# CT有限角度算法的比较研究

注:国家自然科学基金资助项目(项目编号:60772102)

山西省自然科学基金资助项目(项目编号:2010011002-1)

摘要: 在医学临床中,C形臂X射线机的应用愈来愈广泛。由于C臂机自身的特点,且所检测物体的密度及形状存在较大差异,使得其在有限角度下所获得的投影图像断截,投影数据不完全。本 文主要分析在有限角度下CT图像最优准则重建的算法。通过对迭代重建算法ART、SART以及 TV-SART的比较,得知在有限角为90°的情况下,TV-SART的重建图像更为清晰,更接近原始 图像,从而为基于C形臂CT的成像系统的实现提供可靠的理论支撑。 关键字:CT图像;有限角度;图像重建;迭代算法

中图分类号:TP 391.9 文献标识码:A 文章编号:1006-883X(2011)08-0021-03

郑源彩 刘子龙 薛迎 唐灵洁 ◀

一、前言

传统的医学手术(如骨科手术)一般由医生借助于 X 光机和一些简单的医学器械人工手动完成。C 形臂移动式 X 射线机采用高频逆变技术,极大地提高了胶片的成像的质量。C 形臂移动式 X 射线机手术的应用已成为各专业手术发现疑难、解剖变异、导向手术式的基本必备的工具,提高手术治疗质量,提供手术安全性的重要保证<sup>[1]</sup>。但在实际的运用中,由于 C 臂机自身的特点所限,实验过程中出现几何图像失真,散射以及在有限角度下所得的投影图像断截,投影数据不完全等<sup>[2]</sup>。

CT 图像重建技术能将人体中某一薄层中的组织分布情况,通过射线对该薄层的扫描、检测器对透射 信息的采集、计算机对数据的处理,并利用可视化技术在显示器或其他介质上显示出来<sup>[3]</sup>,在辅助医生诊 断疾病、指导手术计划等方面起到有效的作用。通过参考文献,目前 CT 重建算法主要有滤波(卷积)反 投影算法、迭代法、统计重建算法、直接傅里叶变换法等。在 CT(computerized tomography)重建算法中, 迭代重建算法凭借它的简单、有效以及所需投影较少、可在数据不完全的情况下成像的特点而越来越受 人们的关注。运用的比较广泛的迭代算法有代数重建算法(ART)联合代数重建算法(SART)EM(期 望值最大)算法、最大熵迭代算法、级数迭代算法等等。

二、CT 迭代重建算法原理

迭代重建算法<sup>[4]</sup>与其他算法不同的地方在于一开始就把连续的三维图像 f(x, y, z) 离散化。把整个图像 区域划分为  $J = m \times m \times m$  有限个象素,并以  $\hat{f}(x, y, z)$  表示 f(x, y, z) 的离散值,且每个象素内部  $\hat{f}(x, y, z)$ 为常数。

令  $J = m^3$ ,假设给定一组 J 个基本图像 {  $b_1, b_2, \dots, b_J$  },任何图像能够由其线性组合表示。对  $m \times m \times m$ 

21

Research & Development

研究与开发

# 个象素从 1 到 *J* 对其进行编号,其中 $1 \le j \le J$ ,并定义: $b_j(x,y,z) = \begin{cases} 1 \quad \text{如果}(x,y,z) \in \hat{x}_j \land \hat{y}_j \land \hat{y}_j$

由此可得图像 f(x, y, z) 的  $m \times m \times m$  个象素图像  $\hat{f}(x, y, z)$  为:

$$\hat{f}(x, y, z) = \sum_{i=1}^{J} x_{j} b_{j}(x, y, z)$$
(2)

式中,  $x_j - f(x, y, z)$ 在第 *j* 个象素内的平均值, 式(2)通 常简记为:

$$\hat{f}(x, y, z) = \sum_{j=1}^{J} x_j b_j$$
 (3)

从而,系列重建法可转化为离散重建问题:"对于给定的 投影测量矢量 *p*,估计其图像矢量 *x*"。若离散重建问题解的 估计值为 *x*\*,则记被重建图像的估计公式为:

$$f^* = \sum_{j=1}^{J} x_j^* b_j$$
 (4)

然而,在实际运用中,图像矢量*x*往往不容易直接得到, 而且在实际的测量中,测量误差不可避免,噪声的影响也不 可忽视。因此,我们对理想状态下的投影重建问题 *p=Ax* 加 入误差矢量*w*,得到新的投影重建公式:

$$p = Ax + w \tag{5}$$

其中, x—表示一个三维矢量;

*p—*表示测量矢量;

A—表示投影矩阵(规定了象素布置与射线的几何结构, A 就能求出, 且 A 是稀疏矩阵);

w—表示测量误差和附加噪声。

重建过程是根据一个测量矢量 *p* 估计 *x* , 估计是通过要 求 *x* 和 *w* 满足指定的最优准则来进行的。

# 三、ART 算法及其改进算法的比较

C形臂X射线机凭借其高精度的成像质量及其使用的方 便与安全性,得到了医学界的广泛应用。但在实际的医学临 床运用中,由于C臂机自身的特点所限,实验过程中出现几 何图像失真,散射以及在有限角度下所得的投影图像断截, 投影数据不完全等。这些问题的出现,使得解析的重建算法 不再适用。针对这些问题,研究学者们给出了其他的一些有 效的算法,这些算法在一定程度上提高了重建图像质量。

在投影数据缺失,投影角度受限的情况下,常采用代数 重建算法(ART),但 ART 由于其运行速度较慢,耗费时间 较多,许多研究者将其进行改进,提出了联合代数重建算法 (SART)及 TV-SART 算法<sup>[5]</sup>等,从而提高其运行速度,改 善其图像质量。其中, ART 迭代公式为:

$$x_{j}^{(n+1)} = x_{j}^{(n)} + \lambda_{n} \frac{r_{ij}}{\left\|\boldsymbol{R}^{i}\right\|^{2}} \left(p^{i} - \boldsymbol{R}^{i} \boldsymbol{x}^{(n)}\right)$$
(6)

SART 迭代公式为:

$$x_{j}^{(n+1)} = x_{j}^{(n)} + \lambda_{n} \frac{1}{R_{+,j}} \sum_{i=1}^{l} \frac{r_{ij}}{R_{i,+}} (p^{i} - R^{i} x^{(n)})$$
(7)

上述两个公式的区别主要在于修正因子的选取问题上, 即 ART 算法中对于每一个象素,通过考虑经过它的一条射线 来修正其所对应的方程,从而达到修正该象素的目的;而 SART 算法中对于每一个象素,利用经过该象素的所有射线 的修正值来确定对这一个象素的平均修正值,用这一修正的 平均值替代该象素值。

TV-SART 算法则是在 SART 算法的基础上,引进总变差 (TV)最优准则,通过改变其松弛因子,运用数值外插法, 使得该算法以更快的速度收敛。

#### 四、实验结果

C 形臂 CT 重建就是根据一系列二维投影图像计算出目标物体的三维数据,能够为我们提供感兴趣区域的形状、密度、强度等丰富、准确的信息,基于以上分析,本仿真实验以 Shepp-Logan 头部模型为例,该物体大小为 256×256×256,切图片大小为 128×128,灰度级别为 0~255,对 360 个投影角度进行等间距扫描,每个投影方向的探测器个数为 128 个。运用 ART, SART 及 TV-SART 算法在有限角 90°的仿真实验切片如图 1 所示。



传感器世界 2011.08 www.sensorworld.com.cn

# 五、结论

由图 1 可知,在投影数据不完全,投影角度受限的情况 下,ART 重建的图像较为模糊,边缘伪影也较为严重;SART 作为 ART 的改进,其重建效果较 ART 好,但还是不很理想, 图像轮廓也较为模糊,而 TV-SART 作为 SART 的更进一步的 改进,其重建图像相对之前两种算法更为清晰,可以更好地 抑制图像的边缘伪影,图像平滑度高,误差也较小,使得重 建效果更接近原始图像。

# 参考文献

[1]张维林.C 形臂 X 射线机运行和应用技术条件探讨[J].中国辐射卫 生.2003,12(1):43-44.

[2]Karl Wiesent,K.Barth,N.Navab,P.Durlak,T.Brunner,O.Schuetz, and W.Seissler, Enhance 3-D-Reconstruction Algorithm for C-Arm Systems Suitable for Interventional Procedures[J],IEEE Transactions on Medical Imaging, 2000.19(5) : 391-403.

[3]黎晖.CT 迭代重建算法的加速方法研究[D].江苏:东南大学.2008. [4]庄天戈.CT 原理与算法[M].上海:上海交通大学出版社,1992.

[5]Rudin, L. I., Osher, S., and Fatemi, E., Nonlinear total variation based noise removal algorithms[J], Physical D, 1992, 60: 259-268.

## Comparative study of CT limited angle algorithms

ZHENG Yuan-cai, LIU Zi-long, XUE Ying, TANG Ling-jie (*North University, Taiyuan* 030051,*China*)

Abstract: C-arm X ray machines are being used more and

more widely in medical clinic field. As the characteristics of C-arm machines, different density values and shapes are got from same target object. This situation results in the broken projection images under the limited angles and incomplete projection data . In this paper the optimality criteria reconstruction algorithm for CT images under limited angles is analyzed mainly. Compared with iterative reconstruction algorithms of ART, SART and TV-SART, the reconstruction images of TV-SART are much clearer and closer to the original images under the limited angles of 90°. Consequently, the reliable theoretical bases for imaging systems based on C-arm CT technology are provided.

Keywords: CT image; limited angle; image restruction; iterative algorithm

## 作者简介

郑源彩, 中北大学 硕士研究生,研究方向:CT 图像处理 通讯地址:山西省太原市尖草坪区学院路 3 号中北大学 722 信箱 邮编:030051 电邮:zhengyuancai@sina.com 刘子龙,中北大学 硕士研究生,研究方向:信号处理 薛迎,中北大学 硕士研究生,研究方向:CT 图像处理 唐灵洁,理学院研究生,研究方向:计算机中的数学问题。

读者服务卡编号 004