿任意斜面剖切显示的处理方法如下:由于空间体数据场为一个各向同性的离散数据空间,因此可沿图1中平行于Z轴方向的任一平面进行剖切,如图1(b)和图3(a)所示,剖切平面与垂直于Z轴的任一平面的交集均为一直线,由于剖切操作实际上主要取决于数据场中任一像素的 $x$ 和 $y$

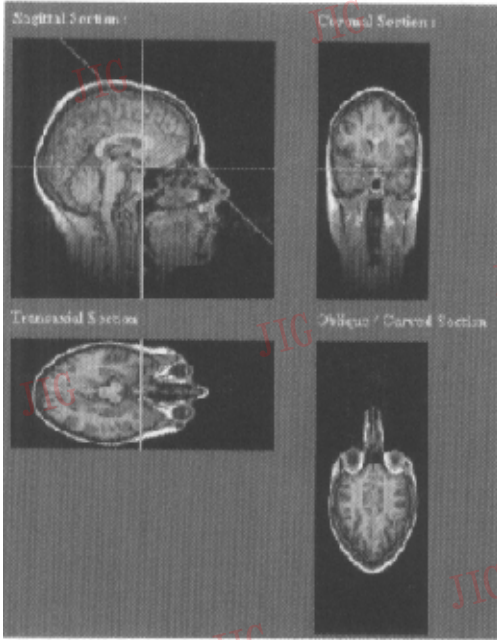


图 2 体数据场的二维正交剖切和任意斜面剖切显示结果

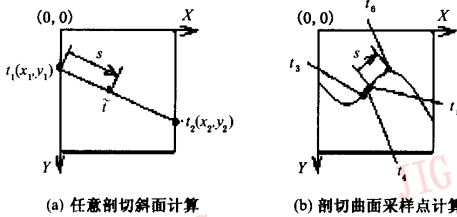


图 3 体数据场的任意剖切斜面和剖切曲面采样点的计算方法示意图

坐标,因此图 3(a)中  $t_1$  至  $t_2$  之间的每个点实际上就表示一系列平行于  $Z$  轴的剖切线. 由于体数据场中沿  $X$  轴和  $Y$  轴方向的位置分辨率为单位 1,因此,可沿图 3(a)中  $t_1$  至  $t_2$  表示的直线进行等间距采样. 图中  $s$  表示采样点到剖切线起始点的距离,每采样一次后  $s$  加 1,这样就可以由采样点  $\bar{i}$  到剖切线起始点  $t_1$  的距离  $s$  来反求得到  $\bar{i}$  点的坐标位置. 假定在图象坐标系下,剖切线两端点的坐标为  $t_1(x_1, y_1)$  和  $t_2(x_2, y_2)$ ,则由直线的斜率计算公式即可计算出剖切线的斜率:

$$k = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1}$$

由两点间直线距离公式及直线的点斜式方程:

$$s = \sqrt{(x - x_1)^2 + (y - y_1)^2}$$

$$y - y_1 = k(x - x_1)$$

两式联立可得

$$x = \frac{s}{\sqrt{k^2 + 1}} + x_1$$

$$y = \frac{s}{\sqrt{k^2 + 1}} + y_1$$

至此,就得到了任一采样点  $\bar{i}$  在垂直于  $Z$  轴的任一平面与剖切平面相交所形成的直线上的坐标位置  $\bar{i}(x, y)$ ,而其在体数据场空间中的坐标位置则表示为  $\bar{i}(x, y, z)$ , $z$  为垂直于  $Z$  轴的任一平面在  $Z$  轴方向上的坐标值,由此采样点的位置坐标即可运用前述由体素的空间位置反求其在内存数组中位置的求解公式来得到位于剖切平面上所有采样点在体数据场中的具体位置,为提高剖切图象的显示质量,可采用三线性插值方法来对剖切斜面上的所有采样点进行重采样和插值操作,以便实现体数据场的二维任意斜面剖切显示,具体实现结果如图 2 所示.

这里需要指出,这种任意斜面剖切显示方法,其采样点的求解方法不同于计算机图形学中,为避免绘制直线或曲线出现走样问题而提出的 DDA (Digital differential analyzer) 画线算法或 Bresenham 画线算法<sup>[3]</sup>,因为若采用上述画线算法,则无法保证采样点沿剖切线方向的分辨率与图象在  $X$  轴和  $Y$  轴方向上的分辨率相同,即经剖切显示出的图象会出现较大失真,所以也就不具有实际应用价值,但从某种意义上说,上述方法类似于画线算法的逆过程,是一种反求方法.

#### 1.4 任意曲面剖切显示方法

由前述对体数据场进行任意斜面剖切显示方法的分析可以知道,实际上只要能够实现沿剖切线路径进行与图象在  $X$  轴和  $Y$  轴方向上相同分辨率的采样操作,就能够获得具有实际应用意义的数据采样和显示结果. 由于剖切曲面的剖切路径是由用户通过人机交互的方式任意勾画出来的,因此,如果计算机能够自动跟踪出沿剖切路径上的每一个离散采样点,则只要通过简单的对体数据场进行重采样及插值操作,即可实现任意曲面的剖切显示. 然而遗憾的是,上述前提往往并不能得到有效的保证,因为用户勾画曲线时的动作速度是随机的,当速度较慢时虽可得到采样平面上连续的离散采样点,如图 3(b)中所示的点  $t_3, t_4$  及  $t_5$ ,但当勾画速度较快时,则往往会出现采样点不连续的情形,如图 3(b)中所示的点  $t_5$  及  $t_6$ ,而位于这两点之间的点则未被采样,图 4 也表示了类似情形.

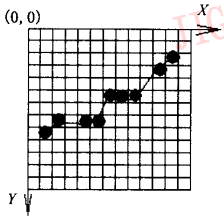


图4 体数据场的二维任意曲面剖切采样操作示意图

对于剖切线上采样点连续的情形,可以采用简单的计算方法来得到其在体数据场中的坐标位置,而对于采样点不连续的情形,则可以采用与前述求斜面剖切显示采样点的方法来加以解决,即以多个小距离直线段来近似拟合曲线.综合上述两种情形,对于任意曲面剖切显示采样点的获取,可用如下方法:首先将由用户随意勾画出的不连续曲线上的所有点的坐标以链表存放;然后遍历该链表,并对其中的每两个点进行判断其是否是空间上连续的点,如两点不连续,则采用前述斜面剖切显示中计算剖切线两端点之间采样点的方法来得到两点之间所有采样点的坐标位置,并按次序将这些点的坐标作为链表的新节点逐一插入到链表当中.这样,该链表即表示位于垂直于 $Z$ 轴的某平面上的一条由用户通过交互方式随意勾画出一条剖切曲线,而将该剖切曲线沿平行于 $Z$ 轴方向进行延伸就得到一个任意剖切曲面(如图1(c)、图3(b)所示),然后沿该剖切曲面上的所有采样点对体数据场进行与前述任意斜面剖切显示中相同的采样和插值操作,即可得到任意曲面剖切的显示图象.具体实现结果如图5所示.

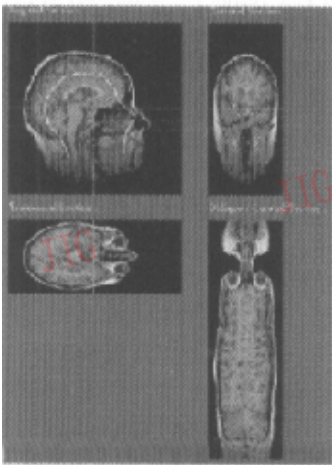


图5 体数据场的二维任意曲面剖切结果显示

## 2 体数据场三维空间剖切显示的实现方法

对于三维空间的剖切显示,其关键技术是图象纹理数据的正确获取.众所周知,纹理是数据的简单矩阵排列,这些数据包括颜色数据、亮度数据等,且纹理数组中的每一个独立的数值通常称为一个纹理单元,而且矩形纹理还可以粘贴到非矩形区域上,从这个意义上讲,纹理映射是一个涉及面较广而又相当复杂的课题.本文针对实际应用的需要,主要实现了三维空间中体数据场任意位置的正交剖切显示和任意位置的立体剖切显示.

体数据场的正交剖切显示和立体剖切显示,其实现难点主要是纹理坐标的计算,因此剖切显示时,应首先由用户通过人机交互方式来确定剖切位置,再根据得到的剖切位置采用前述二维剖切中介绍的图象采样方法进行纹理图象的数据采样.其中对于三维正交剖切显示,可用3个缓冲区分别存放体数据场的横切位、冠状位以及矢状位纹理图象数据,当用户移动3个正交位置时,再进行动态纹理数据采样.计算纹理坐标时,由于需要将图象坐标映射到物体空间坐标中,因此需求出纹理图象的最大边的长度 $L_{max}$ ,这样,在图象坐标空间中,长度为1的边在物体空间中的长度为 $1/L_{max}$ ,根据该比例因子进行纹理采样坐标计算,最后即可得到三维空间中的体数据场正交剖切显示.对于三维立体剖切显示,与上述方法类似,可用6个缓冲区来分别存放任意剖切位置的前后、左右以及上下纹理采样数据,同样可由用户通过交互方式来确定剖切显示的位置,经纹理采样后,再由图象空间映射到物体空间,最后通过纹理贴面技术来实现立体剖切显示,显示结果如图6所示.

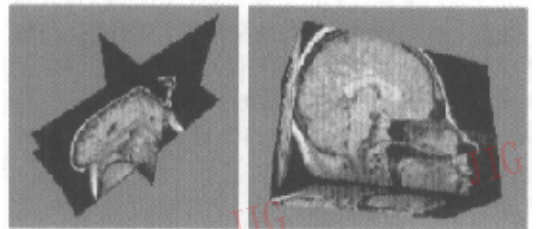


图6 体数据场的三维正交剖切和立体剖切显示结果

### 3 结 语

医学图象体数据场显示方法是作者所开发的“虚拟组织切割系统”应用项目中有关组织虚拟切割的无组织变形剖切显示部分的功能模块,图7显示了该部分功能的界面.从剖切显示的结果来看,该功能模块能够基本满足实际应用的要求,即用户能够通过人机交互的方式来了解任何部位组织结构分布情况,同时借助于该功能,医生就可以对可能的病变体部位及其周围组织进行分析,从而不仅有效提高了医疗诊断的准确性和科学性,也进一步提高了医疗诊断的水平.

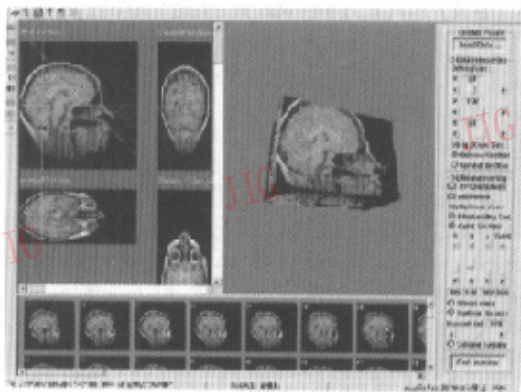


图7 虚拟组织切割系统中无组织变形剖切显示部分的界面

应该指出,虚拟组织剖切显示的前提是显示出的剖切图象必须能够尽量客观地反映组织分布的实际状况,这样才能够为医生提供有效的辅助信息.而虚拟组织剖切显示最根本的前提则是图象空间体数据场的准确构建,为此,在实现过程中,之所以采用插值操作,主要就是为了能够得到尽可能准确和清晰的剖切显示图象.令人欣慰的是,随着科学技术水平的不断提高,新一代的螺旋CT已经可以获得小于2mm间距的断层序列图象,而MRI断层扫描间

距甚至可以达到1mm左右.近年来,医学成像设备的物理分辨率也在不断提高,MRI的成像分辨率已达到0.2mm左右,所有这些都极大地推动了医学虚拟现实技术的发展.随着医学成像技术的不断进步和计算机应用水平的日益提高,医学虚拟现实技术也必将会获得更加长足的进展.

### 参 考 文 献

- 1 Robb R A. 3-D Visualization in Biomedical Applications[A]. In: Proceedings of Annual Reviews Biomedical Engineering [C]. Rochester, Minnesota, USA, 1999, 1: 377~399.
- 2 Robb R A. 3-Dimensional Visualization in Medicine and Biology [A]. In: Isaac N. ed. Bankman, Handbook of Medical Imaging: Processing and Analysis [M]. San Diego, CA, USA: Academic Press, Chapter 42, 2000: 685~712.
- 3 Hearn Donald, Baker M P. 计算机图形学(C语言版)(第二版) [M]. 北京:清华大学出版社, 1998.

**王立功** 1970年生,1999年获东南大学机械学硕士学位,现为东南大学生物医学工程系博士研究生.主要从事计算机图象处理、计算机图形学、虚拟现实、科学可视化以及机械CAD和专家系统等方面的研究工作.



**于雨华** 1963年生,现为山东省肿瘤医院放疗科医师,东南大学生物医学工程系在职博士研究生.主要研究方向为放疗、计算机辅助诊疗等.



**罗立民** 1956年生,1986年获法国雷恩大学信息处理专业博士学位.现为东南大学教授、博士生导师,东南大学“长江学者奖励计划”特聘教授,中国电子学会生物医学电子学会副主任委员,IEEE EMB编委.长期从事医学图象处理和生物医学工程领域的研究工作.

