基于拟蒙特卡罗方法的 三维医学重建模型体积测量方法研究*

吕晓琪,吴建帅,张 明,张宝华,李 娜 (内蒙古科技大学 信息工程学院,内蒙古 包头 014010)

摘 要:测量医学图像三维重建病灶组织与器官的体积,为临床诊疗与医学研究提供更可靠的数据。通过先对 系列二维医学图像进行预处理,并对处理后的图像进行三维重建,可以获得较好的只有表面三角网格的三维重 建模型;然后使用拟蒙特卡罗方法在构造的包围盒内生成低差异分布的随机点,通过计算模型内的点数量与全 部随机点数量的比例进行体积测量。分别对四组重建的三维模型进行体积测量并与蒙特卡罗方法相比,拟蒙特 卡罗方法在测量体积方面具有较好的效果。拟蒙特卡罗方法对三维医学重建模型体积测量可以得到较准确的 体积数据,具有一定的实际应用与理论研究价值。

关键词: 医学图像; 拟蒙特卡罗; 三维重建; 体积测量 中图分类号: TP391.41 文献标志码: A 文章编号: 1001-3695(2014)02-0612-03 doi:10.3969/j.issn.1001-3695.2014.02.071

Volume measurement study of 3D medical reconstruction model based on quasi-Monte Carlo method

LU Xiao-qi, WU Jian-shuai, ZHANG Ming, ZHANG Bao-hua, LI Na

(School of Information Engineering, Inner Mongolia University of Science & Technology, Baotou Inner Mongolia 014010, China)

Abstract: To measure the volume of lesion tissue or organ and provide more reliable data for clinical and medical study, this paper preprocessed a series of 2D images and used the preprocessed images for 3D reconstruction, based on which the better 3D reconstruction model just with surface triangle meshes could be achieved. And then it proposed quasi-Monte Carlo method to generate low-discrepancy sequences of points in a constructed bounding box, and the volume could be achieved by getting the proportion of the number of points inside model and all the number of points. It used the method of quasi-Monte Carlo and Monte Carlo for measuring four groups of reconstruction model volume, and quasi-Monte Carlo method had more accurate measurement results. In the field of measuring 3D reconstruction model volume of medical image, the method of quasi-Monte Carlo can achieve more accurate results and it has great theoretical and practical significance. Key words: medical image; quasi-Monte Carlo; 3D reconstruction; volume measurement

随着可视化技术在三维配准、重建等医学研究领域中的广 泛应用[1~3],三维测量数据与立体图像技术也成为了现代临床 诊断与治疗过程中的重要依据与手段,在治疗过程中医生通过 获取关于病灶组织或器官的体积数据,可以更确切地制定治疗 方案,如骨修复手术、肝脏切除术、肿瘤切除等[4,5]都需要较准 确的体积数据来进行临床诊疗与研究。因此,如何有效地计算 医学图像三维重建模型体积,已经成为医学领域的热点问题。 蒙特卡罗方法已经被国外学者们应用于模型体积测量的研究, 然而由于其分布不均匀、收敛速度慢、计算误差大等缺点,并未 取得较好的测量效果。而拟蒙特卡罗方法在误差、收敛性、空 间分布等都优于蒙特卡罗方法,所以拟蒙特卡罗方法逐渐受到 关注。但是由于医学图像本身的复杂性,一般医学图像进行三 维重建之后的模型不适合拟蒙特卡罗方法的测量,所以拟蒙特 卡罗方法很少被应用于医学领域的体积测量。本研究通过对 预处理之后的图像进行三维重建,获得只有表面网格的三维医

学重建模型,然后使用拟蒙特卡罗方法对医学图像三维重建模 型进行体积测量。该方法可以有效地测量出病灶组织器官的 体积,为临床诊疗和研究提供可靠依据。

1 拟蒙特卡罗基本思想

蒙特卡罗(Monte Carlo, MC)方法也叫做统计模拟方法,通 常采用某个随机变量 X 子样的算术平均值作为所求问题 K 的 近似解:

$$\overline{x_T} = \frac{1}{T} \sum_{i=1}^{T} x_i \tag{1}$$

其中: $x_1, x_2, x_3, \dots, x_T$ 是 X 简单子样;T 为进行的实验次数。 由柯尔莫哥罗夫加强大数定理得到,当E(X) = K时, x_T 将以概 率1收敛于K,如式(2)所示。

$$P(\lim_{T \to \infty} \overline{x_T} = K) = 1$$
(2)

收稿日期: 2013-03-15; 修回日期: 2013-04-30 基金项目: 国家自然科学基金资助项目(61179019);内蒙古自然科学基金重点资助项目 (2010Zd26);内蒙古科技大学创新基金资助项目(2011NCL057);内蒙古自治区研究生科研创新项目(S20131012705)

作者简介:吕晓琪(1963-),男,山西阳高人,教授,博导,主要研究方向为医学图像处理(lxiaoqi@imust.edu.cn);吴建帅(1987-),男,黑龙江铁 力人,硕士研究生,主要研究方向为医学图像处理;张明(1985-),男,内蒙古包头人,讲师,主要研究方向为医学图像处理;张宝华(1981-),男,内蒙 古包头人,副教授,硕导,主要研究方向为医学图像处理;李娜(1987-),女,河南濮阳人,硕士,主要研究方向为医学图像处理.

根据中心极限定理,当 $\lambda_{\chi} > 0$ 时得到

$$P(|\overline{x_T} - K| < \frac{\lambda_{\chi}\sigma}{\sqrt{T}}) \approx \frac{2}{\sqrt{2\pi}} \int_0^{\lambda\chi} e^{-\frac{1}{2}t^2} dt = 1 - \chi$$
(3)

由此可以得到
$$|x_r - K| < \frac{\lambda_x \sigma}{\sqrt{T}}$$
近似等于 $1 - \chi_o$ 在通常情

况下,当 χ 非常小时,如 χ =0.01 时, χ 称为显著水平,1- χ 称之 为置信水平, χ 称为随机变量 X 的标准差。当 $\sigma \neq 0$ 时,蒙特卡 罗方法的误差 ε 为

$$\varepsilon = \frac{\lambda_{\chi}\sigma}{\sqrt{T}} \tag{4}$$

由式(4)可知,蒙特卡罗方法的精确度受 T 的影响。当 T越大时,误差越小,其误差阶为 $O(T^{-\frac{1}{2}})$ 。

根据 KoKsma-Hlawka 不等式^[6],如果 V(g)为函数 g 在区 域 R = [0,1]上的有界变分,则对任意的 T 个点 $x_1, x_2, x_3, \dots, x_r \in R$,则有不等式:

$$\left|\frac{1}{T}\sum_{i=1}^{T}g(x_i) - \int_0^1 g(t) dt\right| \le V(g)D_T^*$$
(5)

其中: D_T^* 为*T*个拟随机点序列的偏差,则拟蒙特卡罗(quasi-Monte Carlo,QMC)的误差阶为 $O(T^{-1}\log^m T)$,受*T*影响较小, *m*为维数。因此,拟蒙特卡罗的期望误差比蒙特卡罗误差小。

此外,蒙特卡罗方法收敛性差,而拟蒙特卡罗是一种加速 收敛的方法,并且它是一种低差异分布的序列(low discrepancy sequences),采样点的空间分布更加均匀^[7],因此拟蒙特卡罗 的实际速度一般可比蒙特卡罗方法提高数百倍,并可具有较高 的精确度,所以关于拟蒙特卡罗的研究与应用越来越受到关 注。低差异分布序列近年来也得到了快速发展,如 Vander Corput,Halton、Faure、Sobol 和 Niederreiter 等序列,而在三维空 间中,Niederreiter 序列具有更均匀的空间分布特性^[8]。因此, 在本研究中选择 Niederreiter 低差异分布的拟蒙特卡罗方法。 随机点与低差异采样点在二维平面分布如图 1、2 所示。



2 医学图像预处理

不同于三维扫描技术,对物体模型进行三维扫描之后对点 云三维重建可以得到只有表面三角网格的模型。而对于活体 目标的组织器官难以进行三维扫描,所以医学图像(如 CT、 MRI等)进行三维重建之后,重建模型中会包含复杂的内部信 息。在本研究中的方法只需要模型的表面三角网格轮廓,所以 如何得到只具有表面网格的医学图像三维重建模型是本研究 的重点。本研究通过下面方法先对图像进行预处理,预处理之 后的图像可以较好地重建出只有表面三角网格的模型。

2.1 分割

近年来图像分割方法得到了快速发展,大部分的医学图像 分割方法通常只是针对某种特定的组织器官或某一类型的图 像提出来的^[9],所以必须根据不同的组织器官来确定具体的 分割算法。本研究针对膝盖下方的部分小腿骨进行测量,图 3 为小腿骨切片。因为阈值分割算法对骨的分割具有较好效 果^[10],所以本文采用文献[11]方法对小腿骨进行分割。因为 医学图像中存在噪声干扰,会影响分割效果,所以在分割之前 首先使用高斯滤波对医学图像进行去噪处理,分割结果如图 4 所示。

2.2 对图像进行填充

由于骨内部是骨髓腔,因此分割之后就形成了一个中空的 图像。用这一连续序列的图像直接进行三维重建后的骨模型 中间也会形成骨髓腔,而实际医疗中的体积测量会受到该空腔 干扰,所以需要对图片中的中空部分进行填充。具体方法步骤 如下:

a)由于骨内部与骨的灰度值相差较大,所以选择区域生 长算法^[12]来对图3中的中空部分进行种子点选择,然后进行 区域生长,结果如图5所示。



b)分割之后的图像(图4)与区域生长所得图像(图5)进行逻辑或运算来填充中空部分,如图6所示。

c)一般情况下,在逻辑或之后图像会出现不吻合现象,会 出现图 6 中的一些缝隙与孔洞,不能达到完全的填充,所以需 要采用闭运算(先膨胀后腐蚀)来消除图像上细小的噪声,填 充细小的孔洞并平滑物体边界^[13]。为了提高重建目标识别的 准确率,减少运算量,文中采用二值化将闭运算之后的灰度图 像转换成二值图像,如图 7 所示。

经过上述图像预处理之后,最终得到的系列图像就可以用 来重建只具有表面三角网格的三维模型。

2.3 网格修补

经过处理后的二值医学图像进行三维重建后的模型表面 会出现孔洞,而本文中的体积测量方法是针对封闭模型的,因 此需要对其进行三角网格孔洞的修补操作^[14~16]。网格修补的 步骤为:

a)寻找特征边并确定孔洞特征面。

b)使用最小夹角原则来给重建模型的孔洞区域添加三角 面片。

c)对孔洞区域进行平滑处理。

经过上述三角网格孔洞修补之后,最终得到较理想的医学 图像三维重建的小腿骨模型,如图8所示。



图 6 逻辑或运算 图 7 闭运算操作后的 二值化图像



3 空间点在模型内外的位置判断

本文使用拟蒙特卡罗方法来对三维空间内的医学图像重

建模型的体积进行测量。具体的思路是:在该物体外面生成一个包围盒,包围盒边界由模型在三个方向的最大点坐标与最小 点坐标来确定,包围盒长 $L = x_{max} - x_{min}$,宽 $W = y_{max} - y_{min}$,高 $H = z_{max} - z_{min}$,其体积 $V_{box} = L \times W \times H$,用拟蒙特卡罗方法在包围 盒内打入若干个低差异分布的随机点。

如何有效地判断一个空间点在模型内外,是实现该方法的 重要步骤。根据文献[17],当判断一个点在模型内外时,如图 9所示。



 T_1 为重建模型上的一个三角面片, P_1 为三角面片的一个 顶点, P_2 、 P_3 分别是模型内、外的两个点。 P_2 与整个模型中所 有顶点最短距离为 P_2P_1 , P_3 与整个模型中所有顶点最短距离 为 P_3P_1 。 P_n 是顶点 P_1 的法向量。由向量内积公式可知,如果 向量 $P_2P_1 \cdot P_n \ge 0$,则两个向量夹角小于等于90°,点 P_2 在模 型内部;反之,向量 $P_3P_1 \cdot P_n < 0$,则两向量夹角大于90°,点 P_3 在模型外部。这种方法可以有效地判断一个空间点是在三 维重建模型内还是外。通过上述方法统计出模型内的点数量 之后,最后三维重建模型的体积可表示为

$$V_{\rm obj} = V_{\rm box} \times \frac{P_{\rm in}}{P_{\rm all}}$$
(6)

其中: V_{obj} 为最终测量三维重建模型的体积; P_{in} 为模型内点的数量; P_{al} 为全部点的数量。

4 实验结果与分析

为了验证拟蒙特卡罗方法估算体积的有效性,选择一个规则三棱柱实体模型与一个球体实体模型,通过三维扫描仪对其 扫描得到两组系列图片,并对其进行三维重建,如图 10、11 所 示。选择 Stanford 大学的 Dragon 模型(图 12)进行了测量,其 理论值以文献[18]中的测量值为准。通过游标卡尺测得三棱 柱模型的高为 60 mm,三角面边长 40 mm,球体直径为 50 mm, π=3.14。用像素累加法对本研究中的部分小腿骨重建模型 (图 8)进行体积测量,测量值设定为理论值。在进行实验过程 中,对四组实验对象(图 10~12、8)进行测量,分别取 10、100、 1000、5000、10000 个随机点进行实验。为了避免单次测量的误 差,当对一个对象进行测量时,该组实验进行四次测量,取四次 测量的平均值作为测量结果,然后计算相对误差。本研究分别 对蒙特卡罗与拟蒙特卡罗方法进行比较,测量结果如表 1 所示。



重建模型

球体三维

图 10



图 11

三棱柱三维 重建模型



图 12 Dragon 模型

形状	理论值/ cm ³	方法	相对 误差 1/%	相对 误差 2/%	相对 误差 3/%	相对 误差 4/%	相对 误差 5/%
三棱柱	41.56	MC	14.15	13.81	12.28	11.48	8.47
		QMC	14.69	13.1	9.26	7.83	3.23
球体	65.42	MC	12.91	12.65	11.81	10.22	7.96
		QMC	11.22	10.55	8.87	6.95	3.18
Dragon	478	MC	13.23	12.65	12.01	11.47	8.63
		QMC	11.31	11.47	11.14	7.29	3.85
部分小腿骨	354.73	MC	13.42	13.23	12.75	11.89	7.37
		OMC	12.91	12.34	10.87	8.29	3.43

根据表1可知,当增加随机点数量时,MC与QMC方法体 积测量误差值越小,并且QMC方法误差要比MC方法误差小。 图13~16为MC与QMC方法测量四组模型体积误差与点的 关系。



综上所述,本文采用的拟蒙特卡罗方法在增加随机点的过程中,随机点数量越多,体积测量值的变化率会越来越小,并且体积测量值会逐渐逼近理论值。因此,如果想进一步提升测量精度,可以适当增加低差异点的数量。

本研究提出的拟蒙特卡罗方法可以较准确地计算出医学 图像三维重建模型体积,并且该方法可以适用于任何不规则的 医学图像重建三维模型,在医学图像三维重建模型的体积测量 方面具有较好的效果,可为临床诊断与医学研究提供可靠数 据。但是由于该方法测量的体积会受到随机点数量的影响,大 量选择随机点也会增加系统时间开销,而选择同样数量的随机 点测量同一模型也会出现较小的误差,所以该方法进行体积测 量的精确性还有待提高。

参考文献:

- [1] 吕晓琪,李娜,张宝华,等.基于体素相似性的三维多模脑图像配 准研究[J].中国医学影像学杂志,2013,21(2):146-151.
- [2] 孙晶,李晓,赵涛,等.64 层螺旋 CT 三维容积重建对肋骨骨折的 诊断价值[J].中国医学影像学杂志,2013,21(2):121-123.
- [3] 蒋孝先, B发金, 谢惠, 等. 正常成人颅骨多层螺旋 CT 三维重建 表现[J]. 中国医学影像学杂志, 2010, 18(1): 22-26.
- [4] 张瑾,张和平. CT 测量肝脏体积的临床意义[J]. 中国医药指南, 2010,8(26):37-38.
- [5] 陈仰纯,陈萍.形态学处理在肿瘤体积测量中的可行性分析[J].
 医学理论与实践,2012,25(14):1692-1693,1703.

被设置成与摄像机成像平面平行,所以特征点对偏移量的理论 计算值处于一条直线上。从图中折线可以看出,由本文算法匹 配得到的特征点对偏移量明显比 Lhuillier 算法得到的偏移量 更加接近理论计算值,说明本文算法有更高的精度。



5 结束语

经典 POC 算法的优势是匹配精度高,缺点是计算量太大, 一般不会用在要求很高分辨率的稠密匹配场合,而本文算法的 创新点在于将 POC 相位相关函数与对极几何约束结合起来, 将原来的二维函数拟合转换为一维函数拟合,从而在保留经典 相位相关匹配算法匹配精度高的优点的同时大大地缩短了算 法运行时间。

由于以特征点为基础建立的对极约束线之间并不是平行 的关系,所以在初始采样时,采样点的分布并不均匀。虽然后 期有补充采样进行弥补,但是采样点不均匀的问题还是不能完 全解决,想要解决这个问题的关键还是建立更加科学的采样策 略,这也是后续研究的核心问题。

参考文献:

[1] BEARDSLE P A, TORR P,ZISSERMAN A. 3D model acquisition from extended image sequences [C]//Proc of the 4th European Conference on Computer Vision. London: Springer-Verlag, 1996;683-695.

(上接第614页)

- [6] NIEDERREITER H. Quasi-Monte Carlo methods and pseudo-random numbers [J]. Bulletin of the American Mathematical Society, 1978,84(6):957-1041.
- [7] NIEDERREITER H. Low-discrepancy and low-dispersion sequences[J]. Journal of Number Theory, 1988, 30(1):51-70.
- [8] DAVIES T J G, MARTIN R R. Low-discrepancy sequences for volume properties in solid modeling[C]//Proc of CSG. 1998:139-154.
- [9] 周娟.基于形状学习和曲线演化的医学图像分割研究[D].上海: 上海交通大学,2009.
- [10] 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, 2003:35-77.
- [11] 段锐,管一弘. 医学图像自动多阈值分割[J]. 计算机应用,2008, 28(12):196-197.

- [2] PRITCHETT P, ZISSERMAN A. Matching and reconstruction from widely separated views[C]//Lecture Notes in Computer Science, vol 1506. 1998;219-224.
- [3] LHUILLIER M, QUAN Long. Robust dense matching using local and global geometric constraints [C]//Proc of the 16th International Conference on Pattern Recognition. 2000:968-972.
- [4] TAKITA K, MUQUIT M, AOKI T. A sub-pixel correspondence search technique for computer vision applications [J]. IEEE Trans on Fundamentals, 2004, E87-A(8):1913-1923.
- [5] MIURA M, SAKAI S. High-accuracy image matching using phase-only correlation and its application [C]//Proc of SICE Annual Conference. 2012:20-23.
- [6] TAKAHASHI T, KAWANO T, ITO K, et al. Performance evaluation of a geometric correction method for multi-projector display using SIFT and phase-only correlation [C]//Proc of International Conference on Image Processing. 2010;1189-1192.
- [7] SAKAI S, ITO K, AOKI T, et al. Accurate and dense wide-baseline stereo matching using SW-POC [C]//Proc of the 1st Asian Conference on Pattern Recognition. 2011:335-339.
- [8] ALBA A, RODRIGUEZ-KESSLER M, EDGAR R. Approximate string matching using phase correlation [C]//Proc of the 21st International Conference on Pattern Recognition. 2012:92-96.
- [9] KHADER M, HAMZA A. Nonrigid image registration using an entropic similarity[J]. IEEE Trans on Information Technology in Biomedicine,2011,15(5):681-690.
- [10] MYRONENKO A, SONG X. Intensity-based image registration by minimizing residual complexity [J]. IEEE Trans on Medical Imaging,2010,29(11):1882-1891.
- [11] MIURA M, FUDANO K, AOKI T. GPU implementation of phase-based image correspondence matching and its evaluation [C]//Proc of International Symposium on Low-Power and High-Speed Chips. 2011: 19.
- [12] ITO K, MORITA A, AOKI T, et al. Score-level fusion of phase-based and feature-based fingerprint matching algorithms [J]. IEICE Trans on Fundamentals, 2010, E93-A(3):607-616.
- [13] SMITH S, BRADY M. A new approach to low level image processing
 [J]. International Journal of Computer Vision, 1997, 23(1):45-78.
- [12] 徐爱霞,胡正平,谭营.基于区域进化的区域增长图像分割[J].
 光学技术,2006,32(Z1):482-484.
- [13] 张小萍,朱志松,王君泽.基于CT 医学图像的边缘提取研究[J].
 生物医学工程研究,2009,28(1):31-34.
- [14] ZHAO Wei, GAO Shu-ming, LIN Hong-wei. A robust hole-filling algorithm for triangular mesh[J]. Visual Computer, 2007, 23(2):987-997.
- [15] 田建磊,刘旭敏,关永. 三角网格模型的补洞算法研究[J]. 计算 机应用,2009,29(8):2035-2037.
- [16] 闫涛. 基于 STL 三角网格模型孔洞修补的研究[J]. 电子设计工程, 2012, **20**(2): 27-29.
- [17] ADAMS B, DUTRE P. Interactive boolean operations on surfel-bounded solids[J]. ACM Trans on Graphics, 2003, 22(3):651-656.
- [18] 刘玉身,雍俊海,张慧,等.使用拟蒙特卡罗方法计算点模型的体积[J].计算机辅助设计与图形学学报,2006,18(3):410-415.