



工程硕士学位论文

CT 图像迭代重建算法的研究与应用
Study and Application on the CT Algorithm
of Iterative Reconstruction

作 者：蔡长征
导 师：陈伟教授

中国矿业大学
2019 年 4 月

中图分类号 TP391

学校代码 10290

UDC 004

密 级 公开

中国矿业大学

工程硕士学位论文

CT 图像迭代重建算法的研究与应用

**Study and Application on the CT Algorithm of
Iterative Reconstruction**

作 者 蔡长征

导 师 陈伟教授

申请学位 工程硕士专业学位

培养单位 计算机学院

学科专业 工程领域

研究方向 计算机技术

答辩委员会主席

评 阅 人

二〇一九年四月

论文审阅认定书

研究生_____在规定的学习年限内,按照研究生培养方案的要求,完成了研究生课程的学习,成绩合格;在我的指导下完成本学位论文,经审阅,论文中的观点、数据、表述和结构为我所认同,论文撰写格式符合学校的相关规定,同意将本论文作为学位申请论文送专家评审。

导师签字:

年 月 日

致谢

感谢我的老师陈伟。陈老师教学严谨，为我的研究提出了重要并宝贵的建议与意见，从日常的学习，论文题目的确定到论文的撰写，陈老师都给予我悉心的关怀和耐心的指导，给我鼓励和动力，也正是在他的指导和督促下论文才得以如期完成。

感谢我的父母和家人，感谢他们对我学习、生活给予的支持和照顾。在论文的写作过程中，还获得了许许多多人的帮助与先前研究工作者的宝贵资料，论文的研究成果离不开你们的协作和帮助，在此对你们表示深切的谢意。希望可以以本文向你们汇报，以感谢你们对我的关怀与帮助，感谢一直以来对我的支持与鼓励。

最后，向审阅我论文和参加答辩的老师们表示衷心的感谢，感谢你们抽出宝贵的时候参加我的论文答辩会，感谢你们对论文不当之处提出的宝贵意见和建议。

摘 要

随着计算机断层扫描仪 CT (Computed Tomography) 广泛的应用于临床诊断及治疗, CT 的辐射剂量对人体健康损伤越来越受到业界的重视, 如何在确保图像质量的前提下, 最大程度的降低患者辐射剂量, 发挥 CT 的诊断价值已成为国内外的研究重点。

本文系统的阐述了 CT 成像的物理学原理和图像重建的思想, 分析了传统的滤波反投影的重建算法和解析重建算法。并指出了传统算法的图像噪音大、辐射剂量高的问题。

(1) 本文提出了基于迭代重建的 CT 图像噪音降低算法, 根据 CT 图像重建过程的生数据流向, 从原始数据的前投影数据域、到图像已生成的后投影域, 分别提出了基于前投影域和混合投影域的迭代算法及具体实现方式及噪音降低的水平。

(2) 基于前投影域的迭代算法以最大似然法为基础, 附加了改善图像高频噪音的小波变换因子和降低低频噪音的各项异性扩散的偏微分。收缩高频部分噪声的同时, 又改善了图像边缘的锐利程度。

(3) 在前投影域的基础上, 本文研究了基于模型迭代的 CT 图像重建算法, 将 CT 系统模型, 光子传输的几何模型与迭代算法相结合, 利用评估函数和新的正则化项, 达到控制噪声的目的。使用实际获得临床图像显示噪音的改善水平显著提高。

通过使用迭代重建算法, 可以大幅优化图像质量, 降低患者的辐射剂量, 使得 CT 的临床应用可以更加丰富, 进而为临床提供更大的诊断价值。

该论文有图 27 幅, 表 5 个, 参考文献 88 篇。

关键词: CT; 迭代重建; 辐射剂量; 滤波反投影; 图像重建

Abstract

With Computed Tomography (CT) widely applied to clinical diagnosis and treatment, the radiation dose of CT damage to human health more and more get the attention of the medical industry. How to reduce the patient's radiation dose and exert the diagnostic value of CT has become the research focus at home and abroad under the premise of ensuring the image quality.

This paper systematically expounds the principles of physics and the thought of image reconstruction, and analyzes the traditional algorithms of FBP (filtered back projection). The problems of traditional algorithm such as high image noise and radiation dose are pointed out. In this paper, noise reduction algorithm based on iterative reconstruction is proposed.

(1)According to the data stream of CT image reconstruction, an iterative algorithm based on the front projection domain and the hybrid projection domain is proposed from the front projection of the original data and the back projection of the image.

(2)Based on the maximum likelihood method, an iterative algorithm based on the pre-projection domain is added with the wavelet transform factor to improve the high-frequency noise of the image and to reduce the partial differential of the anisotropic diffusion of the low-frequency noise.

(3) Shrinking high-frequency part of the noise at the same time, but also improves the sharpness of the edge of the image. At the same time, the CT image reconstruction algorithm based on model iteration is studied. The CT system model, the geometric model of photon transmission and the iterative algorithm are combined to make use of the evaluation function and the new regularization term to achieve the goal of noise control. Clinical images demonstrate a significant improvement in the level of noise improvement.

Through the use of iterative reconstruction algorithm, the image quality can be greatly optimized and the radiation dose of the patient reduced, which makes the clinical application of CT more abundant and can provide more clinical value for diagnosis.

This paper has 27 figures, 5 tables and 88 references in this paper.

Keywords: CT; Iterative reconstruction; Radiation dose; Filtered back projection; Image Reconstruction

目 录

摘要.....	I
目录	III
图清单.....	VII
表清单.....	VIII
1 绪论.....	1
1.1 研究的背景及意义.....	1
1.2 国内外研究现状.....	2
1.3 本文研究的意义.....	3
1.4 本文的结构安排.....	5
2 CT 成像原理.....	6
2.1 CT 成像的物理学原理.....	6
2.2 CT 成像的数学基础.....	9
2.3 CT 成像的临床应用.....	11
3 基于迭代的 CT 重建算法.....	14
3.1 CT 图像重建的基本原理.....	14
3.2 迭代重建算法对图像噪音的改善.....	19
3.3 基于迭代重建的临床应用.....	21
4 基于后投影迭代的 CT 图像重建.....	23
4.1 后投影域迭代的基本思路.....	23
4.2 后投影域迭代的具体过程.....	26
4.3 后投影域迭代的临床测试.....	28
5 基于混合迭代的增强型 CT 图像重建.....	30
5.1 混合迭代重建的基本思路.....	30
5.2 混合迭代重建的具体过程.....	33
5.3 混合迭代的临床测试.....	35
6 基于模型迭代的 CT 重建算法.....	37

6.1 模型迭代的基本思路.....	37
6.2 模型迭代的具体过程.....	38
6.3 模型迭代的临床测试.....	40
7 结论.....	46
7.1 工作总结.....	43
7.2 展望.....	44
参考文献.....	46
作者简介.....	49
论文原创性声明.....	50
学位论文数据集.....	51

Contents

Abstract.....	I
Contents.....	III
List of Figures.....	VII
List of Tables.....	VIII
Introduction.....	1
1.1 Background and Significance of the Study	1
1.2 Overseas and Domestic Research Status	2
1.3 Significance of Research.....	3
1.4 Structure Arrangement.....	4
2 CT Imaging Theory.....	6
2.1 CT Imaging Foundation of Physics.....	6
2.2 CT Imaging Foundation of Mathematics	9
2.3 CT Clinical Applications.....	13
3 CT Reconstruction Algorithm based on IR.....	22
3.1 Basic Theory of CT Image Reconstruction	22
3.2 Noise Reduction of the Iterative Reconstruction Algorithm.....	24
3.3 Clinical Application of the Iterative Reconstruction	29
4 CT Image IR based on the Back Projection.....	23
4.1 Basic Principle of the Back Projection IR	23
4.2 Detailed Procedure of the Back Projection IR.....	24
4.3 Clinical Test for Back Projection IR.....	27
5 Enhanced CT Image Reconstruction based on Mixed IR.....	30
5.1 Basal Principle based on Mixed IR	30
5.2 Detailed Procedure of the Mixed IR	31
5.3 Clinical Test for mixed IR.....	33
6 CT Reconstruction algorithm based on Mode IR.....	37
6.1 Basic view of Modeling Iterative Reconstruction	37
6.2 Detailed Procedure of the Modeling IR	38
6.3 Clinical Test for Modeling IR.....	40

7 Conclusions.....	46
7.1 Work Summary	43
7.2 Expectation	44
References.....	46
Author's Resume.....	49
Declaration of Thesis.....	50
Thesis Data Collection.....	51

图清单

图序号	图名称	页码
图 1-1	论文结构及关系图	4
Figure 1-1	Structure and diagram of the paper	4
图 2-1	CT 系统成像数据流程图	7
Figure 2-1	Data flow of CT imaging System	7
图 2-2	Radon 变换示意图	9
Figure 2-2	Radon transformation diagram	9
图 2-3	中心切片原理图	11
Figure 2-3	Principle of central slice	11
图 3-1	CT 投影示意图	15
Figure 3-1	CT projection schematic diagram	15
图 3-2	CT 投影中的 Radon 空间	15
Figure 3-2	Radon space in CT projection	15
图 3-3	位移转换原理图	16
Figure 3-3	Displacement transformation principle diagram	16
图 3-4	投影数据与滤波函数的卷积模型图	17
Figure 3-4	Convolution model of projection data and filter function	17
图 3-5	滤波反投影重建示意图	17
Figure 3-5	Filtered back projection reconstruction diagram	17
图 3-6	CT 灰白色彩重建示意	18
Figure 3-6	CT gray/color reconstruction	18
图 3-7	CT 重建的光学路径	18
Figure 3-7	Optical path in CT reconstruction	18
图 3-8	迭代算法计算过程示意图	20
Figure 3-8	The iterative algorithm calculates the schematic diagram	20
图 4-1	FBP 与后投影域迭代的原理图	24
Figure 4-1	FBP and back-projection IR schematic diagram	24
图 4-2	后投影域迭代的原理图	24
Figure 4-2	Back-projection IR schematic diagram	24
图 4-3	头部 FBP 算法与后投影域迭代算法对比	27
Figure 4-3	Comparison of brain FBP Algorithm and back projection iterative reconstruction algorithm	27
图 4-4	血管重建 FBP 算法与后投影域迭代算法对比	28
Figure 4-4	Comparison of vessel FBP Algorithm and back projection iterative reconstruction algorithm	28
图 4-5	腹部重建 FBP 算法与后投影域迭代算法对比	28
Figure 4-5	Comparison of abdomen FBP Algorithm and back projection iterative reconstruction algorithm	28

图 4-6	腹部重建 FBP 算法与后投影域迭代算法对比（断层）	28
Figure 4-6	Comparison of abdomen FBP Algorithm and back projection iterative reconstruction algorithm（Axial）	28
图 5-1	混合迭代原理图	30
Figure 5-1	Schematic diagram of the Mixed IR	30
图 5-2	混合迭代的公式表达	31
Figure 5-2	Schematic diagram of the Mixed IR	31
图 5-3	腹部 FBP 算法与混合迭代算法的比较	33
Figure 5-3	Comparison of abdomen FBP Algorithm and mix iterative reconstruction algorithm	33
图 5-4	头部 FBP 算法与混合迭代算法的比较	34
Figure 5-4	Comparison of brain FBP Algorithm and mix iterative reconstruction algorithm	34
图 5-5	胸部 FBP 算法与混合迭代算法的比较	34
Figure 5-5	Comparison of chest FBP Algorithm and mix iterative reconstruction algorithm	34
图 6-1	模型迭代原理图	37
Figure 6-1	Modeling iterative reconstruction schematic diagram	37
图 6-2	肺部低剂量 FBP 算法与模型迭代算法的比较	40
Figure 6-2	Chest image comparison of low dose FBP algorithm and model iterative algorithm	40
图 6-3	血管造影 FBP 算法与混合迭代及模型迭代算法的比较	41
Figure 6-3	CTA image comparison of low dose FBP algorithm and model iterative algorithm	41
图 6-4	低剂量支架结构显示 FBP 与模型迭代的对比	41
Figure 6-4	Low dose stent structure display comparison of FBP with model iterative reconstruction	41

表清单

表序号	表名称	页码
表 3-1	迭代重建算法的临床意义	21
Table 3-1	Clinical significance of iterative reconstruction algorithm	21
表 4-1	后投影域迭代的剂量降低水平	29
Table 4-1	Dose reduction level of Back-projection iteration	29
表 5-1	混合迭代空间分辨率的改善	34
Table 5-1	Spatial resolution improvement by mix iteration	34
表 5-2	混合迭代信噪比的改善	35
Table 5-2	CNR improvement by mix iteration	35
表 5-3	混合迭代剂量降低的百分比	35
Table 5-3	Dose reduction level of Mixed IR	35

1 绪论

1 Introduction

1.1 研究的背景及意义 (Background and significance of the study)

计算机断层扫描仪 CT^[1] (Computed Tomography) 于 1972 年由英国电子工程师 Hounsfield 先生发明, 到今天已经有超过 40 年的发展历史。CT 扫描仪的主要原理是基于患者不同器官、组织(如软组织和骨)对 X 射线的吸收率不同, 根据探测器的数据收集结果, 用不同颜色灰阶的图像来反映到电子计算机上, 医生根据人体解剖学信息来为患者进行临床诊断^[2-5]。

从最初的单一功能头 CT 到今天全身 CT 扫描, 从单排步进 CT 到多排高速螺旋 CT, 从黑白诊断图像到高清的三维立体图像, 从静态器官扫描, 到运动的心血管成像。CT 扫描仪的发展取得了快速的发展, 同时也推动了临床诊断学的发展^[6-8]。一方面, 临床的客观需求推动了 CT 机技术的发展, 另一方面, CT 技术的发展也为临床诊断提供了便捷的诊断依据。如今 CT 机已经渗入到医院的各个临床科室, 为医生提供了丰富的诊断学影像而且车载移动 CT, 手术引导 CT, 心脏专用 CT 等专科化应用 CT 不断出现, 扩大了 CT 应用范围, 提升了患者就诊的及时性、便捷性, 为患者在第一时间得到诊疗提供了技术支撑。

当前 CT (X 射线计算机断层扫描仪) 凭借扫描速度快、图像清晰、后处理功能强大等优势被广泛应用于医院的门、急诊的临床诊断中, 已经成为医生辅助诊断及临床科研的重要工具。尽管 CT 扫描仪的临床应用科室多, 范围很广泛, 图像的空间分辨率和密度分辨率高, 扫描速度快, 为各个临床诊断科室提供了丰富的影像学资料, 但是由于其原理是利用 X 射线的穿透性进行成像, 所以不可避免的在进行患者 CT 扫描的过程中, 引入了电离辐射到病人身上, 对于剂量敏感部位(乳腺、甲状腺、眼球等)和敏感人群(婴儿、儿童、孕妇等), 辐射的危害更大^[9-12]。

CT 的图像重建算法是整个成像影像链环节中最重要算法技术, 在计算机技术、机械电子、材料加工等硬件技术不断突破瓶颈的前提下, 图像算法的优化变得越来越重要。CT 图像重建的主要过程是稀土陶瓷探测器在接收穿过人体后 X 射线后将获得衰减后的 X 射线转换成可见光、再将可见光转换成模拟信号, 然后将电信号转换成计算机可处理的数字信号, 数字信号发送给主控台后, 主控台对原始的信号进行预先的处理、重建、显示出来, 进而获得了临床上所需要的二维、三维和四维的医学图像^[13]。当前的 CT 扫描仪的图像重建算法主要是滤波反投影 (Filtered back projection) 法, 该算法最大的优点就是重建时间短, 速度

快,缺点是引入了较大的图像噪音,图像细节显示欠缺,同时由于需要完整的数据重建,对噪音无法有效的克服,也增加了患者所遭受的辐射剂量。而迭代的重建算法可以大幅降低图像噪音,改善图像显示的质量,降低患者剂量,临床意义重大,本文重点详细研究目前各种 CT 迭代算法的发展现状、临床价值及今后的发展趋势,为迭代算法在临床上的应用、普及和推广提供依据。

1.2 国内外研究现状 (Overseas and domestic research status)

针对传统滤波反投影算法图像噪音大,无法最大程度降低患者辐射剂量,进而导致患者二次伤害,对患者而言,增加辐射剂量则增加肿瘤和其他疾病的发病率。国际放射防护委员会 ICRP 和北美放射学年会 RSNA 都提出在 X 射线诊断过程中,要尽量满足正当性与防护性,遵循尽可能低的原则。今日,美国对全美进行肺癌筛查试验 (NLST), 该次测试结果表明,低剂量 CT 扫描 (LDCT) 相较于胸片,肺癌死亡率降低了 20%。可见,低剂量 CT 扫描临床意义重大。而 CT 图像重建技术是 CT 扫描的核心,迭代算法目前被业界公认的最为有效的降低患者辐射剂量的重建算法^[14-16]。

早在 1968 年,CT 发明者亨斯菲尔德先生就提出了用于 CT 的迭代算法,但是由于当时计算机水平的局限,重建时间过长,没有实现商业化。1917 年时奥地利数学家 J.Radon 给出了二维物体的坐标分布与一维投影数据之间的积分方程,这也是图像重建最早的理论基础,1965 年,美国科学家 Cormak 提出了用积分标识函数的方法,成为 CT 重建最早的理论基础。在 1997 年,基于有序子集最大期望值 方法 (OSEM) 迭代算法由 Manglos 等人提出,首先被应用在核医学产品 PET 上面。由于迭代算法将连续的成像数据进行深度的离散化处理,通过代数方程求解最小像素的 CT 值,最真实的还原解剖结构,可以最大程度上降低图像噪音,改善图像质量。在 2009 年以后,美国、日本、德国等国家的 CT 制造商开始将迭代重建算法引入到商业 CT 上,并不断进行临床测试和验证,同时也要求了高速计算机提供强大的计算能力^[17]。当前基于不同模型的深度迭代也正在进行临床验证。

我国对于迭代算法的研究起步较晚,因为之前的 CT 制造商都是国外的公司,我国引进 CT 设备的时间也要晚于发达国家。因此对于 CT 算法的研究要晚于国外。Zhoubin 等人提出了一种在平行束下快速计算投影系数矩阵的方法,该方法从射线出发,通过计算射线与网格线交点求出来与射线相交的网格编号。并根据相邻网格位置的对应关系计算出投影的系数。利用对称性减少了重复的计算,进而增加了算法的重建速度。Lizheng 等人提出了一种新的迭代降噪重建算法,首先建立了广义的迭代重建框架,将傅里叶重建算法与代数重建算法有机结合。Zhouquan 等人使用了贝叶斯模型和基于各项异性扩散的加权验证信息,在某种

程度上降低了图像噪音,但是非常有限,信噪比改善的不明显。Wangjing 等将最小二乘法的重建应用在了图像重建上,效果显著。Wangliyan 等对泊松分布的噪音进行取对数,似然函数作为优化的目标似然函数,不但将噪音降低,还达到了平滑图像边缘,提升细节的显示质量的效果。

由于现有研究都是基于部分迭代,为了单一目的提出的改善算法,没有系统的考虑整个重建的模型,所以无法在超低剂量下,既改善图像的空间分辨率和对比度分辨率。本文将在图像重建最重要的两个空间(投影空间和图像空间)进行综合考量,在投影空间中附加扩散因子的 PWLS 重建算法,根据目标图像的特点来优化图像锐利和平滑程度。在图像域引入了 WT (wavelet transform) 变换分析方法和四阶偏微分方程组合的方式进行图像降噪,使图像的高频和低频部分均可以改善。

1.3 本文研究的意义 (Significance of research)

目前各种医疗设备和诊断仪器已经成为临床医生不可或缺的诊断工具,也是医院进行医疗、科研、教学的设备基础和不断发展的必要条件。医疗机构为提高其诊疗水平、医疗服务质量以及社会、经济、学术效益,会选择购置和更换诊断设备,而 CT 设备的购置和更换尤为突出。主要原因是 CT 设备所发挥的临床功能所决定,全身临床应用、快速的扫描、高清图像质量是 CT 机不可替代的性能特点。随着 CT 技术越来越成熟,其售价的不断走低,CT 的检查人数也不断增加,我们国家从之前的三甲医院、二甲医院到如今的基层医院及社区卫生院都开始逐渐配置 CT 设备。根据中国医学装备协会发布的数据,截止到 2016 年底,CT 设备全国市场保有量突破了两万台,而 2016 年一年的 CT 销量为 2500 台,CT 的装机量逐年上升,伴随着 CT 扫描的患者量也不断增加,因此,CT 的辐射剂量越来越被放射专业人员和被辐射患者的重视^[18-20]。

因为 CT 扫描仪的成像核心原理是根据 X 射线的强穿透能力,所以不可避免的在 CT 扫描过程中增加了对患者的因电离辐射而影像健康的风险,从而对患者造成伤害。如何有效的降低 CT 扫描剂量已经成为业界讨论的主要课题。除了常规的从硬件上对射线的调控技术,目前 CT 核心算法的技术突破是实现低剂量、高清晰成像的有效方式^[21]。然而,算法不同、原理不同、图像重建的速度和最终的信噪比也都不同,往往给临床技师很多困扰,如何应用合理的重建算法,尽最大程度降低患者所受辐射剂量是本文研究的重点,进而实现结合有效的迭代算法,最大程度上发挥 CT 的临床价值,不断为患者服务。

CT 图像重建的最终目的是为了正确的还原人体解剖学结构信息,最终达到疾病筛查、诊断及治疗的要求,CT 现在使用范围非常广泛,几乎涵盖了医院的门、急诊的各个科室,对临床医学的发展意义重大。与此伴随的是患者接收 CT

检查的数量及频率都在逐年提高。在进行患者扫描的过程中，由于电离辐射对人体造成的危害也日益被国际医学界所重视。受照射越多，患致死性癌症及遗传性疾患的可能性也越大^[22]。因此降低 CT 辐射剂量越来越受到医学界乃至全社会的广泛关注。而迭代重建是降低辐射剂量的有效途径，研究迭代算法的实现方式、原理以及将来的发展趋势对临床医学意义重大。

1.4 本文的结构安排 (Structure arrangement)

本文主要研究当前 CT 迭代重建算法的发展历史、实现方式、临床价值、当前技术瓶颈及将来迭代算法的发展方向，对于每种迭代算法的实际的临床表现结合临床图像加以论证，进而对 CT 医学影像给予重要的临床参考依据。

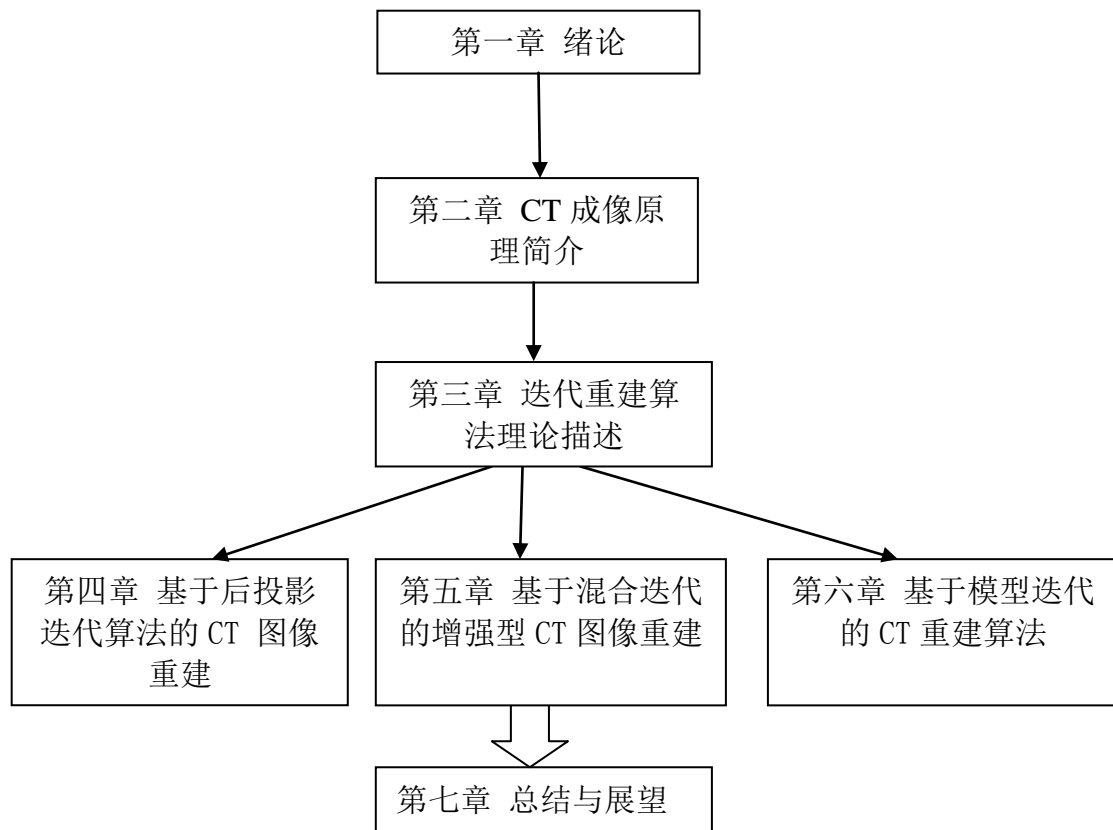


图 1-1: 论文结构及关系图

Figure 1-1 Structure and diagram of the paper

本文结构安排如下：

第一章，绪论。介绍了 CT 重建算法在国内外的研究现状，阐述 CT 重建算法在 CT 系统中的实际意义和临床价值，进而研究迭代重建在降低患者剂量和改善图像质量上的巨大作用，从这个角度展开本文的深度研究。

第二章，CT 成像原理。介绍 CT 成像的物理学原理、相关的数学基础、以

及 CT 成像的临床应用，为后续章节提供理论基础。

第三章，基于迭代的 CT 重建算法介绍。介绍迭代重建的理论基础和实现方式，以及这种算法对 CT 图像噪音的改善和临床应用，引出接下来的工作。

第四章，基于后投影迭代的 CT 图像重建。介绍后投影域迭代算法的基本思路，实现的具体过程已及相应的临床测试。

第五章，基于混合迭代的增强型 CT 图像重建。介绍混合迭代算法的基本思路，实现的具体过程已及相应的临床测试。

第六章，基于模型迭代的 CT 重建算法。介绍模型迭代算法的基本思路，实现的具体过程已及相应的临床测试。

第七章，总结与展望。对全文内容进行总结分析，指出目前所做的工作、临床价值、存在的技术瓶颈以及以后工作的研究方向。

2 CT 成像原理

2 CT Imaging Theory

CT 是“Computed Tomography”的英文单词首字母的缩写，中文通常被叫做 X 射线电子计算机断层扫描仪，集成了复杂的电子电路、机械设计、X 射线物理学、图像重建数学等跨学科、跨专业、跨领域的理论知识，其主要功能是进行疾病的无创诊断，在患者无创的情况下，获得人体解剖学诊断信息。CT 的发明者是英国工程师亨斯菲尔德（Godfrey N. Hounsfield），他也因此获得了 1979 年的诺贝尔医学奖项。也为了纪念亨斯菲尔德对 CT 设备的突出贡献，CT 图像上测量出的 CT 值的单位使用了其首个字母“H”。我国大约是在上个世纪 70 年代末引进了 CT 扫描装置，之后 CT 检查在全国范围内迅速地展开，目前 CT 设备也成为现代医学不可或缺的重要诊断工具，同时也带动了临床医学的快速发展^[23-27]。本章从 CT 成像的各个环节及原理来说明 CT 成像的原理。

2.1 CT 成像的物理学基础（CT imaging foundation of physics）

CT 与常规 X 线拍片装置的成像原理相同，主要是利用 X 射线穿过人体不同组织器官后会发生不同的衰减，主要是因为射线的能量被吸收，例如人体肺部对 X 射线的吸收较少，穿透的 X 射线较多，能量就比较大，而骨骼对 X 射线吸收较多，穿透的 X 射线比较少，透过的 X 射线能量就比较小，因而反映到 CT 图像上会有不同的灰度。不同的组织器官在 X 射线穿透后，生成不同的衰减比，也就是说不同的组织会有不同的 X 线衰减程度，这就是 X 射线成像最基础的原理^[28-30]。

2.1.1 CT 成像的影像链构成

为了解决常规 X 线成像中不同脏器的空间重叠问题，得到多角度，多平面的采集图像，CT 采用高度准直的 X 线束围绕患者身体某一厚度的特定层面进行扫描，扫描过程中由灵敏的检测器记录下 X 线穿透此层面后的衰减信息。由模拟-数字转换器将此模拟信息转换成数字信息，然后输入电子计算。其信号数据流是首先由高压发生器为球管提供所需的电源后，球管的阴极产生电子束轰击高速旋转的阳极靶面，进而生成所需的 X 射线，与此同时，CT 机架开始快速旋转，X 射线束围绕患者进行 360 度旋转，探测器进行不断的数据收集，X 射线产生的时间和发生的间隔取决于扫描部位的协议，有主控台根据具体病人的扫描部位来进行设定，然后发送给执行的机架和患者床。X 射线穿过人体后，到达探测器，探测器先将 X 射线转换成可见光，再将可见光转换成电信号，再由 DAS 系统将模

拟的电信号转换成数字的电信号，最后通过滑环系统将数字信号传回主控台进行数据的重建^[31,32]。这也是图像重建的最原始数据，需要进行空气、水的补正。CT 系统成像的数据流程如图 2-1 所示：

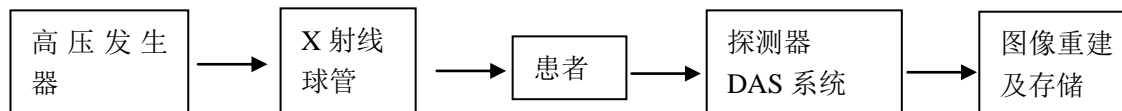


图 2-1 CT 系统成像数据流程图

Figure 2-1 Data flow of CT imaging System

中央控制台主要功能是进行患者的扫描，图像重建，三维后处理、胶片打印等功能。有计算机硬件、显示器及相应的临床软件组成，其中 CT 扫描仪的重建算法就嵌入到中央控制台的软件系统中。操作者可以通过控制台设置扫描条件，控制扫描执行，浏览患者图像，输出或传输图像及数据等。目前 CT 的后处理软件已经非常便捷，涵盖了临床应用的各个方面，如 2D、3D、VR，血管重建、骨科重建、虚拟结肠镜、虚拟内窥镜、表面容积重建、最大密度投影、最小密度投影、心脏冠脉成像、心功能成像、心肌灌注成像、肺部纹理显示、肺结节的探测及三维显示、肺气肿的显示、肝脏容积的分割、齿科分析、股骨头提取等高级临床分析功能，在给临床医生提供便捷阅片的同时，改善了以往灰白显示的缺陷。

2.1.2 CT 成像的基础定律（Beer 定律）

射线穿过物体之后，由于物体的吸收或散射作用，致使我们在检测时会发现射线的强度会发生衰减。通常我们用衰减系数表示衰减程度^[33]。X 线能量会被人体组织吸收继而会导致其减弱，射线减弱的大小受到其通过的物体自身的特性影响，不同的密度或者横向宽度均会导致其产生不同程度地变化。人的躯体所包含的各个器官对应的物质及其大小都不一致，所以当 X 射线透过人体的不同部位就会发生大小不一的衰减，这种现象就被理解为“衰减系数”不一致。如果我们将最开始的时候 X 射线对应的强度为 I_0 ，射线通过的器官对应厚度为 d ，通过前后射线发生变化的系数为 μ ，通过后 X 射线的强度改变为 I ，我们可以得到下式

$$I = I_0 e^{-\mu d} \quad (2-1)$$

CT 设备成像中，我们利用 X 射线对相应的成像层面进行“扫描”，也就是从各个方位对人的身体进行透射，基于此我们可以得到很多个不同的投影信息，然后将这些投影信息和算法相结合进行数据的重建。不论是从什么方向照射的人体的 X 射线都会经过这个层面所包含的每一个体素，然后再进入检测装置，所以检测装置检测到的结果都是源强度减去各个体素对其吸收衰减的量以后的

剩余量^[34,35]，以衰减系数 μ 表示，则

$$I = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4 + \dots) d} \quad (2-2)$$

CT 图像是反应被照物体对 X 射线衰减系数, (μ) 的图集, μ 是物质的线性衰减系数, 表示给定能量的 X 射线光子在其路径上的被吸收及散射的可能性。衰减系数 μ 取决于物质的密度以及入射 X 光的能量强度, 被探测到的衰减是 X 光在其路径上的各种物质的衰减的总衰减^[36-38]。由于它们都是测量值, 可以得出积分表达式, 这也被称为 CT 的投影数据。

$$p(d) = \int_L \mu(x, y) dl = \ln \frac{I_0}{I} \quad (2-3)$$

上面的积分集合称之为投影数据。将其推广得出, 如果射线从不同方向照射时, 它所对应的路径上投影数据 $p(l)$ 都能得到, 这样构成一个投影数据集合。图像重建就是利用投影数据 $p(l)$ 集合来计算 $\mu(x, y)$ 的过程。

2.1.3 CT 成像带来的电离辐射

在 CT 扫描仪为医生和患者带来诊断的同时, 一方面是 CT 检查的人数和比例在逐年提升, 另一方面是 CT 所产生的电离辐射在提升了被检者的潜在健康风险, CT 扫描的有效辐射剂量在所有 X 射线影像诊断产品中位居首位, 是电离辐射最大的辐射源, 当前, 国际放射学界每年都在倡导通过技术创新来降低患者的有效辐射剂量。患者辐射的剂量报告也越来越被当今医学界所重视。国际上公认将 ALARA (“As low As reasonably achievable”, ALARA) 原则作为 CT 扫描的指导原则^[39-43], 因此, 在确保 CT 扫描仪器获得满足诊断质量的图像的前提下, 如何能降低患者的辐射剂量, 是当前临床上需要重点研究的课题。

对大部分患者而言, CT 扫描是其接受辐射剂量最大的医疗检查。随着现代 CT 扫描仪数量的增多和临床应用的扩展, CT 检查时患者的辐射剂量已成为临床非常关注的潜在问题。尽管降低辐射剂量可导致图像噪声增加和图像质量变差, 但辐射剂量过大时也并非就会提升影像的清晰度, 同时如果其高于某一个级别之后反而会对人体带来更严重的辐射伤害^[44]。应仔细设计和评估每次 CT 检查的扫描方案, 控制辐射剂量。根据具体的临床适应证和技术特点, 为了减少人体受到的辐射剂量, 必须严格选择适当的扫描方案, 同时应根据个体不同对方案进行调整。

如果患者照射了大量的 X 射线, 其中所含的电离辐射就可能会对人体带来严重的影响, 这个影响包括很多方面: 染色体畸变、正常发育造成损伤等, 同时也会对其后代的生长发育造成影响。同时根据已有研究结果发现, 那些检查项目中包含 X 射线的患者, 当患者年龄高于 75 岁时, 则其可能发生癌症比率会在原

有机率上提高 0.6%^[45-47]。成年人生长发育处于停滞阶段，而儿童身体各方面都处于成长阶段，身体内的细胞在这个阶段会进行大量迅速的分裂和再生，所以 X 光照射对儿童会引发更多的伤害。癌症发病风险和受到辐照的患者年龄成反比^[48]。根据已有调查显示，在同一扫描条件下，只有一岁大小的儿童进行 CT 检查导致其生命剩余阶段的肿瘤发病死亡率是成年后进行 CT 检查导致的肿瘤发病死亡率的十倍到十五倍，同时儿童在以后的生活中还有可能会继续受到放射性检查，这就会导致其体内的辐射剂量值发生累积升高，进一步加大其发病风险^[49-51]。目前大多数的研究没有对诊断性 CT 检查所带来的辐射剂量大小以及检查可能带来的危害和后期发病风险进行足够的分析和重视，同时医院内部从事该检查的医生对于不同的病患可以接受的辐射剂量的大小以及这一次的检查过程中对病患应该设定剂量的数值等相关专业知识并不是非常了解。根据数据显示，进行一次常规的 CT 扫描与普通的胸部 X 射线平片相比，剂量大约相当后者的几百张。通过研究表明，随着辐射剂量的增加，基因突变以及癌症发生率也随之成正比关系增长，但是 CT 的不可或缺性和辐射剂量的危害，所以对使用低辐射剂量使 CT 图像质量的提升的研究，可以大大降低了患者的发病风险，对诊断行业具有重大的意义。

2.2 CT 成像的数学基础（CT technology theory）

CT探测器接收到的投影数据组合成一组二维平面，如何将二维平面函数变换成一个定义在二维空间上的一个线性函数需要使用Radon变换。Radon 变换及其反变换的理由目前被普遍用于CT设备上。

2.2.1 Radon 变换及其反变换

1917 年，Radon 变换的提出使 CT 的逆问题得到了解决，它也是 CT 图像重建的理论基础。

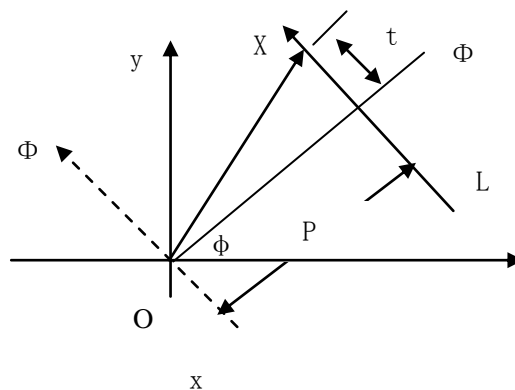


图 2-2 Radon 变换示意图

Figure 2-2 Radon transformation diagram

如图 2-2 所示，假设直线方程为： $p = x \cos \phi + y \sin \phi$ (2-4)

其中 p 为原点向该直线做垂线与直线相交，原点与交点之间的线段长度； ϕ 为该垂线和横轴正方向的夹角。所以对应需要重建的图像函数 $f(x, y)$ 的变换式为：

$$\bar{f}(p, \phi) = \int_L f(x, y) dl \quad (2-5)$$

即为 $f(x, y)$ 的 Radon 变换，记为 R 。用向量记 $X = (x, y)$ ，或者

$$\begin{cases} x = p \cos \phi - t \sin \phi \\ y = p \sin \phi + t \cos \phi \end{cases} \quad (2-6)$$

对上面的函数式进行变化，得到

$$\bar{f}(p, \phi) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(p \cos \phi - t \sin \phi, p \sin \phi + t \cos \phi) dt \quad (2-7)$$

所以上述对应的重建过程就是 Radon 反变换^[52]。

2.2.2 傅里叶变换

如式(2-8)所示，为一元连续函数傅里叶的变换式：

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x) e^{-i2\pi\omega x} dx \quad (2-8)$$

该式中， $i = \sqrt{-1}$ 。假如上式中 $F(\omega)$ 是连续的，所以利用傅里叶逆变换分析推导出其对应的原函数 $f(x)$ ：

$$f(x) = F_1^{-1}[F(\omega)] = \int_{-\infty}^{+\infty} F(\omega) e^{i2\pi\omega x} d\omega \quad (2-9)$$

上两式构成傅里叶变换对。

根据上面的推导结果，将这些表达式转化到二维中，即设二元连续函数为 $f(x, y)$ ，其傅里叶变换及其反变换定义式如下：

$$F(\omega_1, \omega_2) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) e^{-i2\pi(\omega_1 x + \omega_2 y)} dx dy \quad (2-10)$$

$$f(x, y) = F_2^{-1}[F(\omega_1, \omega_2)] = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} F(\omega_1, \omega_2) e^{i2\pi(\omega_1 x + \omega_2 y)} d\omega_1 d\omega_2 \quad (2-11)$$

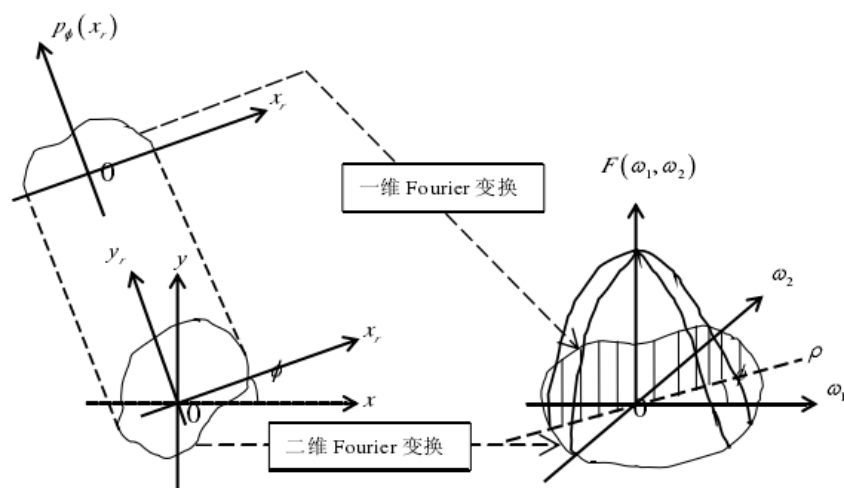
对于傅里叶变换，有一个重要定理，如下：

$$F(f(x, y) * h(x, y)) = F(u, v) \cdot H(u, v) \quad (2-12)$$

以上式子就是我们常用的卷积定理^[53]。

2.2.3 中心切片定理

中心切片定理是断层成像的理论基础。其原理如图 2-3 所示。

图 2-3 中心切片原理图^[55]Figure 2-3 Principle of central slice^[55]

从图中我们可以得出，如果将探测器围绕待测物进行旋转，并且其旋转最低可以达到 180° ，则 $F(\omega_1, \omega_2)$ 所对应的中心片段可以覆盖整个傅利叶空间。

2.3 CT 成像的临床应用（CT clinical application）

随着 CT 技术的不断发展，CT 的临床应用也得到快速的拓展，从最初的颅脑 CT，已经发展到目前的全身应用 CT。CT 的主要临床应用可以概要分成以下几个部分^[56-59]：

a) 急诊的扫描应用：CT 凭借扫描速度快，时间短，诊断图像分辨率高，对于外伤急诊的患者，可以行全身的 CT 检查来进行患者病变的筛查，相比其他诊断设备，CT 对急诊的应用有着不可替代的地位。如大范围胸腹扫描、头部外伤扫描、及骨科损伤的无创筛查确认，为急诊患者的后续救治提供了及时准确的诊断。

b) 全身常规 CT 诊断：如头、胸、腹部、骨骼、四肢、肝脏、肾脏等器官组织的解剖形态显示，病变位置形态体积诊断。图像扫描后，医生可通过计算机的后处理软件进行多平面重建以及三维伪彩显示，更加直观的观察病变。

c) CT 增强扫描：由于造影剂的 CT 值较高，在患者扫描前由静脉内注入水溶性有机碘造影剂，然后后再行 CT 扫描的方式。造影剂注射可先进行一次小批量的给药（通常在 10-15ml），然后测量出造影剂到达目标血管的时间。然后再进行大批量给药，在 CT 上设定好延迟时间（即先前小批量给药测量出的时间）。也可以直接进行大批量给药，然后设定估计的延迟时间。再进行扫描。

d) CT 血管造影扫描：其临床应用包括动态增强扫描（如肝细胞癌等）、心脑血管的检查、上、下肢血管及体部血管成像、头部灌注成像和扫描后的去骨、测量、分析、计划等。目前多排螺旋 CT 可以完成全身的血管成像。随着扫描速

度的提升和探测器覆盖宽度的加大, CT 是有效诊断血管斑块、钙化、狭窄、栓塞的检查方式, 基于丰富的检查数据, CT 的后处理软件还可以对血管进行平铺、测量、漫游以及支架的手术计划, 给医生提供了丰富的诊断学信息, 对后期的治疗给予了有力的指导。目前已作为大部分血管病变的筛查方法, 取代了以往的诊断性的有创血管造影。

e) 功能成像: 多层螺旋 CT 技术的发展使 CT 的扫描速度和诊断能力显著提高, 在解决了心血管快速成像、动态大范围功能成像、智能个性化扫描成像等一系列临床应用难题后, 不断增长和深化的临床需求推动了 CT 技术持续发展, 传统技术不断地得到提升, 诸如时间、空间和密度分辨率等技术, 在传统技术不断发展的今天, CT 领域并没有固步自封, 研发了很多新的技术, 拓展了新的领域。例如开拓了 CT 微观影像学的应用领域: 能量学成像, 引领了第四次 CT 影像革命。这些新技术的研发, 新领域的拓展将 CT 的研究应用从宏观方面的结构组织观察进一步深化到微观方面上的物质的组成成分、元素的定性定量研究分析等方面, 从而实现了 CT 的显微组织学诊断, 因此能量成像受到业内越来越多的关注, 成为了临床和科研的热点。现在医院正式使用的临床成像技术根据不同类型的产品可以分成两个方面: 双源双能量成像和单源能谱成像。

双源 CT 双球管双能量成像技术是在 CT 仪器内部放置两套球管和探测器, 两个球管呈一定角度排列, 成像时两球管同时产生 X 射线, 一个球管产生高 kVp 的 X 射线, 一个球管发射低 kVp 的 X 射线。两套系统分别独立采集数据信息, 并在图像空间匹配, 进行双能减影分析^[60]。通常使用最低电压 (80kVp) 和最高电压 (140kVp) 来达到最大能量分离以最大限度地区分不同的物质。

单源瞬时 kVp 切换技术是在 CT 机架中内嵌一套球管和探测器, 以高压发生器瞬时 kVp 切换技术和超快速探测器为基础实现能谱成像。这种方法通过使用单一球管中高低双能 (80kVp 和 140kVp) 的瞬时切换 ($<0.5\text{ms}$ 的能量时间分辨率) 产生时空上完全匹配的双能数据, 实现数据空间能谱解析^[61]。

能谱成像的原理可以得知, 在能谱成像中, 任何结构或组织能通过两种基物质的组合产生相同的衰减效应来表达, 即经过高、低两组电压扫描的 X 射线衰减图像可以表达为两种基物质的密度图。物质分离图像中的每一个体素反映了相应的物质密度信息, 所以物质分离能获得配对的两组基物质密度图。在医学上最为常用的基物质对是水和碘, 水和钙, 及钙和碘。

f) CT 引导下的介入治疗: 前面提到的临床应用主要集中在诊断领域, 通过 CT 的影像显示, 对不能确诊患者的病灶进行引导下针刺活检或者消融治疗^[62], 因为 CT 的密度和空间的分辨率相应较高, 利用其可对发生病变的部位进行精确位置寻找, 同时可以明确掌握发生病理改变的部位和其相关软组织病理变化的具

体情形，通过这方面可以为针刺治疗提供准确的角度和位置，以免伤到周围的关键器官和已经坏死的部位，为明确病变的病理诊断创造基础，为患者的微创治疗提供实时引导。

g) CT 放疗模拟定位^[63]: 在肿瘤的放疗前，需要三维适形调强放疗，需要制定复杂并且准确的计划，这样高要求高标准的计划需要利用精确的三维图像进行空间地位。但是目前通常使用的 X 线模拟机提供的信息均是二维的，因此将放射诊断、放疗计划、模拟定位和模拟治疗等功能集中在一起的 CT 模拟定位系统 (CT-Simulation Localization System) 在放射治疗中的作用与地位也就越来越重要。

3 基于迭代的 CT 重建算法

3 CT reconstruction algorithm based on IR

如前面的章节介绍, 在 CT 扫描仪为医生和患者带来诊断和治疗的同时, 一方面是 CT 检查的人数和比例在逐年提升, 另一方面则是患者所受 CT 辐射剂量的日益增加, 在现有的 CT 设备不影响正常诊断的基础上, 如何高效的降低患者辐射剂量, 提升图像分辨率, 为医生带来精准的诊断已成为影像行业面临的主要课题。在 CT 硬件平台发展到一定程度后, 从硬件上所能降低的剂量已经十分有限, 而 CT 重建算法的优化利用原始的 CT 采集数据, 通过数学、物理学的反复大量运算, 可以大幅的降低图像上的噪音值, 提升信噪比, 进而降低了患者所受的辐射剂量, 同时改善了图像质量, 提升了图像的空间分辨率和密度分辨率。因此, 研究高效的 CT 重建算法, 充分的利用算法优势, 灵活的运用到临床中, 为患者带来福音, 意义重大。本章重点研究当前主要的 CT 重建算法理论及图像噪音模型。

3.1 CT 图像重建的基本原理 (Basic Theory of CT Image Reconstruction)

CT 图像的重建是图像处理的一种手段, 基于 CT 探测器接收到能够表征 X 射线强度的原始数据, 求解出图像矩阵中的各个像素值, 还原出人体解剖结构的过程。而图像求解的方法根据计算方式的不同, 可以分为解析法和代数法, 有代表性的重建算法分别是 FBP (Filtered back projection) 算法和迭代 (Iterative Reconstruction) 重建算法两种^[64-66]。由于 FBP 算法直接利用解析变换公式来求解 CT 值, 计算速度较快, 对计算机配置要求低。但是图像噪音较大, 所以在用于低剂量 CT 扫描时, 图像伪影较重, 而早期计算机的 CPU 运算能力有限, 使用 FBP 的方式可以满足 CT 快速成像的要求。近些年, 计算机水平发展迅速, 并且行业日益关注低剂量 CT 扫描, 迭代算法也不断优化, 为了满足商用需求, 各个 CT 制造商先后推出了不同程度和深度的迭代重建算法来优化图像质量和降低辐射剂量。但是目前在临床使用过程中, 由于操作人员不了解不同迭代的原理, 使用起来没有达到真正降低患者辐射剂量的最终目的。

3.1.1 CT 的投影重建算法

Radon 变换及逆反变换是 CT 图像重建的数学理论基础^[67]。将 Radon 变换应用到 CT 图像重建上, 对于 X 射线投影空间, 对于 RS 的空间, 可以用图 3-1 表示。S 代表了球管所在的角度, I_0 表示 X 射线入射人体之前的强度, I 表示穿

过人体之后 X 射线的强度。

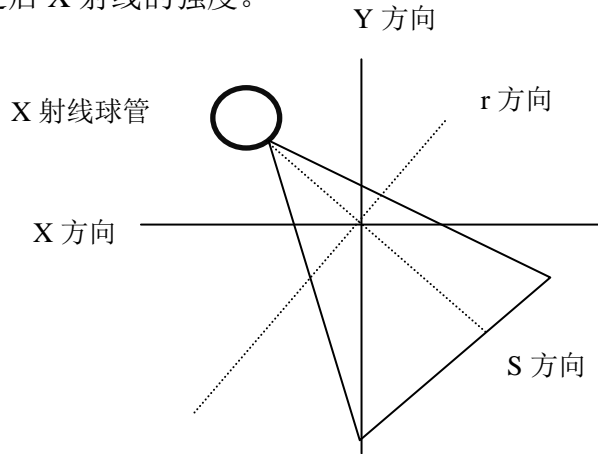


图 3-1 CT 投影示意图

Figure 3-1 CT projection schematic diagram

X 射线球管的角度, 及探测器不同通道测得的 View 数据是可以得到的数据。
n 代表了探测器的通道数量, θ 为球管的角度信息。在设备中都是已知量。

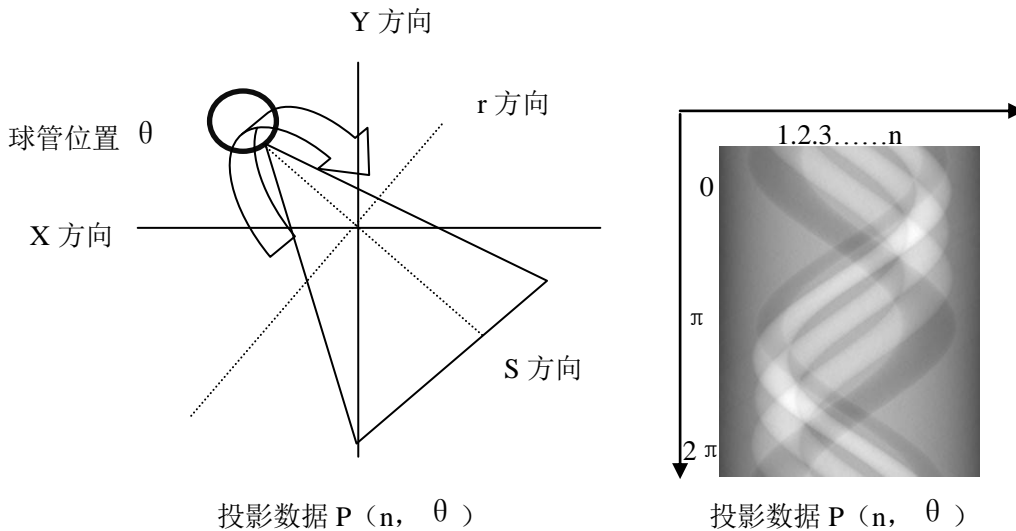


图 3-2 CT 投影中的 Radon 空间

Figure 3-2 Radon space in CT projection

在滤波反投影算法中, 仅考虑图像像素中心部分, 因此重建速度快, 需求的硬件资源较低^[30]。为了更好的细节恢复, 采用滤波后的投影数据进行反投影。边缘增强的一个滤波核函数, 对于一个投影P, 则滤波后的投影为Q。Q通过投影P与滤波核进行卷积得到。重建图像的二维傅里叶变换可由 $f(x, y)$ 在不同视角 ϕ 下的投影^[68]:

$$F(\omega_1, \omega_2) = \hat{F}(\rho, \phi)|_{\phi \text{ 固定}} = F_1[p_\phi(x_r)] = P(\rho, \phi) \quad (3-1)$$

为了消除反投影的星形伪影, 在各个角度的反投影上使用了滤波函数, 最终

卷积反投影算法是以中心切片定理为基础产生的。由中心切片定理知，重建图像的二维傅里叶变换可由 $f(x, y)$ 在不同视角 ϕ 下的投影的

$$F(\omega_1, \omega_2) = \hat{F}(\rho, \phi)|_{\phi \text{ 固定}} = F_1[p_\phi(x_r)] = P(\rho, \phi) \quad (3-2)$$

FBP 重建算法坐标示意图如图 3-3 所示。

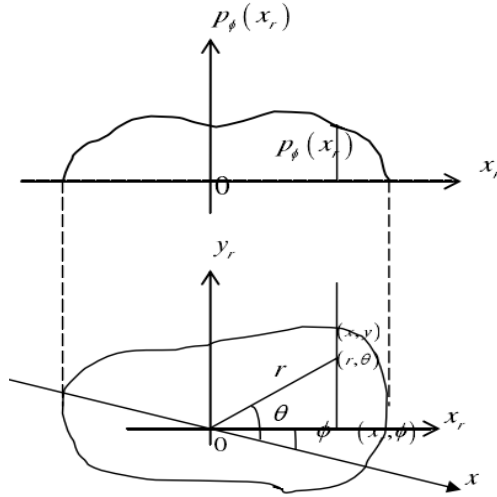


图 3-3 位移转换原理图

Figure 3-3 Displacement transformation principle diagram

需要重建图像为：

$$\hat{f}(r, \theta) = f(x, y) = F_2^{-1}[F(\omega_1, \omega_2)] = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega_1, \omega_2) e^{i2\pi(\omega_1 x + \omega_2 y)} d\omega_1 d\omega_2 \quad (3-3)$$

ρ 和 ϕ 如图所示， $\omega_1 = 2\pi\rho \cos \phi$ ， $\omega_2 = 2\pi\rho \sin \phi$ ， $x_r = r \cos(\theta - \phi)$ ， 可以得到

$$\omega_1 x + \omega_2 y = 2\pi\rho r \cos(\theta - \phi) \quad (3-4)$$

通过上式变换可得到

$$\begin{aligned} \hat{f}(r, \theta) &= f(x, y) = F_2^{-1}[F(\omega_1, \omega_2)] \\ &= \int_0^\pi d\phi \int_{-\infty}^{\infty} |\rho| P(\rho, \phi) e^{i2\pi\rho r \cos(\theta - \phi)} d\rho \\ &= \int_0^\pi d\phi \int_{-\infty}^{\infty} |\rho| P(\rho, \phi) e^{i2\pi\rho x_r} d\rho \\ &= \int_0^\pi p(x_r, \phi) * h(x_r) d\phi \end{aligned} \quad (3-5)$$

$$= \int_0^\pi g[r \cos(\theta = \phi), \phi] d\phi$$

式中, $h(x_r) = F_1^{-1}(|\rho|)$, $p(x_r, \phi) = F_1^{-1}(P(\rho, \phi))$, $g[r \cos(\theta - \phi), \phi] = h(x_r) * p(x_r, \phi)$

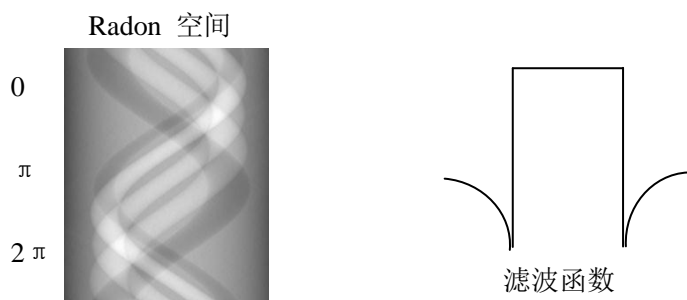


图 3-4 投影数据与滤波函数的卷积模型

Figure 3-4 Convolution model of projection data and filter function

从 Radon 空间的原始投影 View (探测器通道收集数据与球管角度的二维函数) 数据, 利用投影数据和滤波函数 Filter 的卷积。利用滤波函数对所有的投影数据(Views)进行滤波^[69-71]。

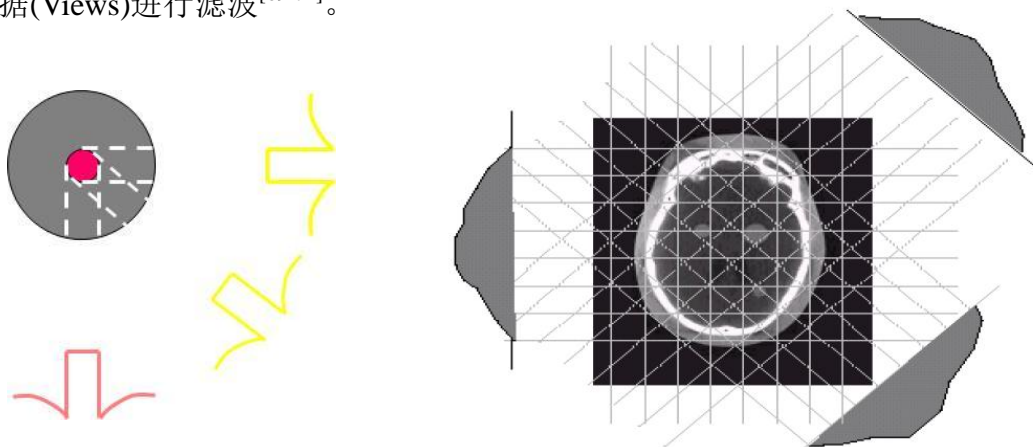


图 3-5 滤波反投影重建示意图

Figure 3-5 Filtered back projection reconstruction diagram

CT 图像重建的过程可以看成是由一系列坐标变换得到的。由上列推导知, FBP 算法是在一定视角下投影, 然后进行滤波投影, 再做反投影, 把这些反投影值累加就可以得到重建图像。

这些 X 线衰减数据即组成数字矩阵, 为了使图像直观化, 此数字矩阵经数字-模拟转换后, 以由黑至白的不同灰阶表示层面内不同位置组织所造成的 X 线衰减强度, 即将每一像素的 X 线衰减系数转换为相应的灰度值, 可通过图像显示器输出就得到所成像层面的图像, 这样此层面内的诸解剖结构就可清晰地显示出来。

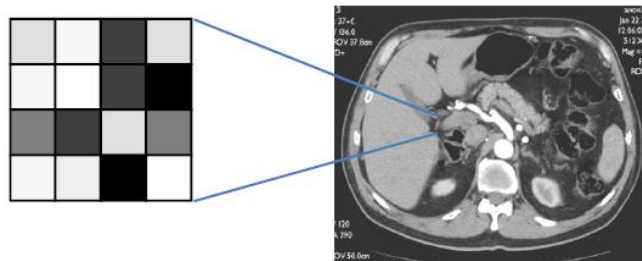


图 3-6 CT 灰白色彩重建示意图
Figure 3-6 CT gray/color reconstruction

3.1.2 图像重建中的噪音干扰

由于投影重建时，是将 X 射线的发射源假定为一个无限小的焦点，并且不考虑 X 射线实际发射到探测器的几何学路径进行的理想状态下的重建^[72]。并且 X 射线接收单元和 X 射线的光子都仅考虑了单一的理想点源，通过人体的像素也只是考虑了正方形的固定尺寸。忽视了 X 射线真正的几何路径和光学模型。如图 3-7 所示。

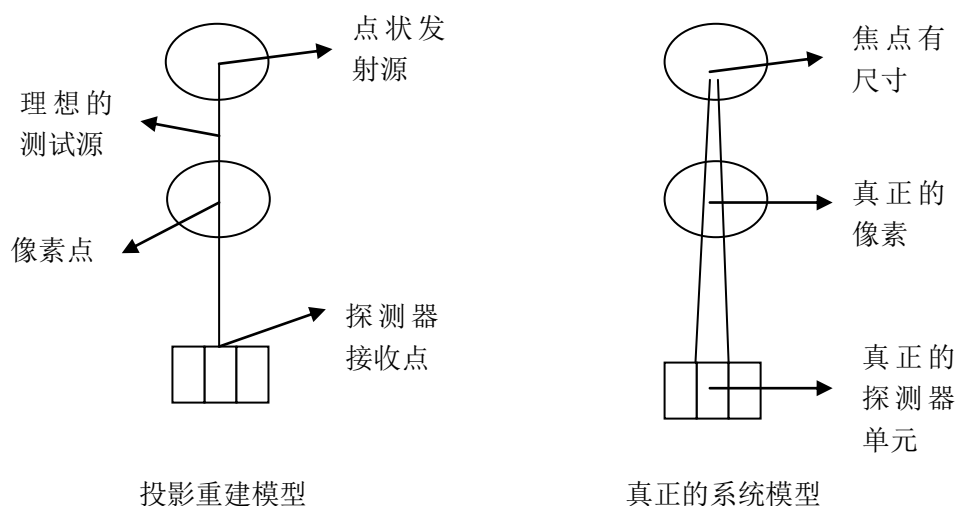


图 3-7 CT 重建的光学路径
Figure 3-7 Optical path in CT reconstruction

因此，考虑到球管焦点的实际尺寸，探测器单元的尺寸，X 射线穿过人体的衰减路径，投影重建引入了图像上的噪音，特别是在低剂量成像时，噪声水平更加明显，由于剂量降低后，X 射线能量减弱，穿透人体的射线光子变少，探测器可接收的原始信号非常有限，导致图像信噪比降低。而且该重建算法需要完整的投影数据，来实现后期的方程求解，因此无法准确还原人体的解剖结构，特别是内部细节及边缘处噪音明显。图像噪音的增加直接导致了图像质量的下降，如骨骼的伪影、条纹状的伪影、蜂窝状伪影等。这样在正常的图像上医生很难识别的病变的形态、体积和结构，同时也容易带来错误诊断，影响患者的下一步治疗。因此，在正常剂量下提升图像质量，在低剂量下保持图像质量的根本目标是尽量将图像噪音控制在允许的水平以内。

3.2 迭代重建算法对图像噪音的改善 (Noise reduction of the iterative reconstruction algorithm)

早在 CT 设备被发明之初, 迭代算法就被应用于 CT 的图像重建上面。数学上也将迭代算法称为逐次近似重建。其重建过程是, 先假设出一个虚拟的图像, 建立迭代模型 (包含噪音模型), 使用实际测量值对假设的图像进行不断的反复修正, 对每个像素值噪音水平进行控制, 直到达到期待的水准^[73]。

完整的 CT 迭代被称为 Full Iterative Reconstruction 包括后投影和前投影两部分, 而这两部分之间的衔接也需要使用迭代的方式来完成。X 射线的投影数据是最原始的图像信息数据, 迭代重建的目的也是重建出最真实的图像信息。由于迭代重建算法所需的投影数少、具有可在数据不完全和低信噪比(低剂量)条件下成像等优点, 其原理是每次计算的最开始都是先进行图像假设, 也就是针对每幅图像设置初始值, 然后计算通过物体的射线的可能的投影值, 同时计算得到的结果和真实的投影结果进行分析, 得到对应的修正结果, 利用该结果对像素值进行修正, 然后反复进行该过程, 一直到所有图像的重建都完成为止。迭代图像重建技术的最大优势, 在于它能够在投影数据信噪比很低的情况下, 甚至原始数据不完全的条件下, 依然能够获得较高质量的重建图像。然而迭代算法是逼近原始图像, 因此在实现时, 运行时间相对较长且数据存储量大。因为迭代重建可以大幅度降低患者扫描的剂量并改善图像质量^[74-77]。它是在校正像素单元的图像值之前, 计算出每个像素单元上所有投影估计值与实际值的差别, 并求出来, 再利用平均值对图像进行修正。

目前迭代算法是可降低剂量效果并保证图像质量最明显的手段, 在大幅降低患者辐射剂量的同时, 改善了 CT 的空间分辨率和密度分辨率, 是当前行业研究的重点方向。目前, 迭代图像重建算法有两类, 即代数迭代重建算法与统计迭代重建算法。

3.2.1 代数迭代重建算法

代数迭代重建算法的主要思路是让当前所有估算的图像在每一次更新中满足一个方程, 在迭代修正过程中, 每次只考虑一个投影单元的投影值。原理如图 3-8 所示。

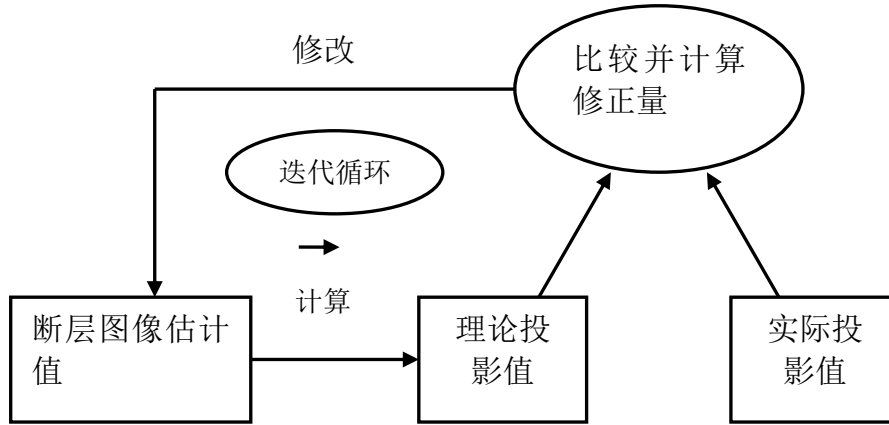


图 3-8 迭代算法计算过程示意图

Figure 3-8 The iterative algorithm calculates the schematic diagram

最常用的 ART 算法是基于交替投影法进行迭代修正的，它的图像更新式为：

$$f_j^{k+1} = f_j^k - \omega H_{ij} \frac{\sum_{j=1}^M H_{ij} f_j^k - g_i}{\sum_{j=1}^M H_{ij}^2} \quad (3-6)$$

ω 为松弛参数。由于 ART 算法对图像值进行修正时只依赖一条投影带上数据，因此人们又提出了同时代数重建算法（SART 算法）^[78]，它是在校正像素单元的图像值之前，计算出像素单元上所有投影估计值与实际值的差别，并求出来，再利用平均值对图像进行修正。SART 算法的迭代公式如下：

$$f_j^{k+1} = f_j^k - \omega \frac{\sum_{i=1}^N \frac{H_{ij}}{\sum_{j=1}^M H_{ij}} \left[\sum_{j=1}^M H_{ij} f_j^k - g_i \right]}{\sum_{i=1}^N H_{ij}} \quad (3-7)$$

这样，通过各条投影带上的平均值，可以减小误差，避免对重建结果带来过大影响，同时它又抑制图像重建过程中的噪声。

3.2.2 基于统计学的迭代重建算法

基于统计学迭代算法以 X 射线光子统计为基础，第一步对 X 线光子的分布采取初始估算，根据分析结果，逐个对投影方向上探测器的正投影进行估算，随即将其与实际的投影结果进行互相比对分析，并将此用于更新最初的估数，然后将整个过程进行不断地重复估算、比较、更新，一直到即将得到的迭代结果无限接近。

3.3 基于迭代重建的临床应用 (Clinical Application of iterative reconstruction)

表 3-1 迭代重建算法的临床意义

Table 3-1 Clinical significance of iterative reconstruction algorithm

迭代重建的临床价值	
1	降低患者辐射剂量
2	改善图像质量
3	CT 的科研应用
4	扩展 CT 的应用范围

(1) 降低患者辐射剂量：由于迭代算法降低了图像的噪音，在患者辐射剂量降低后然后可以保证图像质量，这样可以低剂量 CT 扫描更加普及，如普通体检筛查，对于头胸腹等常见疾病提早诊断出来，可大幅度降低患者的辐射剂量，特别是对于剂量敏感人群，如婴幼儿，儿童以及免疫力低下的患者。降低了这部分人群因为 CT 辐射导致其他疾病的风险,当前已经使用现有的迭代算法做出了大量的临床研究，可以看到在低剂量的肺筛查^[79]，心血管的低剂量检查^[80]，血管造影 CTA^[81]，腹部盆腔扫描^[82]等。目前低剂量的肺部筛查已经被公认为肺癌早期预防的有效手段。

(2) 改善图像质量，降低图像噪音。以往因为 X 线束硬化及运动伪影导致的图像噪音大可以用迭代的方式来提高图像的空间分辨率和密度分辨率。进而改善图像质量^[83]，最终达到微小病变的检出率。为临床提供一手的诊断依据。采用迭代重建后，临床上对于病灶的检出度，大幅提升，例如心血管分支、钙化、支架结构，多期增强扫描领域的应用上，可以在利用迭代重建算法后，得到更清晰的影像学图像^[40]。

(3) CT 的科研应用：由于图像分辨率的提升，CT 的诊断图像更加的清晰，以往由于分辨率弱，改善了不能对病变给予定论的缺点。例如心血管支架，斑块、狭窄可以更加清晰，以往由于病变处和正常组织边界处模糊不清，精准的诊断带来精准的后期科研应用。包括基于 CT 图像的血液动力学分析和支架计划，三维打印等。

(4) CT 的使用可以从诊断类向疾病的预防和治疗领域延伸。由于辐射剂量的降低，CT 辅助下的介入治疗可以很好的开展，CT 图像可以给医生进行实时的导航而避免医生遭受大剂量的辐射。

4 基于后投影域迭代的 CT 图像重建

4 CT Image IR based on the back projection

以往的基于最大似然的重建算法 (maximum likelihood estimation) 对噪音的抑制能力有限, 迭代深度增加后还会出现伪影, 特别是图像边缘和细节部分。本文提出的基于后投影域的 CT 图像重建, 在传统最大似然法的基础上, 引入了小波变换和各向异性扩散算法。即保证了图像锐利度不下降, 又兼顾了图像局部细节显示。迭代的过程中可以分别处理低频噪音和高频噪音。首先将图像进行小波变换的离散化, 通过高频域的小波收缩, 降低了图像的高频噪音。通过各向异性扩散消除高频噪音。

4.1 后投影域迭代的基本思路 (Basic principle of the back projection IR)

为了避免过多的消耗计算机硬件资源并且能够减少图像重建和计算的时间, 特别是在中低端的CT设备上, 对成本要求严格, 在配置上也是为了降低设备的成本, 一些厂家采用了简单快速的部分迭代方式, 主要过程是先准备好用于图像重建的全部数据, 即是图像重建的全部信息算法^[84], 这样将迭代运算过程只引入了后投影域, 在耗时间较长的前投影区域仍然使用滤波反投影的算法, 不做迭代处理。

后投影域迭代属于非完全迭代。为了避免复杂的校正模型及提升重建速度, 该迭代在CT原始数据领域仅重建一次, 主要迭代发生在后投影域数据领域。在这种情况下, 原始的生数据领域中的全部信息是包含有噪音的数据。该迭代重建的过程不断的做后投影域校正, 主要目的是清除图像领域的噪音并且保持住图像的锐利程度, 因为避免了耗时的投影校正的过程, 大幅提升的图像的重建速度。图像的噪音水平与标准的既定的卷积内核进行比较, 最终降低了图像的噪音和伪影。大约可达到40%的改善。通过一定的比例与FBP算法混合重建, 速度快、降噪少, 需操作者选择迭代的比例, 来消除由统计波动造成的图像噪声。

小波变换 (wavelet transform, WT) 继承和发展了短时傅立叶变换局部化的思想, 同时又克服了窗口大小不随频率变化等缺点, 能够提供一个随频率改变的“时间-频率”窗口, 是进行信号时频分析和处理的理想工具。小波变换是空间 (时间) 和频率的局部变换, 因而能有效地从信号中提取信息。

基于各向异性的算法运用梯度检查图像的细节内容以及边缘锐利程度, 进而构造出基于各向异性的离散系数, 再利用扩散系数进行噪音的降低。

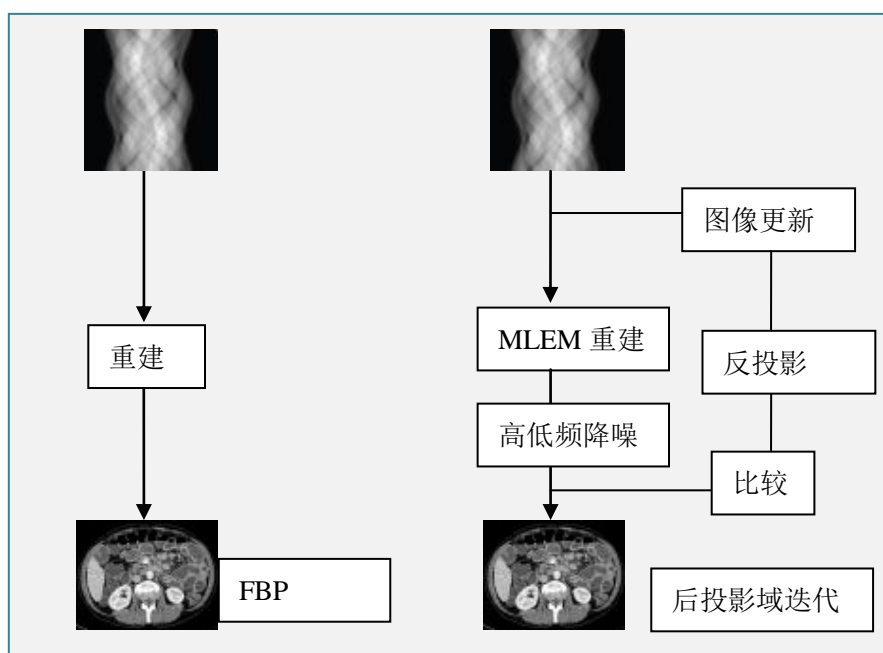


图 4-1 FBP 与后投影域迭代的原理图

Figure 4-1 FBP and back-projection IR schematic diagram

4.2 后投影域迭代的具体过程 (Detailed procedure of the back projection IR)

4.2.1 后投影域噪音的降低

图像域的迭代算法主要是基于图像空间的噪声降低, 而且投影空间依然使用 FBP 的重建算法, 其原理框图如图4-2:

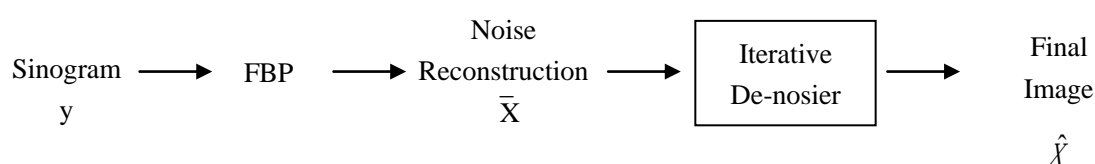


图 4-2 后投影域迭代的原理图

Figure 4-2 Back-projection IR schematic diagram

目前该类迭代算法中, 最大似然期望最大化算法为典型应用算法 MLEM (Maximum likelihood expectation Maximization), 为了更好的抑制图像噪音, 可将图像噪音分为高频区和低频区, 对于高频区域, 根据图像的各向异性扩散的原理对不同内容的图像进行降噪, 可以保证图像的平滑程度及细节信息。

降噪方式: 根据偏微分方程的各向异性扩散的原理, 为了避免阶梯效应, 使得图像处理的平滑, 引入了 4 阶偏微分方程, 具体表达式如下:

$$\frac{\partial f}{\partial t} = -\nabla^2 \left(c \left(\left\| \nabla f \right\| \right)^2 u_{\eta\eta} + c \left(\left\| \nabla f \right\| \right) f_{\xi\xi} \right) \quad (4-1)$$

将上表达式进行离散化处理:

$$f_{i,j}^{n+1} = f_{i,j}^n - dt \times \left[D_{xx} \left(c \left(\Lambda_{i,j}^n \right)^2 D_{\eta\eta} C A_{x,y}^n + c \left(\Lambda_{i,j}^n \right) D_{\xi\xi} C A_{x,y}^n \right) + D_{yy} \left(c \left(\Lambda_{i,j}^n \right)^2 D_{\eta\eta} C A_{x,y}^n + c \left(\Lambda_{i,j}^n \right) D_{\eta\eta} C A_{x,y}^n \right) \right] \quad (4-2)$$

$$f_{\eta\eta} = \frac{f_{xx} f_x^2 + 2 f_x f_y f_{xy} + f_{yy} f_y^2}{f_x^2 + f_y^2}$$

其中

$$f_{\xi\xi} = \frac{f_{xx} f_y^2 + 2 f_x f_y f_{xy} + f_{yy} f_x^2}{f_x^2 + f_y^2} \quad (4-3)$$

图像梯度方向的导数

$$f_{\xi\xi} = \frac{f_{xx} f_y^2 + 2 f_x f_y f_{xy} + f_{yy} f_x^2}{f_x^2 + f_y^2}$$

图像切线方向的导数

$$f_{\xi\xi} = \frac{f_{xx} f_y^2 + 2 f_x f_y f_{xy} + f_{yy} f_x^2}{f_x^2 + f_y^2} \quad (4-4)$$

$$c \left(\left\| \nabla f \right\| \right) \text{为图像扩散的系数} = \frac{K^2}{K^2 + \left(\left\| \nabla f \right\| \right)^2} \quad (4-5)$$

对于图像低频区域,使用小波收缩法进行噪音的低减,假设我们的 $F(i)$ 为目标信号, $W(i)$ 为原始采集信号, $n(k)$ 噪音信号。那么

$$F(i) = W(i) + n(i) \quad i=0,1,2,\dots,N-1$$

离散后的 $F(i)$ 的小波变换为 $T_f(j,i) = T_f(j,i) + T_n(j,i)$

其中 $T_f(j,i)$, $T_f(j,i)$, $T_n(j,i)$ 分别代表了噪音信号、原始采集信号以及噪音在 j 层上的系数。可对系数设定阈值来完善噪音降低的效果。

4.2.2 改进增强的后投影域的迭代算法

通过分离高频噪音和低频噪音,使用小波收缩法去除高频部分,使用偏微分法去除低频部分,这样可以保证图像中细节部分及边缘部分处理得平滑,不锐利。

(1) 首先使用 MLEM 的重建算法进行第一次的图像计算

$$f_j^k = \frac{f_j^{k-1}}{\sum_{i=1}^M a_{i,j}} \sum_{i=1}^M \frac{[a_{i,j} g_i]}{\sum_{i=1}^N a_{i,j} f_j^{k-1}} \quad (4-6)$$

(2) 表达式的中 g 作为 CT 探测器接收到的投影数据,而迭代重建后的图像数据进行小波收缩变换,以下表达式为阈值 T 的收缩函数。

$$\delta(\omega) = \begin{cases} \text{Sgn}(\omega) (|\omega| - T) & |\omega| \geq T \\ 0, & |\omega| < T \end{cases} \quad (4-7)$$

(3) 低频部分的噪音做异向扩散处理,表达式如下:

$$CA_{x,y}^{t+1} = CA_{x,y}^t - dt \times \left[D_{xx} \left(c(\Lambda_{i,j}^n)^2 D\eta\eta CA_{x,y}^n + c(\Lambda_{i,j}^n) D_{\xi\xi} CA_{x,y}^n \right) + D_{yy} \left(c(\Lambda_{i,j}^n)^2 D\eta\eta CA_{x,y}^n \right) + c(\Lambda_{i,j}^n)^2 D\eta\eta CA_{x,y}^n \right] \quad (4-8)$$

(4)对于部分降噪后的数据进行取中值的滤波处理。通常窗口取的比较小。

$$f_{i,j}^{n+1} = Media(f_{i,j}^{n+1}, w) \quad (4-9)$$

对于上述4个步骤计算过程进行重复，最终获得图像质量最好的数据。这样既降低了图像噪音，又兼顾了图像的细节显示和边缘的锐化。具体的迭代次数可根据临床扫描方案和患者情况而定。

4.3 后投影域迭代的临床测试 (Clinical test for back projection IR)

4.3.1 后投影域迭代的临床图像验证

神经系统影像的应用：图 4-3 是使用相同的扫描剂量的情况下，神经系统图像的对比，可以看出左图 FBP 算法图像的噪音相对较大，颗粒感强。而右图像使用了图像领域的迭代，大幅改善了图像的噪音水平，提升了图像的平滑程度。

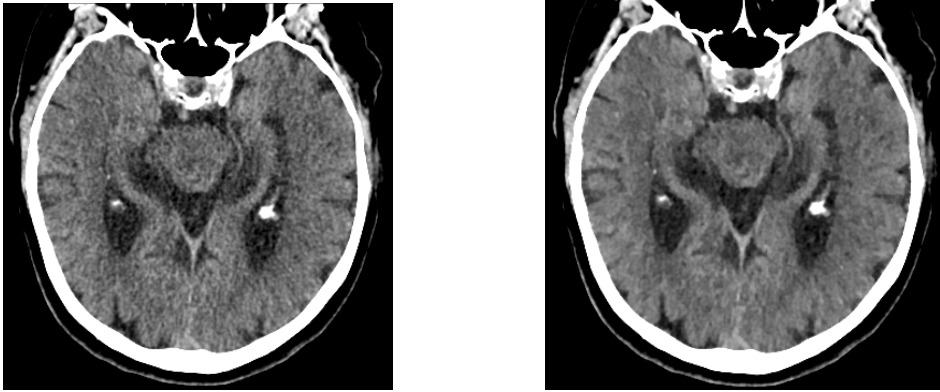


图 4-3 头部 FBP 算法与图像领域迭代算法对比图

Figure 4-3 Comparison of brain FBP Algorithm and back projection iterative reconstruction algorithm

CT 血管造影上的应用：冠状动脉内的钙化由于密度值高，加上与造影剂的重叠，导致血管内腔显示不清晰，很难确认钙化的具体面积和于血管壁的结构关系，给临床诊断带来很大挑战。图 4-4 是右冠血管的曲面重建视图，在使用相同剂量的情况下，使用迭代的重建算法血管内腔显示的更加清晰。而 FBP 的算法图像模糊，边界不倾斜。

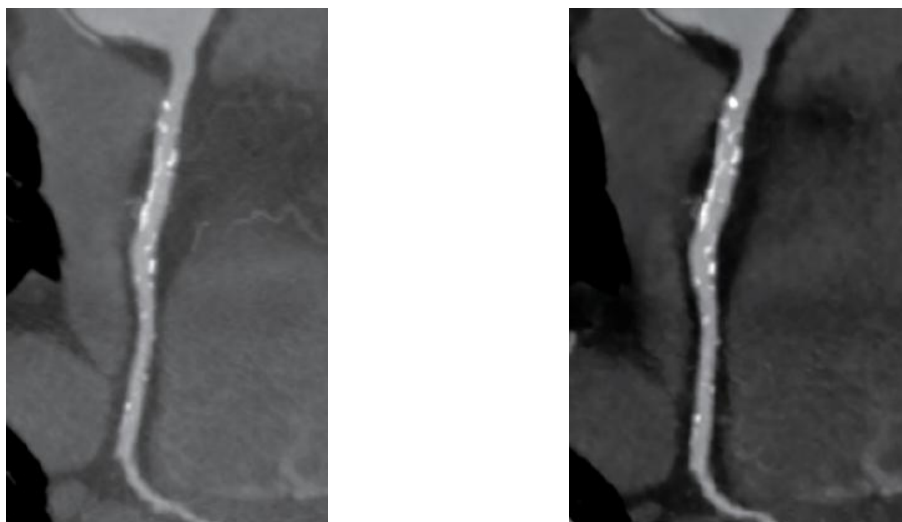


图 4-4 血管重建 FBP 算法与图像领域迭代算法对比图

Figure 4-4 Comparison of vessel FBP Algorithm and back projection iterative reconstruction algorithm

腹部扫描的应用：图4-5对比是在腹部降低了40%的剂量，确认使用图像领域迭代的对比情况，左图使用FBP传统算法，右图是降低了剂量后使用迭代重建算法，可以看出，软组织结构清晰，图像噪音与降低剂量前的FBP算法重建出的图像相当，噪音纹理基本无明显差异。

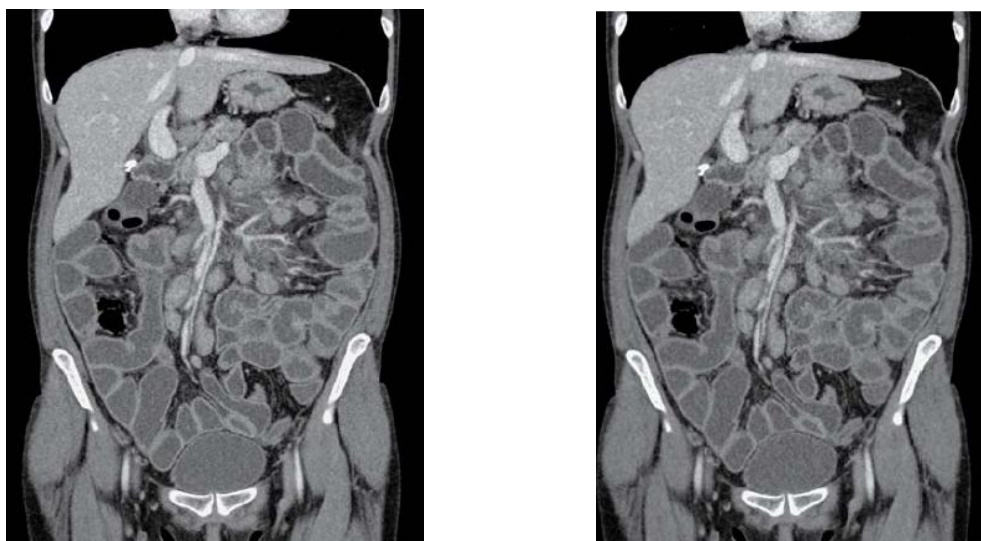


图4-5 腹部重建FBP算法与图像领域迭代算法对比图

Figure 4-5 Comparison of abdomen FBP Algorithm and back projection iterative reconstruction algorithm

下腹部增强扫描对比：由于下腹部组织器官多，通常需要较大的剂量。图4-6左图为常规剂量的60%剂量FBP算法获得的图像，右图是60%剂量使用图像领域迭代获得的图像，图像上的原始噪音得到了大幅度的降低，空间分辨率也获得了提升，器官结构及微小部位间隙可看得更加清晰。

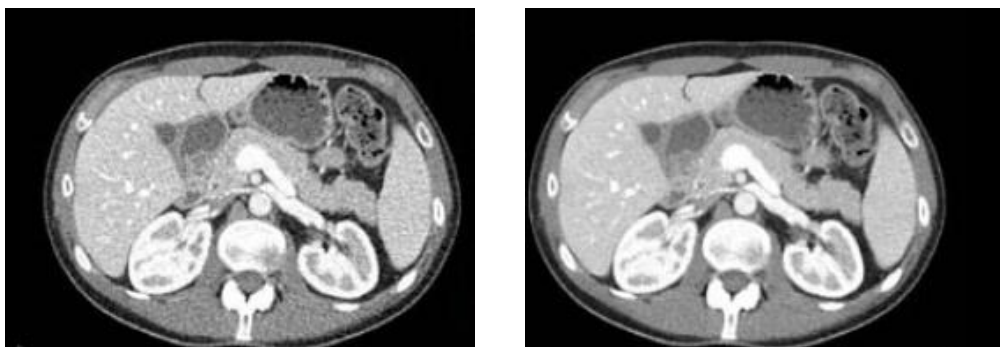


图4-6 腹部重建FBP算法与图像领域迭代算法对比图

Figure 4-6 Comparison of abdomen FBP Algorithm and back projection iterative reconstruction algorithm (Axial)

通过以上临床病例的比对可以看出,使用图像领域的迭代算法可以在头、胸、腹部及心血管 CTA、儿科等的扫描降低患者高达 40%剂量的同时^[44],改善图像质量,为诊断带来更为准确,低噪音的图像。

4.3.2 后投影域迭代的临床价值

后投影域的迭代目前应用比较广泛,因为重建速度快,对系统资源占用的少。因为使用了传统 FBP 的中转方式,但是迭代降低剂量的程度有限。

表 4-1 后投影域迭代的剂量降低水平

Table 4-1 Dose reduction level of Back-projection iteration

扫描的人体部位	剂量降低水平,以百分比表示	主要的扫描参数 加入图像领域迭代算法			主要扫描参数扫描参数 使用 FBP 算法		
		管电流 毫安秒	管电压 千伏特	CTDI mGy	管电流 毫安秒	管电压 千伏特	CTDI mGy
腹部	30%	140	120	10.1	200	120	14.1
胸部	40%	60	120	4.2	105	120	7.5
头部	30%	270	120	41.1	385	120	59.5
鼻窦	40%	70	120	10.5	120	120	17.5
椎间盘	30%	225	120	15.4	325	120	22.1
血管造影	37%	70	120	5.0	115	120	8.0

表 4-1 的数据是使用相同机型,使用迭代重建算法和 FBP 算法的对比,可以看出图像领域的迭代降低剂量的百分比,均在 50% 以下,但是与 FBP 算法相比,效果十分明显。在临床使用过程中,可以参考各个扫描部位的迭代算法,来进行剂量的降低,如果使用降低幅度较大,则不能保证图像的诊断质量,会增加图像的噪音。另外,对于使用相同剂量的情况下,使用迭代算法可以提高图像的分辨率,提升信噪比,降低图像上的噪音,进而提升的临床诊断的准确性,这也很有临床价值^[85-87],对于微小组织结构及病变有很高的检出率。以往由于图像上噪音过大,会影响诊断,如冠状动脉血管内的狭窄、钙化及支架结构,会导致图像的模糊,下面本文会根据实际的临床验证结果进行图像领域迭代的效果研究,对于实际的扫描条件,患者状况都有差异的情况下,测量的结果会有差异。

5 基于混合迭代的增强型 CT 图像重建

5 Enhanced CT image reconstruction based on Mixed IR

与单一的后投影域迭代算法不同，该算法将迭代从后投影空间延伸到了前投影空间，因此迭代的复杂成都有所增加，对噪声的降低水平大幅提升。

5.1 混合迭代重建的基本思路(Basal principle based on Mixed IR)

混合迭代的算法首先进行一个初始化使用权重的 FBP 算法，然后使用两个不同的修正环路，首先是原始数据空间的递归迭代，消除生数据领域的噪音，多增加了验证原始数据的步骤，检测的偏差用于加权的 FBP，产生一个更新后的图像。这个环的迭代次数取决于扫描的类型。第二个环用于校准图像空间，这个校准是基于一个统计学的优化过程，也利用了原始数据中噪音的传播路径，校准后的图像与原始图像进行不断的比对，反复的处理工程同时也依赖于扫描的具体类型，结束的节点由用户对图像质量的清晰度来确定。与图像域的迭代相比，由于将迭代引入了原始数据领域，降低剂量的比例可以大幅增加^[88]，相同剂量下，可以获得更加高清的图像质量，但是需要的计算机资源也更高。在提升计算机硬件配置的情况下，混合迭代重建的速度可以达到 20 幅每秒。

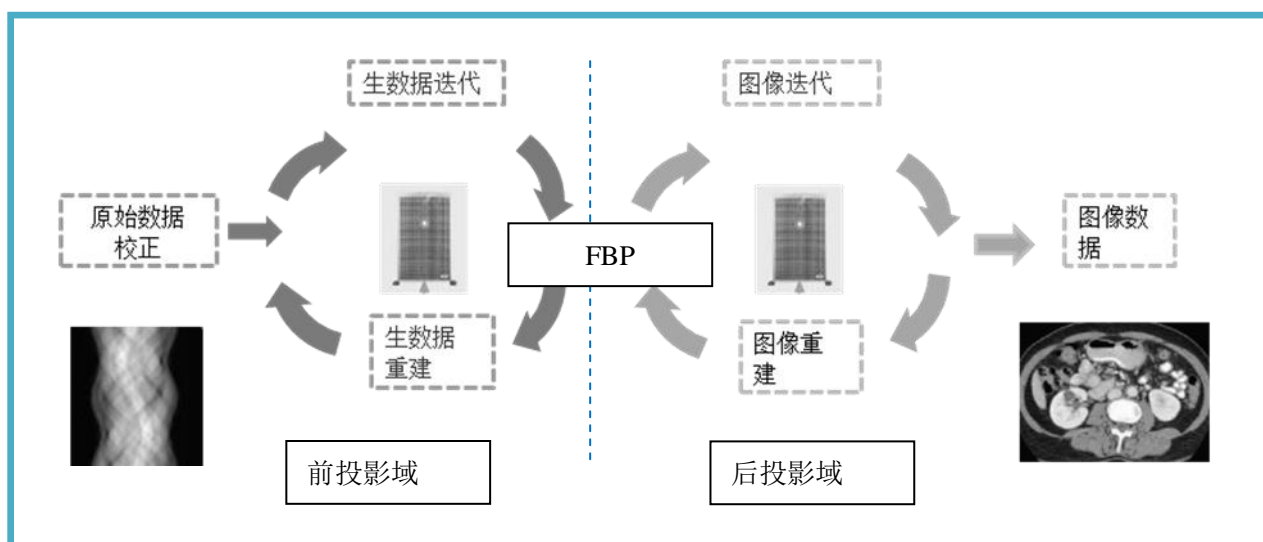


图 5-1 混合迭代原理示意图

Figure 5-1 Schematic diagram of the Mixed IR

5.2 混合迭代重建的具体过程 (Detailed procedure of the Mixed IR)

5.2.1 前后投影域噪音的降低

混合迭代算法主要是基于前后投影域的噪声降低，其原理框如图5-2所示：

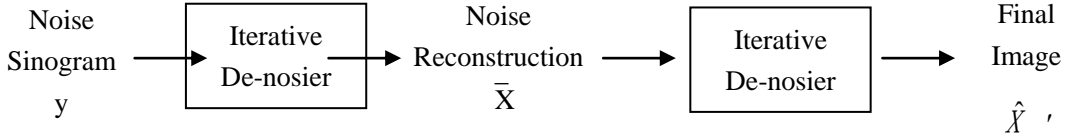


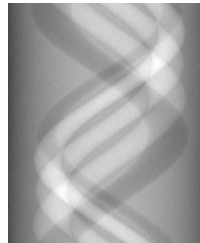
图 5-2 混合迭代公式示意图

Figure 5-2 Schematic diagram of the Mixed IR

研究发现，CT 探测器接收到的投影数据经近似符合高斯分布，经过对数变换后的投影数据的均值和方差符合以下表达式：


$$\sigma_i^2 = f_i * \exp \frac{q_i}{\eta} \quad (5-1)$$

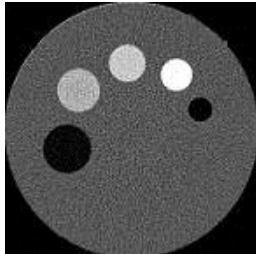
其中 q_i 代表第 i 个探测器单元接收到的数据均值， σ_i^2 表示了数据的方差。传统的算法利用加权的最小二乘法 WLS (weighted least squares) 来降低前后投影空间的图像噪声。



$$\Phi(q) = (\hat{y} - q)' \Sigma^{-1} (\hat{y} - q)$$

前投影域迭代





$$\Phi(u) = (\hat{y} - Pu)' \Sigma^{-1} (\hat{y} - Pu)$$

后投影域迭代

其中 $q = P\mu$ 是完整投影数据集的向量，由初始化图像估计得来， μ 是最终需要计算出来的衰减系数。 P 表示投影矩阵， y 是探测器测量数据的对数化结果。

惩罚加权最小二乘算法 PWLS (Penalized Weighted Least Square) 被引入 CT 图像迭代算法中是因为，略平滑的惩罚因子可以改善传统最小二乘法的棋盘效应，保证收敛性能。目标表达式如下：

$$\phi(P) = (\hat{S} - P)' \sum^{-1} (\hat{S} - P) + \beta R(p) \quad (5-2)$$

P 代表被估计的投影数据的理想值， \sum^{-1} 表示以噪音方差矩阵， \hat{S} 代表实际测量的投影数据，最后项 $R(p)$ 是标识的惩罚因子，用来控制收敛性能， β 作为一个系数可以调整计算程度。

j 是图像上每个像素点的导引值, N_j 表示图像中心的像素值, P_n 为相邻像素点的值, W_{jm} 是权值。因此最终的迭代公式为:

$$p_j^{(k+1)} = \frac{P_j + \beta \sigma_j^2 \left(\sum_{m \in N_j^2} W_{jm} p_n^{k+1} + \sum_{m \in N_j^2} W_{jm} p_n^k \right)}{1 + \beta \sigma_j^2 \sum_{m \in N_j^2} W_{jm}} \quad (5-3)$$

上述表达式中 k 代表了该公式的迭代周期, N 和 P 分别代表了以目标像素为中心的前后左右的相邻区域。基于被预处理以后的投影数据与被估计的投影数据的关系如下:

$$R(p) = \frac{1}{2} \sum_j \sum_{m \in N_j} W_{jm} (P_j - P_n)^2 \quad (5-4)$$

$$p = \arg \min_{P \geq 0} \phi(p) \quad (5-5)$$

5.2.2 前后投影域的迭代

基于前面的公式分析, 可得具体的实现步骤如下: 对于每次迭代都对噪音模型进行不断的更新, 直到符合收敛要求。

$\hat{x} = FBP\{\hat{y}\}$ //开始计算原始投影数据

$q = P\hat{x}$

$\sum = diag\{\sigma_i(q_i)\} = diag\{f_i \exp(q_i / \eta)\}$

$\hat{r} = \hat{y} - q$

$S_j = P_j' \sum^{-1} P_j, \forall j$

$\alpha_j = S_j + \beta \sum_{m \in N_j} W_{jm}$

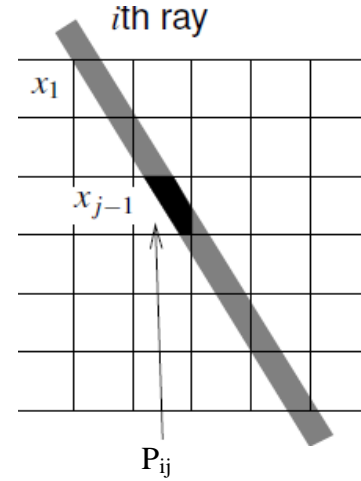
//处理单个的像素迭代

$\hat{u}_j^k := \hat{u}_j$ //begin

$\hat{u}_j^{k+1} := \frac{p_j' \sum^{-1} \hat{r} + S_j \hat{u}_j^k + \beta \sum_{m \in N_j} W_{jm} \hat{u}_m}{\alpha_j}$

$\hat{u}_j := \max\{0, (1 - w) \hat{u}_j^k + w \hat{u}_j^{k+1}\}$

$\hat{r} := \hat{r} + p_j (\hat{u}_j^k - \hat{u}_j)$



$$\hat{\sigma}_i^2 := f_i \exp\left(\sum_j p_{ij} u_j / \eta\right) // \text{end}$$

其中上面的 k 值表示了需要进行迭代循环的次数, P_{ij} 为投影数据中单元数据, 其大小等于入射线 i 和投影像素单元的 j 的重合长度。迭代过程中, 预先计算好的权系数是固定值, 迭代循环的结束取决于收敛要求。

5.3 混合迭代的临床测试 (Clinical test for mixed IR)

5.3.1 混合迭代的临床图像验证

混合迭代在临床应用上分为不同强度和等级, 迭代次数、时间以及消耗的系统资源也不相同。

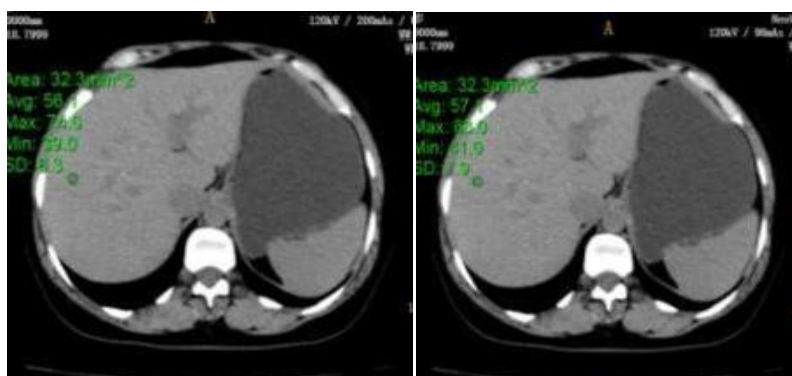


图 5-3 腹部 FBP 算法与混合迭代算法的比较

Figure 5-3 Comparison of abdomen FBP Algorithm and mix iterative reconstruction algorithm

图 5-3 左部分的图像是使用 120kV/200mA FBP 算法得到的, 可以看到测量的图像噪音值在 8 左右, 而右面的图像是在 120kV/90mA 利用混合迭代的重建算法得到图像, 图像上的噪音测量值为 7 左右, 可以说明在降低患者剂量的 60% 的情况下, 保持住了图像迭代质量。满足临床诊断的需求。

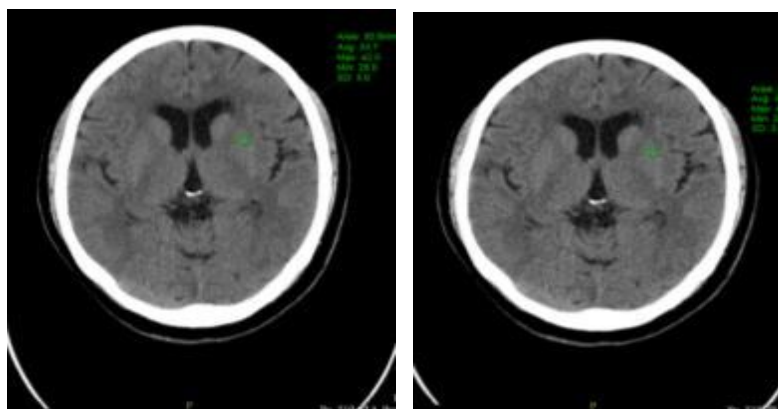


图 5-4 头部 FBP 算法与混合迭代算法的比较

Figure 5-4 Comparison of brain FBP Algorithm and mix iterative reconstruction algorithm

图 5-4 左面使用 120kV/250mA 扫描，使用 FBP 算法得到的头部图像，右图是使用 120kV/150mA 下获得的临床图像，在剂量降低 100mA 的情况下，图像质量相差不大，图像的噪音值都在 10 左右。说明使用混合迭代算法可以很好的降低患者剂量。

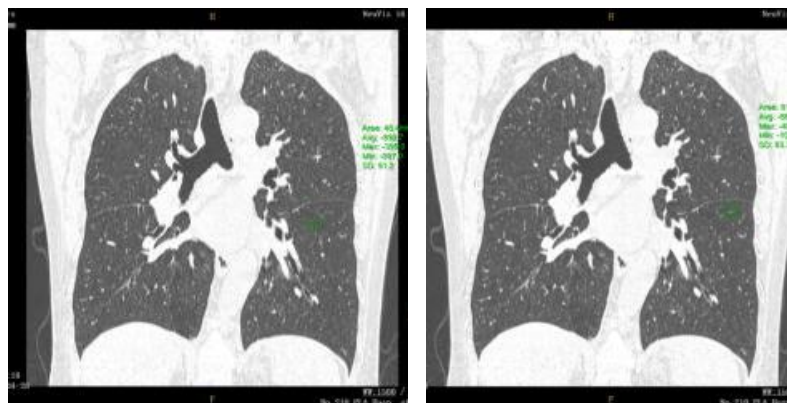


图 5-5 胸部 FBP 算法与混合迭代算法的比较

Figure 5-5 Comparison of chest FBP Algorithm and mix iterative reconstruction algorithm

图 5-5 左面是 120kV/150mA FBP 的扫描结果，右图是 120kV/37mA 使用混合迭代的重建结果，mA 降低了五分之一，而图像质量没有下降，图像噪音保持在 10 左右。

混合迭代算法在原始数据空间的反复迭代中，采用了基于噪声模式的动态原始数据，使分辨率不变、噪声降低；图像空间的反复迭代去除噪声是基于：原始数据中有较少噪声被扩散到图像空间。目前基于混合迭代的 CT 已经在市场上十分普及。基于医生的临床测量结果，可以看出混合迭代方式在临床上是可以实现高达 70% 的剂量降低的，并且由于扫描速度的提升，结合迭代算法，也降低了造影剂的浓度和用量，对于不可避免有创的 CT 造影检查^[49-50]，降低了患者身体的负担。同时在不降低剂量的情况下可以改善图像质量。而且对于图像的空间分辨率和信噪比的改善也非常明显，这对于儿科影像及多期相临床扫描有重大意义。通常在实际应用过程中，有迭代强度或等级的区分，临床技师需要根据扫描的类型和患者 BMI、年龄的实际情况来使用。尽量在维持图像质量的前提下，最大程度的降低患者的辐射剂量。

5.3.2 混合迭代的临床价值

因为将统计学的迭代方式引入了原始数据领域，该种迭代方式可以大幅度的降低图像噪音。改善图像质量。通过使用下表为混合迭代对空间分辨率的改善情况。对于实际应用的效果，可以通过临床测试国际通用的检测模体和各人体部位的噪声来进行确认。

表 5-1 混合迭代空间分辨率的改善

Table 5-1 Spatial resolution improvement by mix iteration

参数	常规剂量		50%的剂量降低		80%的剂量降低	
mAs CTDIvol	300 mAs	300 mAs	300 mAs	150mAs	300 mAs	60mAs
重建算法	FBP	迭代算 法	FBP	迭代算 法	FBP	迭代算 法
图像噪音	10.4	10.2	10.4	10.4	10.4	11.2
调制传递函数 MTF 50%	3.1	5.2	3.1	4.2	3.1	3.6
空间分辨率的改善	68% @ MTF 50%		35% @ MTF 50%		16% @ MTF 50%	

由表 5-1 可以看出, 在使用迭代算法后, 降低扫描剂量后, 在没有增加图像噪音的前提下, 空间分辨率得到了改善。表 5-2 显示了迭代算法对低对比度分辨率的改善情况。

表 5-2 混合迭代信噪比的改善

Table 5-2 CNR improvement by mix iteration

参数	常规剂量		30%的剂量降低		50%的剂量降低	
mAs CTDIvol	600 mAs	300 mAs	600 mAs	420mAs	600 mAs	300mAs
重建算法	FBP	迭代算 法	FBP	迭代算 法	FBP	迭代算法
图像噪音	1.7	0.7	1.7	0.8	1.5	1.5
空间分辨率的改善	FBP 的信噪比与相同剂量的迭代算法噪音增加了 1.4 倍		FBP 的信噪比与剂量降低 50%的迭代算法的噪音增加 44%		FBP 的信噪比与剂量降低 50%的迭代算法相当	

临床可以测出高达 80%的剂量降低, 在获得相同图像质量的前提下。临床效果明显。

表 5-3 混合迭代剂量降低的百分比

Table 5-3 Dose reduction level of Mixed IR

扫描应用类型	剂量降低百分比
头部常规扫描	50%
肺部 CT 造影扫描	70%
心脏血管造影	60%
常规全腹扫描	66%
常规的腹部扫描	50%

6 基于模型迭代的 CT 重建算法

6 CT Reconstruction algorithm Based on Mode IR

前面提到的基于前投影和混合迭代, 由于没有实现全部迭代算法, 从降噪水平、稳定性以及图像分辨率上仍然有很大的提升空间, 基于模型的迭代算法充分考虑了 CT 成像过程中的几何及物理结构, 最大程度保证了还原像素的准确性大幅改善了图像质量, 可实现低噪音高分辨的同时, 最大程度上的降低了患者的辐射剂量以及造影剂的用量^[52]。

6.1 模型迭代基本思路 (Basic view of modeling Iterative reconstruction)

模型迭代引入了系统噪音的统计学模型和三维的系统的模型, 是一种新型的综合领域迭代, 可使用更低的患者剂量, 得到更好的临床图像。如下图所示, 模型迭代需要使用重建过程中的多个系统模型, 进而不断消除系统噪音, 改善图像质量。但是因为重建时产生的数据量巨大, 特别是现在的 CT 扫描仪器已经在单次扫描产生 512 层的原始数据, 所以需要花费的重建时间较长, 因而需要采用专用的功能强大的计算机系统, 导致了用户的成本上升, 目前还不能广泛的应用于临床。当前的计算机水平, 扫描后的一个序列需要几分钟重建完成, 而使用 FBP 的重建方式可在一分钟之前就重建完成。由于计算量太大, 目前模型迭代的方式还仅限于临床科研方向, 但是随着算法的优化及计算机处理能力的增强, 有望在未来几年内广泛的应用于临床。

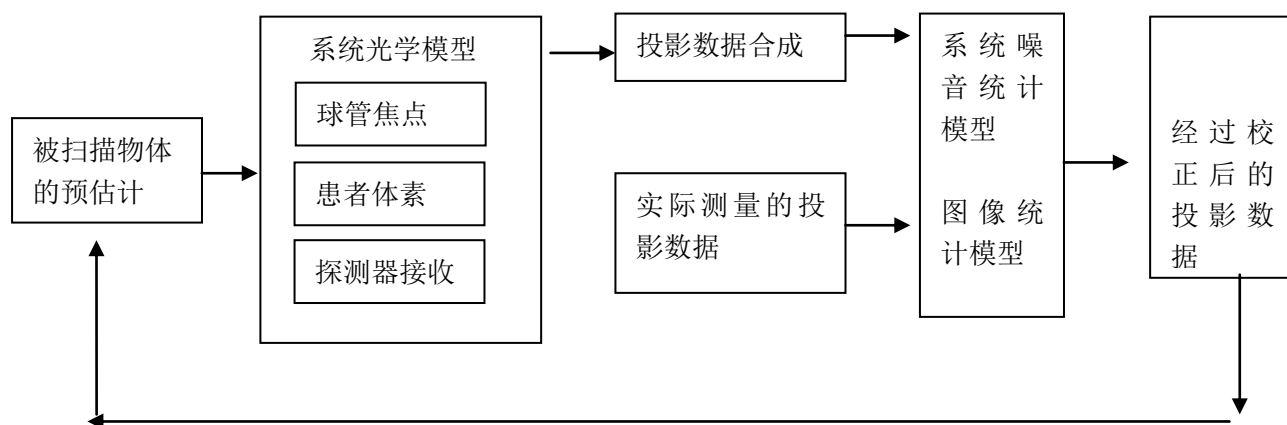


图 6-1 模型迭代原理图

Figure 6-1 Modeling iterative reconstruction schematic diagram

如图 6-1 所示, 基于模型迭代的重建算法, 充分考虑 X 射线穿过人体后的实际状态, 引入系统光学模型和噪声的统计学模型, 在建立不同模型时, 引入评估因子来决定迭代实际结束的节点。由于预期有一个有效的解决方案, 估计和实际数据之间的差异是约束 (正则化)。强制图像平滑度的约束将推动优化过程产生噪声水平。统投影数据中的量子噪声统计的评估引入界限。另外, 在评估函数的制定中, 存在可以添加到解决方案中的 CT 系统的已知特征。例如, 最终图像的空间分辨率由检测器采样, 角度采样和系统几何结构驱动。通过将这些已知因素包含在优化过程中, 无需引入图像伪影, 可以最大化空间分辨率。可以引入不同系统和系统物理的类似模型。由于充分考虑了系统的属性及允许设计的评估函数, 允许模型迭代算法有效地控制图像噪声, 同时最大化辐射剂量的条件下得到最优的空间分辨率, 该辐射剂量远远低于传统上用于 FBP 重建的辐射剂量。

由于计算复杂, 即使使用了高配置的计算机资源, 通常一个完整的扫描序列 (500 幅左右) 也需要几分钟的时间重建完成, 相比 FBP 一分钟数千幅的重建速度还是要慢得多, 这也是目前无法在临床上大范围普及的一个原因。

6.2 模型迭代的具体过程 (Detailed procedure of the Modeling IR)

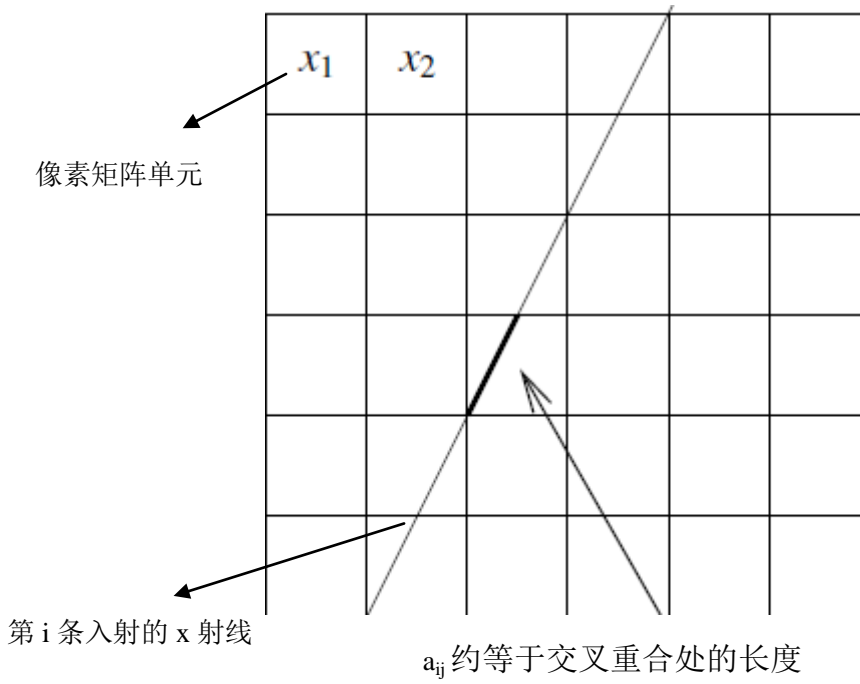
模型迭代需要解决系统的物理模型, 用于测量的统计学模型, 必要的评估函数及正规项。基于模型的迭代算法充分的考虑了系统特性和图像重建的各个维度, 因此在最大程度上降低了图像的噪音。

对于系统模型的构建, 通常使用线性近似, 将 X 射线发射源于探测器接收处近似为点状处理:

$$I_i \approx I_0 \exp\left(-\sum_{j=1}^N a_{ij}x_j\right) \quad (6-1)$$

$$(a_{ij}) = \int_{source} \int_{detector} \int_{\psi\left(\vec{P}_s, \vec{P}_d\right)} b_j(\vec{r}) dl d\vec{P}_s d\vec{P}_d \quad (6-2)$$

//6-2 公式为基本的像素单元



由实际测量值 y 推算 x

$$\vec{f}(\vec{r}) \approx \vec{f}(\vec{r}) = \sum_{j=1}^N x_j b_j(\vec{r}) \quad (6-3)$$

前向，后向投影对的处理在模型中是必不可少的迭代过程，对于从图像域到投影域的投影，也被称为前向投影表达式如下：

$$\bar{y} = Ax, \quad \bar{y}_i = \sum_{j=1}^N a_{ij} X_j = [Ax]_i \quad (6-4)$$

而从投影域到图像域的后向投影的表达式如下：

$$z = A'y, \quad z_j = \sum_{i=1}^M a_{ij} y_i \quad (6-5)$$

$$\hat{x} = \arg \min \|y - Ax\|^2 = [A'A]^{-1} A'y \quad (6-6)$$

对于噪音的统计学模型，假设 X 射线为单色源且不考虑散射效应，原始噪音测量的表达式如下：

$$\bar{I}_i [(Ax)_i] = I_0 e^{-\sum_{j=1}^N a_{ij} X_j} \quad (6-7)$$

取对数后的线性模型为：

$$y_i \cong -\log\left(\frac{I_i}{I_0}\right) \approx [Ax]_i + \varepsilon_i \quad (6-8)$$

$$\text{假定的高斯噪音模型: } \varepsilon_i \sim N(0, \delta_i^2) \quad (6-9)$$

模型的评估函数主要有两部分组成：数据误配项和正规项，重建图像 \hat{x} 最小的评估函数为：

$$\hat{x} = \arg \min \Psi(x) ; \quad x \geq 0 \quad (6-9)$$

$$\Psi(x) = \text{Datamismatch}(y, Ax) + \beta \text{Regularizer}(x) \quad (6-10)$$

$$\begin{aligned} \text{Datamismatch}(y, Ax) &= -L(x; y) = -\log(y|x) = \sum_{i=1}^M -\log p(y_i|x) \\ -L(x; y) &= \sum_{i=1}^M w_i \frac{1}{2} (y_i - [Ax]_i)^2 = \frac{1}{2} (y - Ax)' W (y - Ax) , \quad w_i = \frac{1}{\sigma_i^2} \end{aligned} \quad (6-11)$$

$$\text{Regularizer}(x) = \sum_{j=1}^N \frac{1}{2} \sum_{k \in N_j} \Psi(x_i - x_k) \quad (6-12)$$

其中 N_j 第 j 个像素的邻域（上、下、左、右），势函数 $\Psi(t)$ 的抛物线公式如下：

$$\Psi(t) = \sqrt{1 + (t / \delta)^2} \quad (6-13)$$

6.3 模型迭代的临床测试(Clinical value of model iteration)

由于大幅度降低了图像的噪音，进而图像质量有了显著的提升，剂量降低达到 90% 以上。另外，在实际使用的剂量上，可以前所未有的达到真正的亚毫希弗的扫描（即有效剂量小于 1 个毫希弗）。

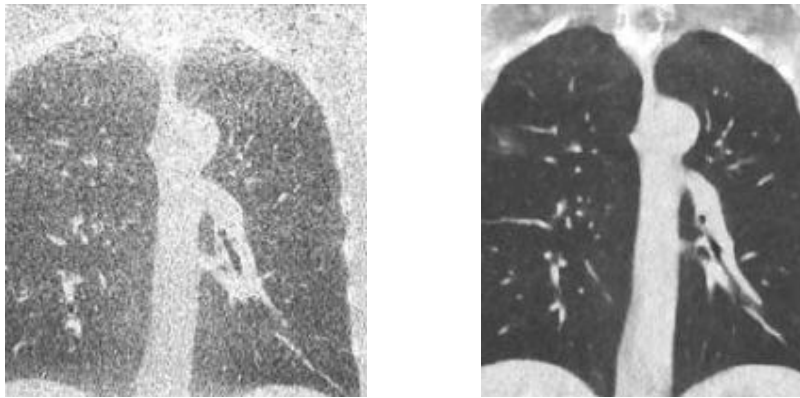


图 6-2 肺部低剂量 FBP 算法与模型迭代算法的比较

Figure 6-2 Chest image comparison of low dose FBP algorithm and model iterative algorithm

在同样使用 10mAS 的超低剂量扫描时，模型迭代的图像质量有了显著提升，图 6-2 左面 FBP 的算法 MPR 图像显示噪音过大，肺部的纹理结构很难识别清楚，虽然降低了患者剂量，但是给临床诊断带来了困扰，而右图是使用模型迭代的结果，可以看出图像噪音得到了大幅度的改善。可以与全部剂量时图像相比，完全

满足临床诊断的需求。

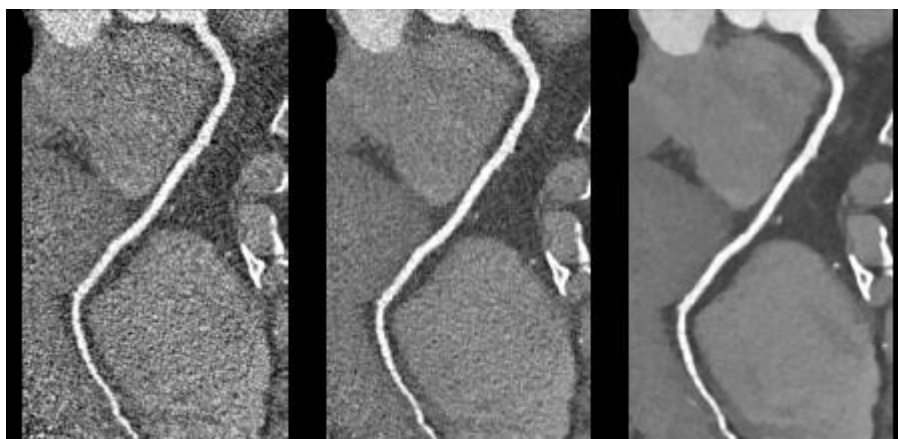


图 6-3 血管造影 FBP 算法与混合迭代及模型迭代算法的比较

Figure 6-3 CTA image comparison of low dose FBP algorithm and model iterative algorithm

图 6-3 是在 100mAs , 100kV 的扫描条件下, 左一是 FBP 的重建算法, 左二是混合迭代的重建方式, 左三是模型迭代的算法, 可以看出, 虽然使用相同的患者剂量, 模型迭代的图像噪音最低, 清晰度最好。大幅度降低剂量的同时, 满足临床诊断的需求。

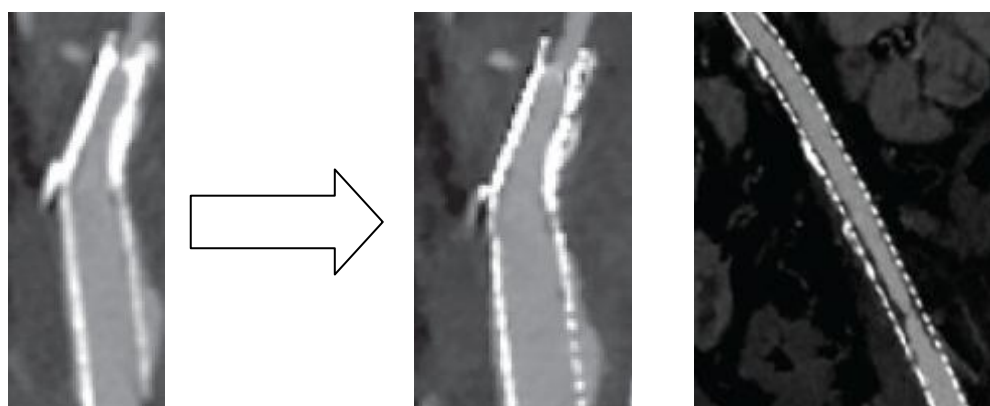


图 6-4 低剂量支架结构显示 FBP 与模型迭代的对比

Figure 6-4 Low dose stent structure display comparison of FBP with model iterative reconstruction

另外, 在图像质量的改善上, 从图 6-4 可以看出将以往不能看得很清晰的微小结构, 如支架与血管壁的结构, 钙化、斑块等结构都可以进行清晰的显示。这对于患者后期的治疗, 术后的复查都非常重要。模型迭代的实现可以说真正意义上将 CT 带入高清低剂量影像时代, 结合先进的探测器技术、球管技术、以及扫描方式的变更, CT 在临床上的贡献还将继续被挖掘出来, 例如能谱成像, 心血管的血液动力学研究。

7 结论

7 Conclusions

7.1 工作总结(Work summary)

当前 CT 扫描仪技术发展迅速, 为患者的疾病快速精准诊断带来了巨大的福音, 也是医院各科室不可或缺的重要诊断工具。CT 设备也向着更智能化、网络化、专业化方向发展, 并且可结合目前的人工智能领域, 计算机辅助医生阅片, 基于大数据、进行自动的诊断, 节省了医生大量的时间。当前 CT 的后处理软件可以精确道人体各个组织器官, 从二维、三维、四维多角度加以伪彩显示, 非常方便疾病的诊断, 例如肝脏分析软件、肿瘤提取测量软件、血管的提取测量、支架计划软件、虚拟内窥镜软件、血液动力学分析软件等。此外, 能量 CT 成像目前也在逐步应用到临床上, 利用不同能量的 CT 成像, 可以小肿瘤和肺小动脉栓塞进行更为早期的诊断, 明显的去除线束硬化伪影, 并实现对良、恶性肿瘤的甄别, 以及对浸润程度和病理分级都有促进作用。另外, CT 的临床应用也以已经从诊断领域延伸到治疗领域。例如 CT 模拟定位和 CT 引导下的活检及微创穿刺治疗。可以说 CT 目前应用到诊疗的各个领域, 并且有一定的不可替代性。

虽然 CT 的临床应用了人体的各个组织器官, 是临床上重要的诊疗工具。但是由于其成像原理是利用 X 光的衰减, 所以不可避免的产生 CT 的辐射剂量一直以来是影像届最为担心的话题。为患者诊断的同时却增加了患者潜在疾病的风险, 特别是剂量敏感的组织器官(眼睛、乳腺、甲状腺等)和人群(婴、幼儿、孕妇等)。因而如何降低患者剂量一直被行业所重视和被广泛讨论。而 CT 的核心就是图像重建过程及算法, 迭代重建凭借大量的运算和建模, 有效地改变了传统 FBP 重建的缺点, 提升图像质量的同时降低了患者的辐射剂量。是今后 CT 算法的主要发展方向。

本文基于 CT 成像原理和迭代冲击按算法, 根据 CT 扫描的物理过程和几何学构造, 针对图像噪音、患者辐射剂量高的突出问题, 提出了增强型的迭代冲击按算法, 具体工作内容总结如下:

(1) 本文系统的阐述了 CT 成像的物理学原理和图像重建的思想, 分析了传统的滤波反投影的重建算法和解析重建算法。并指出了传统算法的优缺点, 同时也为后面算法的提出做了技术铺垫和储备。

(2) 针对传统重建算法图像噪音大, 无法实现低剂量影像的缺点, 提出了基于迭代重建的噪音降低算法。根据迭代算法的特点, 分析了其临床应用的优势。

(3) 根据 CT 重建过程的数据流, 从原始数据的前投影域、图像计算的后

投影域,分别提出了基于前投影域和混合投影域的迭代算法。基于前投影域的迭代算法以最大似然法为基础,附加了改善图像高频噪音的小波变换因子和降低低频噪音的各项异性扩散的偏微分。收缩高频部分噪声的同时,又改善了图像边缘的锐利程度。

(4)研究了基于模型迭代的CT图像重建算法,将CT系统模型,光子传输的几何模型与迭代算法相结合,利用评估函数和新的正则化项,达到控制噪声的目的。临床图像可证明噪音的改善水平显著提高。

7.2 展望(Expectation)

目前,在临床上已经测得模型重建可以大幅度降低患者的辐射剂量,当前的技术瓶颈在于如何加速重建,让模型迭代重建的速度满足临床使用需求,其中包括两方面的技术突破,一个是算法的不断优化,因为迭代本身需要往复的比对计算,因为计算量庞大,导致计算时间长,算法上如何考虑各个模型之间的衔接,以及平衡权重,最终得到满意的图像,是重中之重,目前有的方式是导入了计算因子,还有的使用知识因子,都是这方面的努力。另外一个计算机处理水平的提升。医院中使用的计算机系统不能太过庞大,需要控制成本,这就需要单个芯片的处理能力的提升,目前已经有CT生产厂家专门于Intel公司合作,研发定制的专门用于模型迭代的计算机芯片。在降低成本、降低芯片体积的同时提升运算速度。进而满足临床的普及需求。

另外,除了常规的诊断应用(门诊、急诊、各个科室诊断、临床研究),目前CT的临床应用已经拓展到诊断类别,如CT引导下的介入治疗以及CT模拟放疗定位。这些领域CT都有着非常重要的临床地位,如果CT剂量能够大幅度降低,CT的应用会更加广泛。

基于模型的迭代一旦在硬件上降低了成本,在速度上达到一个序列重建时间控制在临床上可接受的范围内,便可以大范围的应用于临床,更好的服务于患者和诊断医生。现在来看,未来几年之内,100%基于模型迭代CT迭代重建有望取得技术上的突破。伴随CT硬件技术:扫描机架、探测器、患者床的高速发展,CT的诊断也将带给临床更大的贡献,给患者带来更好更安全的用户体验,更好的造福患者。

疾病的诊断到预防,从门诊、急诊的应用,到目前的体检筛查,使得CT应用越来越广泛,近几年,从北美放射学会到其他国家,也包括我们,都在提倡低剂量CT的应用,例如肺癌的早期筛查,脑卒中的早期筛查,都使得剂量CT扫描的应用迫在眉睫,而迭代算法是业界公认的剂量降低的方式,在使用高级迭代功能配合硬件的其他降低剂量的方式,真正的可以使得CT剂量大幅下降,也使得低剂量CT扫描和早期筛查更早的进入临床,更有临床应用价值,目前美国及

欧洲已经开展了低剂量的肺筛查，可以提前对肺癌进行检出和预防，我国也在积极开展。

目前 CT 的探测器技术正在发生革命性的变革，真正的光子计数探测器也已经处于临床验证阶段，一旦应用于商业 CT，结合光子计数的深度迭代算法，将有望大幅度降低患者的辐射剂量，CT 的图像有望更加清晰，而且会很好的应用到能谱成像上，很好的定性病变的组成，为临床做出更大的贡献。

参考文献

- [1] 崔宝成. 浅析医学影像技术学-CT [J].世界最新医学信息文摘, 2015, 15 (72): 111-112.
- [2] 黎明.医学影像技术学 CT 的工作原理及新应用[J]. 世界最新医学信息文摘, 2016, 16(57): 215.
- [3] 石明国.CT 技术发展进入低剂量成像时代[J].中国医疗设备, 2012, 27 (01): 39-42.
- [4] 王鸣鹏.医学影像技术学-CT 检查技术卷[M].人民卫生出版社, 2012: 7-10.
- [5] 杨康.孙国庆.刍议 CT 成像技术的发展和应问题[J].现代养生, 2015, 14:290.
- [6] 王晓峰.论 CT 技术的发展[J].淮北职业技术学院, 2011, 10 (3): 51-52.
- [7] 亚历山大·C·马利瑞安.CT 成像:基本原理、伪影与误区[M]. 天津科技翻译出版有限公司, 2015, 1:4-8.
- [8] 赵娟. 浅谈数字化与医学影像诊断学的发展—以 X-CT 为例[J].内蒙古中医药, 2014, 33 (13):82-83.
- [9] 崔英才, 刘颖刚.64 排螺旋 CT 的应用[J].生物医学工程学进展, 2014, 35 (1): 33-34.
- [10] 黄三明, 吴锡, 刘勇成.双层螺旋 CT 在基层医院的临床应用[J].健康必读, 2012, 11 (6):132-135.
- [11] 韩文艳. CT 能谱成像的基本原理与临床应用优势[J].中国医疗设备, 2015, 30 (12): 90-91.
- [12] 包陈坚.用双源 CT 引导下的介入疗法治疗冠状动脉慢性闭塞性病变的效果研究[J].当代医药论丛, 2015, 20 :282-283.
- [13] 王灿. 诊断 CT 模拟定位在三维适形放疗中的临床价值[J].中国现代药物应用, 2015 , 9 (22):43-44.
- [14] 王骏, 刘小艳. CT 扫描技术优化进展[J]. 中国医学装备, 2015 (2):72-75.
- [15] Chadwick KH, Leehouts HP. Radiation risk is linear with dose at low doses[J].BJR.2005, 75:8-10.
- [16] Feinendegen LE. Evidence for beneficial low level radiation effects and radiation hormesis[J].Br J Radiol.2005, 78(925):3-7.
- [17] Cohen MD. Pediatric CT radiation dose: how low can you go[J].AJR Am J Roentgenol, 2009, 192(5):1292-1303.
- [18] 杨志国.检定螺旋 CT 剂量指数(CTDI)应注意的问题[J].中国计量, 2015 (2):115-116.
- [19] L Sukupova. What does CTDIvol mean and is this parameter suitable for the determination of patients' doses[J].Ceska Radiologie,2015,69 (3):194-200.
- [20] PH Jeon, WH Lee, SS Jeon, HJ Kim. Evaluation of imaging characteristics in CTDI phantom size on contrast imaging[J].Spie Medical Imaging ,2015, 48 (4):1549-1552.

- [21] FL Chen, AS Liu. Clinical Application of ECG Gated CTA in Evaluation of Acute Aortic Dissection[J]. Computerized Tomography Theory & Applications, 2016,37(5):1179-1182.
- [22] 罗立民, 胡轶宁, 陈阳. 低剂量 CT 成像的研究现状与展望[J]. 数据采集与处理, 2015, 30 (1) :24-34.
- [23] Y Shen, Z Sun, L Xu, et al. High-Pitch Low-Voltage and Low-Iodine-Concentration CT Angiography of Aorta[J]. Plos One, 2015, 10 (2) :e0117469.
- [24] RD Macdougall, PL Kleinman, MJ Callahan, et al. Size - based protocol optimization using automatic tube current modulation and automatic kV selection in computed tomography[J]. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 2016, 17 (1) :5756.
- [25] 董继伟. CT 迭代重建技术原理及其研究进展[J]. 中国医学装备, 2016, 13 (10) :128-133
- [26] 曾宪春, 张小勇, 王荣品, 等. Care Dose4D 联合 Care kV 技术降低 CT 辐射剂量精准性的实验研究[J]. 中国医学影像学杂志, 2016, 24 (9) :641-644.
- [27] S Taylor, DE Litmanovich, M Shahrzad, et al, Organ-based tube current modulation[J]. Radiology, 2015, 274 (1) :260-266.
- [28] 马海英. CT 图像重建算法的研究[D]. 广西民族大学, 2016:3-6.
- [29] 范忠银. 基于 CUDA 的三维锥束 CT 重建算法加速技术研究[D]. 中国科学院大学, 2015, 1:1-3.
- [30] 李媛. CT 滤波反投影算法重建精度研究[D]. 中北大学, 2017, 1:1-5.
- [31] 毛小渊. 二维 CT 图像重建算法研究[D]. 南昌航空大学, 2016, 2:17-10.
- [32] 姜彦, 吴润泽. CT 迭代重建技术的临床应用及发展前景[J]. 中国医疗器械信息, 2016, 22 (2) :12-16.
- [33] A Padole, RD Ali Khawaja, MK Kalra et al. CT Radiation Dose and Iterative Reconstruction Techniques. [J]. Ajr American Journal of Roentgenology, 2015, 204 (4) :384-92.
- [34] J Greffier, F Macri, A Larbi et al. Dose reduction with iterative reconstruction: Optimization of CT protocols in clinical practice[J]. Diagnostic & Interventional Imaging, 2015, 96 (5) :477-486.
- [35] Y Kim, YK Kim, BE Lee, et al. Ultra-Low-Dose CT of the Thorax Using Iterative Reconstruction[J]. Ajr Am J Roentgenol, 2015, 204 (6) :1197-202.
- [36] T Arcadi, E Maffei, C Mantini, et al. Coronary CT angiography using iterative reconstruction vs. filtered back projection: evaluation of image quality. [J]. Acta bio-medica: Atenei Parmensis, 2015, 86 (1) :77-85.
- [37] JM Niesten, ICVD Schaaf, PC Vos et al. Improving head and neck CTA with hybrid and model-based iterative reconstruction techniques[J]. Clinical Radiology, 2015, 70 (11) :1252-1259.

- [38] F Schaller ,M Sedlmair,R Raupach et al. Noise Reduction in Abdominal Computed Tomography Applying Iterative Reconstruction (ADMIRE) [J].Academic Radiology,2016,23 (10) :1230-1238.
- [39] 蒋骏麟.低剂量迭代重建对肝脏 CT 增强扫描图像质量的影响[J]. 山东医药 , 2015 (48) :75-77.
- [40] 潘丹, 姜彦, 陈新,等.迭代模型重建技术不同辐射剂量对肝脏 CT 增强扫描图像质量的影响[J].中国医学影像学杂志, 2015, 23 (1) : 10-43.
- [41] 张志坤. 低剂量 CT 扫描技术结合图像域迭代重建算法(IRIS)在诊断泌尿系结石中的应用价值[M].河北医科大学, 2015, 1:1-5.
- [42] 赵君禄, 李敬玉, 任庆云, 等. 图像域迭代重建算法与滤波反投影法对肝脏 CT 图像质量和扫描剂量影响的比较研究[J].医疗卫生装备, 2014, 35 (10) :91-93 .
- [43] 杜光舟, 林黛英, 吴先衡, 等.迭代重建技术在新生儿急诊头颅 CT 检查中的应用[J].中国介入影像与治疗学, 2013, 10 (2) : 108-111.
- [44] 彭小星. 低 kV 大螺距联合 IRIS 在学龄前儿童胸部 CT 检查中的应用研究[J].中国妇幼保健, 2015, 30 (31) :5390-5391.
- [45] A Ploussi , E Alexopoulou , N Economopoulos, et al. Patient radiation exposure and image quality evaluation with the use of iDose4 iterative reconstruction algorithm in chest-abdomen-pelvis CT examinations[J].Radiation Protection Dosimetry,2014,158 (4) :399-405.
- [46] 曾苗雨,梁长虹,赵振军,等. 迭代重建算法(iDose4)胸部低剂量扫描的初步应用[J].放射学实践,2013,28 (12) :1262-1266.
- [47] 杲霄源, 张欢, 闫静, 等. 原始数据迭代重建算法在胃癌术前分期诊断中的应用价值研究[J].诊断学理论与实践, 2015, 14 (6) :522-527.
- [48] 顾浩, 李嘉鹏, 玉柱. 双源 CT 迭代重建算法联合低管电压及低浓度对比剂冠状动脉成像的研究[J].中国医药导报, 2015 (25) :116-120.
- [49] Unal E, Yildiz AE, Guler, et al. Comparison of image quality and radiation dose between prospectively ECG-triggered and retrospectively ECG-gated CT angiography : Establishing heart rate cut-off values in first-generation dual-source CT[J].Anadolu Kardiyol Derg, 2015.
- [50] Lell MM, Jost G, Korporeal JG, et al. Optimizing contrast media injection protocols in state-of-the art computed to-mographic angiography[J].Invest Radiol,2015,50(3):161-167.
- [51] 袁姝娅. 极低剂量 CT 联合全模型迭代重建算法(IMR)评价胸部病变显示能力的模体和临床研究[M].2016.1:1-3.
- [52] 杨尚文, 邵明冉, 杨献峰, 等. “三低”技术联合全模型迭代重建算法在头颈部 CT 血管成像中的可行性研究[J].中华放射医学与防护杂志, 2017, 37 (1) :62-67

- [53] Austin JH, Muller NL, Friedman PJ, et al. Glossary of terms for CT of the lung: recommendations of the Nomenclature Committee of the Fleischner Society[J]. Radiology, 1996, 200: 327-331.
- [54] Nakajima R, Yokose T, Kakinuma R, et al. Localized Pure Ground-Glass Opacity on High-Resolution CT: Histologic Characteristics[J]. Comput Assist Tomogr, 2002,26(3):323-329.
- [55] 刘明帅. CT 断层图像重建算法研究[D].西北工业大学,2012,31 (2) :32-37.
- [56] Chong S, Lee KS, Chung MJ, et al. Lung cancer screening with low-dose helical CT in Korea: experiences at the Samsung Medical Center[J]. Korean Med Sci, 2005,20:402-408.
- [57] Candes E J, Romberg J, Tao T. Robust uncertainty principles: exact signal reconstruction from highly incomplete frequency information[J]. IEEE Transactions on Information Theory, 2004, 52(2):489-509.
- [58] Li F, Sone S, Abe H, et al. Lung Cancers Missed at Low-Dose Helical CT Screening in a General Population: Comparison of Clinical, Histopathologic, and Imaging Findings[J]. Radiology, 2002, 225: 673-683.
- [59] Koyama H, Ohno Y, Kono AA, et al. Effect of reconstruction algorithm on image quality and identification of ground-glass opacities and partly solid nodules on low-dose thin-section CT: Experimental study using chest phantom[J]. European Journal of Radiology, 2010,74:500-507.
- [60] 尹召芳. 有限角度投影的 CT 图像重建算法研究[D].天津:天津大学, 2013,11 (2) :32-37.
- [61] Funama Y, Awai K, Liu D, et al. Detection of Nodules Showing Ground-Glass Opacity in the Lungs at Low-Dose Multidetector Computed Tomography: Phantom and Clinical Study[J]. Compute Assist Tomogr. 2009,33:49-53.
- [62] 汪先超. CT 图像局部重建算法研究[D].解放军信息工程大学,2013,5 (1) :92-97.
- [63] Travis WD, Brambilla E, Noguchi M, et al. International association for the study of lung Cancer/American Thoracic Society/European Respiratory Society: international multidisciplinary classification of lung adenocarcinoma: executive summary[J]. Thorac Oncol,2011,8:381-385.
- [64] 李新彩. 基于压缩感知的 CT 迭代图像重建技术应用研究 [D]. 山东大学,2011,13(1) :22-27.
- [65] Lee HJ, Goo JM, Lee CH, Yoo CG, Kim YT, Im JG. Nodular ground-glass opacities on thin-section CT: size change during follow-up and pathological results[J]. Korean Radio 2007, 8(1): 22-31.
- [66] 康晓月.CT 重建算法的比较研究[D].中北大学,2011,15(2) :17-21.

- [67] Park CM, Goo JM, Kim TJ, et al. Pulmonary nodular ground-glass opacities in patients with extrapulmonary cancers: what is their clinical significance and how can we determine whether they are malignant or benign lesions[J]. Chest 2008;133(6):1402–1409.
- [68] 古宇飞,闫斌,李磊等.基于全变分最小化和交替方向法的康普顿散射成像重建算法[J].物理学报,2014,(1):018701-1-018701-8.DOI:10.7498/aps.63.018701.
- [69] Kim HK, Choi YS, Kim K, et al. Management of ground-glass opacity lesions detected in patients with otherwise operable non-small cell lung cancer[J]. Thorac Oncol 2009, 4(10): 1242–1246.
- [70] Sakao Y, Nakazono T, Sakuragi T, et al. Predictive Factors for Survival in Surgically Resected Clinical IA Peripheral Adenocarcinoma of the Lung[J]. Ann Thorac Surg, 2004, 77(4): 1157-1161.
- [71] Lee HJ, Goo JM, Lee CH, et al. Predictive CT findings of malignancy in ground-glass nodules on thin-section chest CT: the effects on radiologist performance[J]. Eur Radiol, 2009, 19: 552-560.
- [72] 乔志伟,韩焱,魏学业等.用快速哈达玛变换加速滤波反投影算法的滤波过程[J].电子与信息学报,2010,32(9):2133-2138.
- [73] 曲明志.基于局部特征和粒子滤波的目标跟踪算法研究[D]. 吉林大学,2013,41 (3) :47-58
- [74] Hasegawa M, Sone S, Takashima S ,et al. Growth Rate of Small lung Cancers Detected on Mass CT Screening[J]. Br Radio, 2000,73(12):1252-1259.
- [75] 付雨菲,王弘,邱晓明,等.减轻后颅窝伪影的后处理方案优化的探讨[J].临床放射学杂志, 2016, 35(3):469-474.
- [76] 查志远,刘辉,尚振宏,等.基于 1 范数正则化的图像重建方法[J].计算机工程与应用, 2016, 52(18): 173-178.
- [77] 李磊,王林元,蔡爱龙,等.基于等值线拟合的 X 射线双能 CT 快速投影分解算法[J].光学学报, 2016(8):309-317.
- [78] Kim HY, Shim YM, Lee KS, et al. Persistent pulmonary nodular ground-glass opacity at thin-section CT: histopathologic comparisons. Radiology, 2007,245:267-275.
- [79] Oda S, Awai K, Murao K, et al. Computer-aided volumetry of pulmonary nodules exhibiting ground-glass opacity at MDCT[J]. AJR Am J Roentgenol, 2010, 194(2): 398–406.
- [80] Chun EJ, Lee HJ, Kang WJ, et al. Differentiation between malignancy and inflammation in pulmonary ground-glass nodules: the feasibility of integrated (18)F-FDG PET/CT[J]. Lung Cancer, 2009, 65(2): 180–186.
- [81] 伍伟文,全超,刘丰林.相对平行直线扫描 CT 滤波反投影图像重建[J].光学学报, 2016, 9:157-167.

- [82] 张朋, 张兆田. 几种 CT 图像重建算法的研究和比较[J]. CT 理论与应用研究, 2001, 10(4): 4-9.
- [83] Heyneman LE, Patz EF. PET imaging in patients with bronchioloalveolar cell carcinoma[J]. Lung Cancer, 2002, 38(3):261-266.
- [84] Naidich DP, Bankier AA, Macmahon H, et al. Recommendations for the Management of subsolid Pulmonary nodules Detected at CT: A Statement from the Fleischner Society[J]. Radiology, 2013, 266(1): 304-317.
- [85] Wang H, Xiao X, Zhang W, et al. Imaging of acute superior mesenteric artery embolus using spectral CT in a canine model[J]. British Journal of Radiology, 2015, 88(1053):20150296.
- [86] Yuan R, Shuman W P, Earls J P, et al. Reduced iodine load at CT pulmonary angiography with dual-energy monochromatic imaging: comparison with standard CT pulmonary angiography--a prospective randomized trial [J]. Radiology, 2012, 262(262):290-297.
- [87] Lei X, Yang X, Ning H, et al. The initial experience of the upper abdominal CT angiography using low-concentration contrast medium on dual energy spectral CT[J]. Abdominal Radiology, 2015, 40(7):2894.
- [88] Ritschl L, Bergner F, Fleischmann C, et al. Improved total variation-based CT image reconstruction applied to clinical data [J]. Physics in Medicine & Biology, 2011, 56(6):1545-61.

作者简介

基本情况

姓名：蔡长征 性别：男 民族：汉 出生年月：1978-05-12 籍贯：江苏省铜山县
1997-09—2001-07 中国矿业大学资源与环境科学学院学士；

学位论文原创性声明

本人郑重声明：所呈交的学位论文《CT 图像迭代重建算法的研究与应用》，是本人在导师指导下，在中国矿业大学攻读学位期间进行的研究工作所取得的成果。据我所知，除文中已经标明引用的内容外，本论文不包含任何其他个人或集体已经发表或撰写过的研究成果。对本文的研究做出贡献的个人和集体，均已在文中以明确方式标明。本人完全意识到本声明的法律结果由本人承担。

学位论文作者签名：

年 月 日

学位论文数据集

关键词*	密级*	中图分类号*	UDC	论文资助
CT; 迭代重建; 辐射剂量; 滤波 反投影	公开	TP391	004	无
学位授予单位名称*	学位授予单位代码*	学位类别*	学位级别*	
中国矿业大学	10290	工学	工程硕士	
论文题名*		并列题名*		论文语种*
CT 图像迭代重建算法的研究与应用		Study and Application on the CT Algorithm of Iterative Reconstruction		中文
作者姓名*	蔡长征	学号*	GS13170001	
培养单位名称*	培养单位代码*	培养单位地址	邮编	
中国矿业大学	10290	江苏省徐州市	221008	
学科专业*	研究方向*	学制*	学位授予年*	
计算机技术	计算机技术	三年	2019	
论文提交日期*		2019.4		
导师姓名*	陈伟	职称*	教授	
评阅人	答辩委员会主席*	答辩委员会成员		
电子版论文提交格式 文本 (<input checked="" type="checkbox"/>) 图像 (<input type="checkbox"/>) 视频 (<input type="checkbox"/>) 音频 (<input type="checkbox"/>) 多媒体 (<input type="checkbox"/>) 其他 (<input type="checkbox"/>) 推荐格式: application/msword; application/pdf				
电子版论文出版 (发布) 者	电子版论文出版 (发布) 地	权限声明		
论文总页数*		65		
注: 共 33 项, 其中带*为必填数据, 共 22 项。				