基于 C 型臂的 Tomosynthesis 快速重建方法

张利军 刘文勇 王田苗 胡 磊

(北京航空航天大学 机械工程及自动化学院, 北京 100083)

摘 要: 传统的层析 X 射线摄影合成(Tomosynthesis)算法不适合对 C 型臂 X 射线投影进行切片重建. 提出了一种改进的 Tomosynthesis 算法 CTS (C-arm based Tomosynthesis), 依据 C 型臂成像原理,将不同角度的 X 射线投影按其映射关系在三维空间内旋转-叠加来重建切片. 该算法可以对等中心 C 型臂连续采集的一组有限角度 X 射线投影进行切片重建. 通过计算机模拟空心球和空心圆柱模型的 C 型臂 X 射线投影,用该算法对其二维投影进行切片重建,并利用重建结果分析了 CTS 算法的重建精度以及抗噪声干扰能力. 最后给出了将 CTS 算法推广到可以对非等中心 C 型臂进行切片重建的步骤. CTS 为基于 C 型臂的术中三维成像提供了一种参考方法.

关 键 词: tomosynthesis; X 射线; 重建

中图分类号: TP 391

文献标识码: A **文 章 编 号**: 1001-5965(2006)09-1113-04

Fast reconstruction method based on C-arm tomosynthesis

Zhang Lijun Liu Wenyong Wang Tianmiao Hu Lei

(School of Mechanical Engineering and Automation, Beijing University of Aeronautics and Astronautics, Beijing 100083, China)

Abstract: As the traditional tomosynthesis is not appropriate for C-arm based slice reconstruction, a modified tomosynthesis method, CTS(C-arm based tomosynthesis), was proposed. CTS method rotates and overlays all the X-ray projections in 3-D space according to the mapping matrices of different angles, which can get from the geometry of the C-arm. This method can be used for the limited-angle cone-beam reconstruction, which is very suitable for isocentric C-arm imaging. The algorithm simulations with projections of a hollow sphere and two hollow-cylinder models show good image quality and demonstrate CTS has high precision. The reconstruction from projections with noise was also conducted. The results show that CTS is noise-insensitive, which validates the feasibility of the method for C-arm 3-D imaging. Finally, the process that makes CTS method adapt to the non-isocentric C-arm was proposed.

Key words: tomosynthesis; X-ray; reconstruction

Tomosynthesis 是一种适用于有限角度情况、可以对一组连续采集的 X 射线二维投影进行切片重建的算法. Bocage 于 1921 年提出了移动型 X 射线断层摄影术(motion tomograph)[1],从原理和方法上为 Tomosynthesis 的出现奠定了基础,但由于辐射量大、重建图像模糊等原因一直没有得到推广应用. 1971 年,Mill 提出了基于 X 射线和探测器平行移动的 X 射线分层摄影法(photographic laminography). 1972 年,Grant 首次设计了一种环形轨迹 X 射线投影装置,能够根据 X 射线投影重建任意的切片图像,并提出了 Tomosynthesis 术语[2]. Tomosynthesis 可以利用有限角度的 X 射线投影重建物体的切片图像,该算法的基本原理是:首先得到不同角度的单张 X 射线投影,然后依据

收稿日期: 2005-11-22

基金项目: 国家杰出青年科学基金资助项目(60525314); 国家 863 基金资助项目(2004AA421022); 北京市科技计划资助项目(H060720050230)

作者简介: 张利军(1982-),男,河南焦作人,硕士生,sunboy-jun@163.com.

成像几何关系进行线性平移和叠加,直到得到清晰的切片图像. 目前,Tomosynthesis 算法已经成功应用于血管造影术、胸部成像、牙科成像和骨科成像等多个领域.

传统的 Tomosynthesis 算法不是基于 X 射线源和探测器在同一平面内圆形轨迹运动,而是 X 射线源和探测器分别在 2 个平行平面内做反向直线运动,或者 X 射线源和探测器分别在 2 个平行平面内做环形运动. 而目前骨科辅助诊断和器械定位中常用的 C 型臂是一种 X 射线锥束透视成像设备,可以在 1 个平面内沿圆形轨迹旋转采集一系列的 X 光片. Kolitsi 证明 Tomosynthesis 算法能够适用于等中心圆形轨迹 X 射线三维重建,通过将圆形轨迹投影转换成传统的平行投影成像来重建切片,无需对现有血管造影、放射治疗模拟定位机等设备作任何修改,但其投影转换过程较为复杂[3]. 基于此,本文提出了一种改进的 Tomosynthesis 算法 CTS (C-arm based Tomosynthesis),可以对等中心 C 型臂或其它等中心 X 射线装置采集到的有限角度 X 射线投影进行切片重建,抗噪声能力好,重建精度高,并且不要求等角度采集投影.

1 CTS 算法及实现步骤

CTS 算法根据 X 射线锥束成像原理,利用反投影进行重建. 相对 Kolitsi 提出的等中心 Tomosynthesis 算法,CTS 反投影在不同的旋转角度采用相应的坐标映射关系,避免了将等中心投影关系转换为传统的 X 射线源和探测器平行移动的投影关系,并且减少了三角函数计算量,利于实现.

CTS 的计算方法如公式(1)所示.

$$f(x,y,z)=\frac{1}{n}\int_0^{\alpha}P(\theta,x,y,z)\,\mathrm{d}\theta \qquad (1)$$

对于重建体的任意体素 P,首先,根据 C 型臂的旋转角度,将 X 射线源和对应的投影在三维空间内旋转对应的角度,求得被重建体素在投影图上的对应像素 V';然后,将每一幅投影对应的该点像素值求和,求平均值就得到了被重建体素的重建值. CTS 算法同传统的平移-叠加算法的区别在于,它的"平移"不是二维投影图像的简单的线性变换[4],而是在三维空间内旋转-叠加. 相比文献[4]的直接空间映射算法,CTS 对投影图像进行了预处理和映射后滤波处理,可以改善重建结果的图像质量.

具体重建过程如下(图 1):

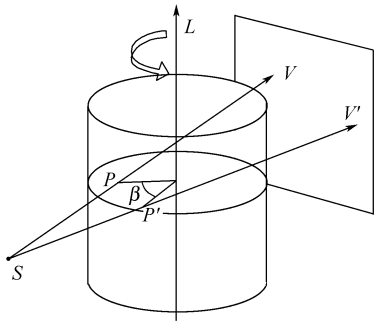


图 1 CTS 算法原理示意图

1) 对投影图像做预处理,包括对数变换、空气密度标定;

2) 确定要重建的体素坐标 $P(x,y,z)$;

3) 确定旋转轴位置 L;

4) 对于每幅投影 i,将 $P(x,y,z)$ 绕旋转轴 L 旋转对应的角度 β 得到 $P'(x,y,z)$;

5) 根据过 X 射线源 S 和点 $P'(x,y,z)$ 确定的直线,求与探测器的交点坐标 $V'(x,y,z)$;

6) 重复步骤 4) ~5),把体素 $V'(x,y,z)$ 对应的像素值求和并求均值,设为 P 点的重建像素值;

7) 重复步骤 2) ~6),直到重建完所有体素;

8) 对重建图像滤波,降低噪声.

2 模型仿真实验与结果分析

为了评估 CTS 算法的重建效果,本文设计了空心球体和间距很近的 2 个空心圆柱体 2 组仿真模型,通过重建切片来定量分析 CTS 的精度,其中切片平面(平行于 yOz 平面,图 2)分辨率为 128 像素×128 像素,每个像素代表的实际大小为 0.514 7 mm×0.514 7 mm;并对 CTS 算法的抗噪声干扰能力进行了测试.

仿真的空心球体内直径 $d_1=30$ mm,外直径 $D_1=40$ mm,球心和坐标原点重合. 仿真的 2 个小间距空心圆柱体内直径 $d_2=10$ mm,外直径 $D_2=15$ mm,间距为 $l=1.5$ mm,圆柱的中心和坐标原点重合(图 2). 其余参数根据 PHILIPS BV Libra C 型臂设定:X 射线源到圆柱中心线 z 轴距离 $d=475$ mm,z 轴到探测器的距离 $D=295$ mm. X 射线源和探测器每旋转 12°采集一副投影,共采集 16 幅. 探测器点阵分辨率为 0.9 mm×0.9 mm,投影图像分辨率为 128 像素×128 像素. 图 3 分别为 3 个不同角度的空心球体模型的 X 射线投影(第 1 组). 图 4 为 3 个不同角度的 2 个小间距空心圆柱体模型的 X 射线投影(第 2 组).

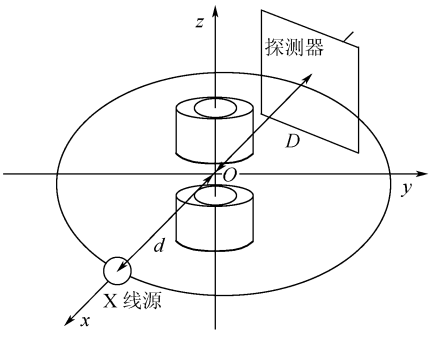


图 2　计算机仿真几何结构

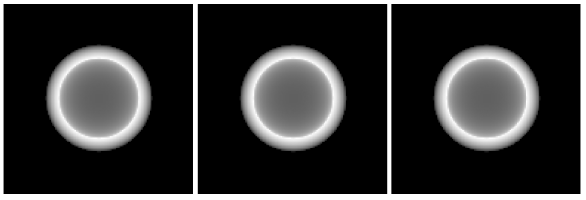

0°　　96°　　144°

图 3　不同角度的空心球体 X 射线投影

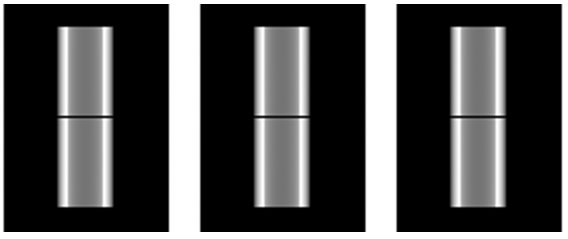

0°　　96°　　144°

图 4　不同角度小间距空心圆柱体的 X 射线投影

利用 CTS 算法分别对上面得到的第 1 组和第 2 组 X 射线投影进行切片重建,得到 2 组切片,每组 31 张. 图 5 为空心球体重建的 3 张垂直于 x 方向不同深度的切片图像($x_1 = 17.54$ mm, $x_2 = 13.15$ mm, $x_3 = 0$). 图 6 为 2 个小间距空心圆柱体模型垂直于 x 方向不同深度的 3 张切片图像($x_1 = 8.78$ mm, $x_2 = 4.38$ mm, $x_3 = 0$). 从图 5 和图 6 可以看出,重建的切片质量清晰,并且精确地重现了被重建物体的几何形状,满足三维重建的要求,例如图 5 第 1 张切片是球的边缘但是仍未到空心部分,为实心;第 2、第 3 张分别是逐渐靠近球心并且已经到达空心部分,所以空心圆越来越大.

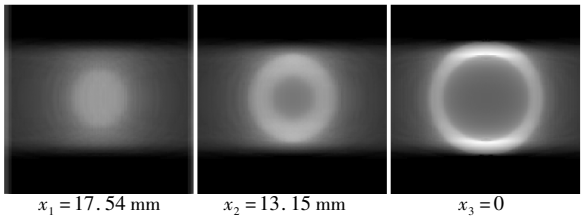

$x_1 = 17.54$ mm　　$x_2 = 13.15$ mm　　$x_3 = 0$

图 5　空心球不同深度的切片图像

为了验证 CTS 重建算法的精度,对重建的切片横向和纵向中心线做灰度图像. 其中灰度图像

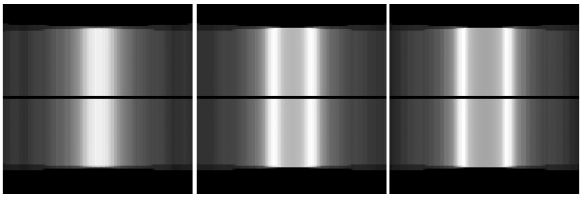

$x_1 = 8.78$ mm　　$x_2 = 4.38$ mm　　$x_3 = 0$

图 6　2 个小间距空心圆柱不同深度的切片图像

横轴每一格代表 1 个像素(0 ~ 128 像素),相当于空间距离 0.5147 mm,纵轴为灰度值(0 ~ 255). 根据灰度值的突变点(对应实际物体的边缘点),则重建的距离为

$$L = n \times 0.5147 \text{ mm}$$

其中 n 为 2 个对应灰度值突变点之间的距离.

图 7 为空心球体 $x = 0$ 处的切片纵向中心线的灰度图像,可以得到球的外直径为 79 个像素,故外直径 $D_1' = 40.67$ mm,实际球的外直径 $D_1 = 40$ mm,误差 $e = 1.7\%$;内直径为 61 个像素,$d_1' = 31.40$ mm,实际内直径 $d_1 = 30$ mm,误差 $e = 4.5\%$. 分别对第 1 组和第 2 组切片中 $x = 0$ 处切片的横向和纵向中心线做灰度图像,可以得到 7 组重建距离,见表 1.

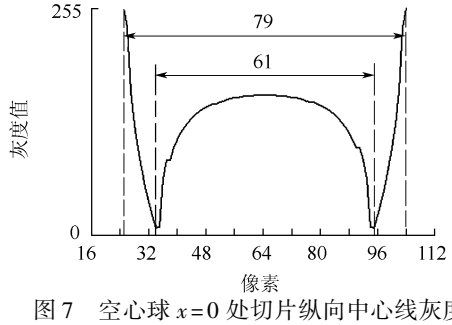


图 7　空心球 $x = 0$ 处切片纵向中心线灰度图

表 1　空心球和圆柱重建误差

序号	项目	像素间距/像素	重建距离/mm	实际距离/mm	误差/%
1	空心球横向外直径	82	42.21	40	5.5
2	空心球横向内直径	62	31.91	30	6.4
3	圆柱外直径	31	15.96	15	6.4
4	圆柱内直径	21	10.81	10	8.1
5	空心球纵向外直径	79	40.67	40	1.7
6	空心球纵向内直径	61	31.40	30	4.5
7	圆柱间距	3	1.54	1.5	2.7

分析表 1 数据,CTS 重建算法的误差有以下特点:

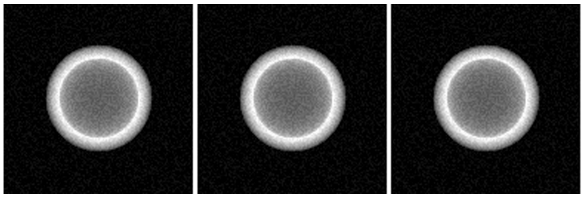
1) 由第 1 ~ 第 4 组数据看出重建的目标切片横向(图 2 三维坐标中沿 y 方向)误差较大,这是因为 CTS 重建时 X 射线源绕 z 轴旋转,非目标层切片对重建结果横向干扰比较大;

2) 由第 5 ~ 第 7 组数据看出重建的目标切片

纵向(三维坐标中沿 z 方向)重建误差较小(小于5%),这是因为非目标层的切片对重建结果纵向干扰比较小的原因;

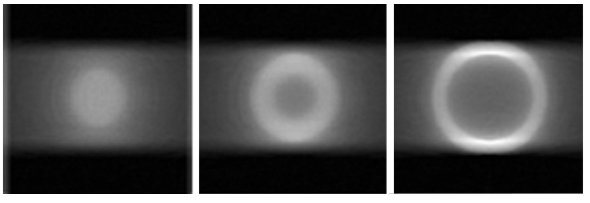
3) 7组误差值均为正向误差,具体原因有待分析,但可以通过负向误差补偿进一步提高重建精度.

C型臂采集的X射线投影图总是不可避免地存在噪声,为了验证CTS算法抗噪声干扰能力,对上述采集到的第1组投影分别加上了6%的均匀噪声(图8)(第3组),然后再用CTS算法进行切片重建. 图9为重建的沿 x 方向不同深度处的切片图像. 对比图5和图9,噪声对CTS算法重建的图像质量影响很小,这是由于算法中采用了均值处理和滤波的原因. CTS的空间映射算法跟物体的对称性无关,因此对不规则的非旋转物体也能得到较好的重建结果.



0° 96° 144°

图8 空心球体的X射线投影加6%噪声



$x_1 = 17.54$ mm $x_2 = 13.15$ mm $x_3 = 0$

图9 空心球体加噪声后重建的不同深度的切片

另外,CTS算法可以对等中心C型臂(例如Arcoskop中型悬吊式C臂、Powermobil中型移动式C臂等)采集的X射线投影直接重建. 对于普通非等中心C型臂(PHILIPS BV Pulsear C臂等),可以使C型臂绕其倾角旋转轴线旋转,实现图像的等中心采集. 然后,在投影图像失真校正[5-6](枕形失真、S形弯曲失真)、C型臂参数标定[7](C型臂的焦距以及探测器和物体间的几何参数)的基础上,可利用本文算法进行切片重建.

3 结束语

本文提出了一种改进的Tomosynthesis算法CTS. 该算法适合于有限角度情况,可以对C型臂或其它等中心X射线装置采集到的投影进行切片重建,并且该算法抗噪声干扰能力好,重建精度高. 计算机仿真已经证明了该算法的可行性. 但是CTS的缺点是计算量较大. 在后续研究中将进一步改进该算法,提高重建切片的清晰度,加快算法速度. 同时,结合ITK(图像分割工具包)、VTK(可视化工具包)等实现医学图像处理和三维显示,能够对骨折手术的诊断和术后评估起到很好的辅助作用.

参考文献(References)

[1] 温俊海,卜凡亮,程敬之. 有限角投影下的快速重建方法[J]. 西安交通大学学报,2000,34(4):33-36
Wen Junhai, Bu Fanliang, Cheng Jingzhi. Reconstruction method with limited angle[J]. Journal of Xi'an Jiaotong University, 2000,34(4):33-36(in Chinese)

[2] Dobbins III J T, Godfrey D J. Digital x-ray tomosynthesis: current state of the art and clinical potential[J]. Phys. Med. Biol., 2003,48(1):R65-R106

[3] Kolitsi A, Anastassopoulos V, Scodras A, et al. A multiple projection method for digital tomosynthesis[J]. Medical Physics, 1992,19:1045-1050

[4] Lou Hong, Zhang Qizhi, Gibon Glayton, et al. Digital tomosynthesis of joints based on a C-arm system[J]. Journal of X-Ray Science and Technology, 2005,13:1-8

[5] Fahrig R, Moreau M, Holdsworth D W. Three-dimensional computed tomographic reconstruction using a C-arm mounted XRII: correction of image intensifier distortion[J]. Medical Physics, 1997,24(7):1097-1106

[6] Brack C, Burghart R, Czpof A, et al. Accurate X-ray navigation in computer-assisted surgery[C]//Lemke H. Proceedings of the 12th International Symposium on Computer Assisted Radiology and Surgery (CAR'98). New York: Elsevier, 1998:716-720

[7] Koppe R, Klotz E, de Beek JO. Digital tomosynthesis on a rotating C-arm system[C]//Bick U, Seibel R M M. Computer Assisted Radiology 15th International Congress and Exhibition. Berlin: CARS, 2001:1142-1143

(责任编辑:文丽芳)