

肝脏血管的医学图象三维重建

崔波 徐元鼎 张农*

(上海医科大学形态中心, *上海医科大学病理教研室, 上海 200032)

摘要 提出了一种体素三维重建快速算法,它根据三维空间中体素相邻的定义,把体素表面元素的相邻与环绕体素表面的环路相关,重新进行了目标表面的描述,并对人体肝脏CT图象进行了三维重建和显示,得到了直观的肝脏门静脉的分支和走向图象,达到了无损伤的解剖的目的。为肝脏病变的CT、MRI等定位诊断,定向介入治疗以及规则性肝叶、肝段切除提供了实验依据和理论基础。

关键词 体素,三维重建,肝脏门

1 引言

医学上的三维重建可以追溯到很久以前,Born曾于1876年根据连续组织切片,用分型浇注蜡膜的方法堆塑那些形体微小、解剖关系复杂的胚胎结构的发生过程,被后人奉为经典的三维重建^[1]。后来也有许多人进行了这方面的工作,但都是一些生物方法^[2],不仅制作费时,而且所制成品只能作外部表面形状观察,不能弯曲与剖割,也不能显示内部的情况。

随着计算机科学的发展,计算机技术在形态学中的应用愈益普遍和深入,其重大成就之一就是医学图象三维重建(computerized 3-D reconstruction)^[3]。利用三维重建技术来展示生物结构及器官的三维形态,已成为医学图象处理的一个重要分支,其中肝脏血管等图象的三维重建也是当前三维重建研究中的一个重点,但由于组织分辨率和计算机技术本身的某些原因,对内脏器官和器官内部血管的重建和报道相对较少,特别是肝脏由于体积大,内部管道复杂,重建技术上难度更大^[4],本文采用体素法,检测出肝脏内部的三维结构,可以从各种方位、各种距离在屏幕上观察肝脏组织结构,并且可进行任意位置与方向的剖割和展示。

2 三维表面检测理论

令 (V, g) 代表一个三维二进制区域,其中 V 是体素集: $V = \{v | v = (v_1, v_2, v_3)\}$ 对 $1 \leq i \leq 3, v_i$ 是一个整数,且 $0 \leq v_i \leq b_i$ 其中 $i = 1, 2, 3$ 代表坐标轴的3个方向, b_i 是在 i 方向上的重建区域的范围, g 是映射,它给体素赋值“1”或“0”,并且假设该重建区域满足外围体素是“0”的条件,即在 $v_i = 0$ 和 $v_i = b_i$ ($1 \leq i \leq 3$) 上的体素值均是“0”。

假设赋给每个体素3个有方向的环路: R 环路、 B 环路、 G 环路,如图1,则每个环路要经过体素的4个面(称为 i -面)和4条边(称为 i -边), $i \in \{R, G, B\}$, 每个面有两条环路通过,每条边只有一个环路通过。

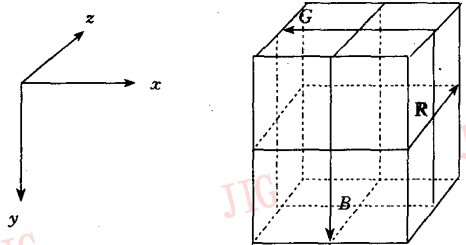


图1 体素环路定义

Fig. 1 Illustration of voxel's circuit

利用体素3个有方向的环路概念,可以定义体素的相邻、连通和边界表面元素及其表面元素的 T_i 、 T_i' -相邻^[5,6]。如果两个体素 u 和 v 的“和取”部分是一条边(R 边、 G 边、 B 边),则称 u 和 v 是1-相邻的。如果 u 和 v 的“和取”部分是 u 和 v 的一个面,则称 u 和 v 是2-相邻的。

设 (V, g) 是一个二进制重建区域, A 是 V 的一个子集, u, v 是 A 中的两个体素。如果 $u=v$ 或者存在一系列体素 $u_1=u, u_2, u_3, \dots, u_m=v$, $u_j \in A$, $1 \leq j \leq m$, 并且 u_i 和 u_{i+1} ($1 \leq i < m$)是 n -相邻的($n=1, 2$), 则称 u 和 v 在 A 中 n -连通, 由它在 A 上产生的分割称为 n -组分($n=1, 2$)。

在二进制重建区域 (V, g) 中, u, z 是两个体素, u 是“1”-体素, z 是“0”-体素,如果 u 和 z 是2-相邻的,则称 u 和 z 的“和取”部分 f 是一个边界表面,记为 $f=(u, z)$ 。如果 f 是 u 的 i -面($i \in \{R, G, B\}$), e_1, e_2 是 f 的两个 i -边,并切 i -环路由边 e_1 通过 f 面指向边 e_2 , 则 e_1 是 f 面的入边, e_2 是 f 面的出边。

令 $f_1=(u, z), f_2=(u', z')$ 是 V 中的两个边界表面, 设 $i \in \{R, G, B\}$, 那么:

(a) 如果 f_1 和 f_2 满足下列3个条件, 则 f_1 和 f_2 是 T_i -相邻的, 记为 $f_1 T_i f_2$

(1) f_1 和 f_2 共一条 i -边 e 。

(2) 对边 i 来说, e 是 f_1 的出边,也是 f_2 的入边。

(3) f_1 和 f_2 满足下述3个条件之一:

① $u=u'$, 且共 e 边的其他体素都是“0”-体素。

② f_1 和 f_2 在同一平面内, 且 u 和 u' 位于该平面的同一侧。

③ $z=z'$

(b) 如果 f_1 和 f_2 满足(a)中的条件(1)和(2), 并且满足下述3个条件之一, 则称 f_1 和 f_2 是 T_i' -相邻的, 记为 $f_1 T_i' f_2$

(1) $u=u'$

(2) f_1 和 f_2 在同一平面内, 并且 u 和 u' 位于该平面的同一侧。

(3) $z=z'$, 并且共 e 边的第4个体素是“1”-体素。

重建区域中的边界表面也可以重新定义如下: 假设 (V, g) 是一个二进制重建区域, U 是 V 中所有1-体素的集合, $Z=V-U$, 则 V 中所有的边界表面元素的集合就是 U 和 Z 表面, 记为 $\delta(U, Z)$ 。目标表面三维检测可以表述为: 已知 V 和 $\delta(U, Z)$ 中的一个边界表面元素 f_0 , 要检测出 $\delta(U, Z)$ 中包含 f_0 的

那个连通组分^[7]。利用 T_i -相邻的概念, Artzy 等提出了一种表面检测算法 BD (Boundary Detection), 它可以检测出包含已知边界表面元素的所有连通表面^[6]。我们发现, 利用上述 T_i' -相邻的概念, 仍可以检测出包含已知边界表面元素的所有连通表面, 且可以达到对运算的简化及时间的节约^[5]。

如果赋给每个体素3个环路, 则每个面有两个环路通过, 如果省略一个环路(本文中假设省略 B 环路), 则只有两个面有两条环路通过, 其余4个面只有一条环路通过。这样, 在二进制重建区域 V 中, 就只有两种类型的边界表面元素, 只有一条环路通过的边界表面元素称为1-型边界表面元素, 有两条环路通过的边界表面元素称为2-型边界表面元素。从平均意义上说, V 中只有三分之一的边界表面元素属于类型2。

设 $V=(V, g)$ 是一个二进制重建区域, U 是 V 中所有1-体素的集合, $Z=V-U$, 其中 A 是 U 中的2-组分, Z' 是 Z 中的 1_{RG} -组分, 则 $S'=\delta(U, Z')$ 称为从 Z' 看 A 的表面^[5]。本文提出的三维表面检测算法就是跟踪检测 S' 这类的表面。

3 表面检测算法实现

在 V 中, 每个类型 t ($t=1, 2$)的边界表面元素 f , 存在 $2t$ 个边界表面元素 f_i, f_i' ($1 \leq i \leq t$)与之 T_{RG} 相邻, 即有 $f T_{RG} f_i$ 和 $f_i' T_{RG} f$ 。设 $f=(u, v)$ 是 V 中一个类型1的边界表面元素, 显然 f 只有一个出边, 这条边由4个体素 u, v, v', v'' 共享, u 是1-体素, v 是0-体素。对 v' 和 v'' 的4种可能组成, V 中只有一个边界表面元素 f_1 共享 f 的这条出边, 即有 $f T_i' f_1$ ($i \in R, G$)。同样, V 中也只有一个边界表面元素 f_1' 共享 f 的这条入边, 即有 $f_1' T_i' f$ 。当 f 是类型2的边界表面元素时, 情况与此类似。由此可以得出结论, 如果 V, U, Z, A, Z' 和 S' 定义如上, 则 S' 就是 $\delta(U, Z)$ 的一个组分。根据上述的定义, 推断及结论, 我们设计了一种快速表面检测算法 NBD (New Boundary Detection)。简述如下:

输入: 二进制重建区域 V 。

输出: $\delta(U, Z)$ 中的一个 T_{RG} -组分的表面链表。
数据结构: 等待处理的边界表面元素队列 Q 和标记链表 M 。

NBD 算法执行步骤:

自动搜索一个类型2的初始边界表面 f_0 。

f_0 入队列 Q 一次, 入表 M 两次。

While(Q 中非空),do:

从 Q 中取出一个表面 f 并确定其类型 t (1 或 2)

寻找 f_i ,使得对 $1 \leq i \leq t$,有 $fT_{rc}f_i$

输出 f

for($i=1$ to t),do:

如果 f_i 属于类型 1, f_i 入队 Q,否则

如果 $f_i \in M$,从 M 中删除 f_i ,否则

f_i 入队列 Q, f_i 入表 M

end for

endwhile

NBD

4 NBD 算法执行优化策略

4.1 队列规则及其实现

对队列 Q 的操作,目前常用的规则有两种:后入先出规则(LIFO),先入先出规则(FIFO)。采用何种规则对 NBD 算法的执行情况有很大影响。按照 LIFO 规则,最迟检测出的表面元素最先出表,如果当前的表面元素 f 是类型 1 的表面元素,则 f_i 直接输出,无需入队,如果 f 是类型 2 的表面元素,则要把与其相邻的一个 f_i 入队,另一个 f_i 当前处理。用此规则,虽然入队和出队操作只需对六分之一的表面元素进行,但它会一直在表面上开发新的元素,当被检测目标比较大时,如不采取虚拟存贮保护队列,会发生溢出现象。如果采用 FIFO 规则,每个被检测出的表面元素都需要入队和出队操作,尽管表面元素检测过程趋于局部无穷,但输入和输出过程繁杂,费时较多。根据上述情况,我们设计了一种混合队列出入规则(MIO),如果 f 是类型 1 表面元素,采用 LIFO 规则,如果 f 是类型 2 表面元素,采用 FIFO 规则。同时采用了动态数据结构来表示 Q,这种策略下运算不会溢出,且执行速度较快。

4.2 标记机制

在上述 NBD 算法中,对于检测出的每一个类型 2 的边界表面元素 f_i ,都要检测 f_i 是否在表 M 中。为了进一步节约查询时间,我们采用了散列法,直接从被存贮元素求出元素索引。本篇的散列函数根据表面描述参数定义,由表面所在体素的坐标位置 x, y, z 和表面的方向 s 表示。散列函数定义如下:

$$h(x, y, z, s) = x + y + z + (X + Y + Z)s$$

其中 X, Y, Z 代表重建区域在 x, y, z 方向上最大的可能值。对每个固定的 s ,当 h 取一常数时,上式代表的平面与三个坐标轴都呈 45° ,对于我们处理的

医学目标来说,一般没有这个方向上的平面表面。用此散列函数产生的索引地址分布非常均匀,可以节约搜索时间。

5 人体肝脏血管 CT 图象三维重建

本文采用新鲜的正常成人肝脏,经 10%福尔马林液固定后,在 Technicare-2060 型 X-CT 上对其进行连续断层扫描(图 2),得到 CT 磁带数据,经开窗、插值和图象分割处理,得到可以进行表面检测的三维二进制图象阵列,在此阵列中自动检测肝静脉表面,得到表面链表,然后采用平行投影中的正交投影方法进行表面显示,得到肝脏外型(图 3)和肝脏内部血管图象(图 4,图 5),从图中可以清楚看出肝脏门静脉的位置及其分支和走向,并可对其进行旋转和迭加(图 6)等进一步分析观察,是一种客观意义上的“软体解剖法”,达到了无损伤的活体解剖的目的。为肝脏病变特别是肝血管吸虫性病及其他肝硬化的二维图象的 3-D 重建研究提供了实验依据。

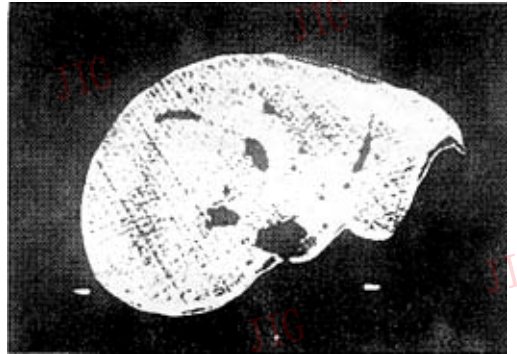


图 2
Fig. 2

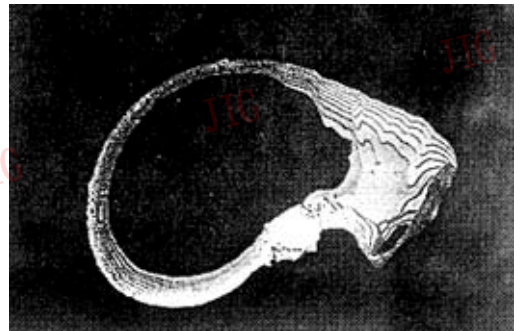


图 3
Fig. 3



图 4
Fig. 4

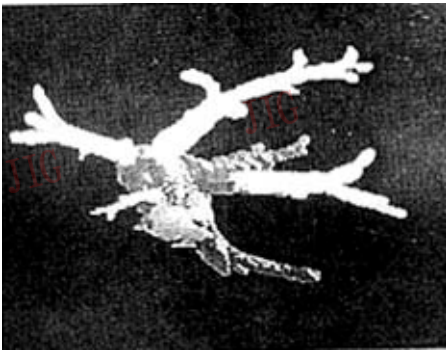


图 5
Fig. 5

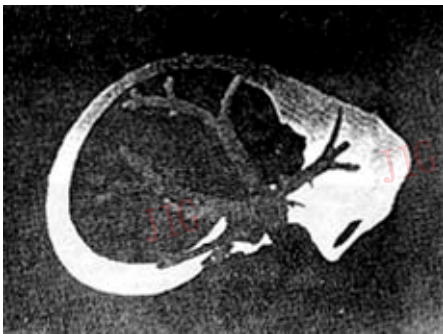


图 6
Fig. 6

6 结 论

本文采用连续 CT 图象的体素三维重建快速算法,证明了对较大人体器官进行三维重建的可行性,能较好地解决以往连续切片重建法预处理耗时多,方法繁琐且重建大器官较难的问题,并且由于以 CT 磁带数据直接进入计算机后自动进行配准、联接,故较切片法准确程度高。该方法简单、快速,有较高的实用价值,本研究结果为临床肝脏病变的精确定位诊断,定向介入放射治疗以及肝脏局部或部分切除提供了有意义的实验依据和理论基础。

参 考 文 献

- 1 Ameil M. et al. Computerized Reconstruction of an Anatomical Structure Based on Digitized Sections. *Anat. Clin.*, 1984, 5: 261.
- 2 Wind G. et al. Microcomputer Reconstruction of Pancreaticobiliary Embryogenesis. *Clin. Anat.*, 1989, 2:225.
- 3 刘明礼, 杨天祝. 医学图象的三维重建. *中华物理学杂志*, 1990, 12 (2):124.
- 4 Vannier M W. et al. Three-dimensional Magnetic Resonance Imaging. *TOP Magn Reson Imaging*, 1990, 2:61.
- 5 Gordan D, Udupa J K. Fast Surface Tracking in Three-Dimensional Binary Images. *CVGIP*, 1989, 45.
- 6 Artzy E, Frieder G, Herman G T. The Theory, Design, Implementation and Evaluation of a Three-Dimensional Surface Detection Algorithm. *CGIP*, 1981, 15.
- 7 Udupa J K, Ajanagadda V G. Boundary and Object Labeling in Three-Dimensional Images. *CVGIP*, 1990, 51.



崔波,1989年毕业于中国科技大学,获学士学位,1992年获华东师范大学医学图象处理专业硕士学位。现在上海医科大学形态中心工作,主要从事医学图象形态定量研究工作。



张农,上海医科大学病理学教研室副教授。1996年于德国 Mainz 大学获博士学位。自1988年起从事定量病理学研究工作,主要研究内容:肝癌细胞定量研究工作,恶性肿瘤细胞 DNA 含量与其生物学行为间关系,形态定量学在病理学研究中的应用等。



徐元鼎,上海医科大学病理学教授,中国图象图形学会常务理事,上海图象图形学会理事。目前主要研究方向是定量病理学,医学图象分析等。

Three-Dimensional Reconstruction of liver vessels

Cui Po, Xu Yuanding, Zhang Nong

(Morphological Center, *teaching Division of Pathology to Shanghai Medical University, Shanghai 200032)

Abstract In this article a new algorithm of three-dimensional reconstruction is developed based on voxel. According to the adjacent of voxel, adjacent relation of voxel surface units is defined using the circuits around voxels. Thus the surface of a object is redescribed. This algorithm was successfully applied in the reconstruction and display of the CT images of human liver. The three-dimensional reconstructed audio-visual images of the branches of portal vein can be reappeared. The results can render some experimental evidences to the correct localization of CT, MRI of liver lesions, and invasive radiotherapy, as well as regular hepatectomy.

Keywords Voxel, Three-dimensional reconstruction, Portal vein