

# 西安邮电大学

## 毕业设计（论文）

题目： 双源 CT 心脏图像的双能量分解

学 院： 自动化学院

专 业： 自动化

班 级： 自动 1403 班

学生姓名： 董昊瑞

学 号： 06141076

导师姓名： 汤少杰 职称： 副教授

起止时间： 2017 年 12 月 5 日 至 2018 年 6 月 10 日

## 毕业设计（论文）声明书

本人所提交的毕业论文《双源CT心脏图像的双能量分解》是本人在指导教师指导下独立研究、写作的成果，论文中所引用他人的文献、数据、图件、资料均已明确标注；对本文的研究做出重要贡献的个人和集体，均已在文中以明确方式注明并表示感谢。

本人完全理解《西安邮电大学本科毕业设计（论文）管理办法》的各项规定并自愿遵守。

本人深知本声明书的法律责任，违规后果由本人承担。

论文作者签名：

日期：      年   月   日

西安邮电大学本科毕业设计(论文)选题审批表

申报人	汤少杰	职称	副教授	学院	自动化			
题目名称	双源 CT 心脏图像的双能量分解							
题目来源	科研	√			教学		其它	
题目类型	硬件设计		软件设计	√	论文		艺术作品	
题目性质	应用研究		√		理论研究			
题目简述	鉴于优异的时间分辨率，双源 CT 是目前最有效的心脏成像设备。而当双源分别工作于不同电压时，又可以实现双能量成像。通过心脏的双能量成像，可以对心脏及其周边器官进行双能量分解，区分软组织与骨组织。该研究具有较重要的临床应用价值。							
对学生知识与能力要求	数字图像处理理论 MATLAB 编程							
具体任务以及预期目标	基于 MATLAB 编程的算法实现							

时间 进度	2017.12.5-2018.1.15: 查阅相关文献 2018.1.15-2018.3.1: 熟悉图像处理理论 2018.3.1-2018.5.1: 编写与调试相关程序代码 2018.5.1-2018.5.31: 准备并完成毕业论文 2018.6.1-2018.6.7: 准备毕业论文答辩 PPT 2018.6.8-2018.6.10: 准备毕业论文答辩		
系（教研室）主任 签字	   年 月 日	主管院长  签字	   年 月 日

## 西安邮电大学本科毕业设计（论文）开题报告

学生姓名	董昊瑞	学号	06141076	专业班级	自动 1403
指导教师	汤少杰	题目	双源 CT 心脏图像的双能量分解		
<p><b>选题目的（为什么选该课题）</b></p> <p>双源 CT 是一种通过两套 X 射线球管系统和两套探测器系统同时采集人体图像的 CT 装置。双能量成像就是在两种不同的能量下成像，其依据是不同成分的组织在不同的 X 射线能量照射下表现出的 CT 值不同，得到不同能量下物质衰减的分布,再通过图像分解、融合技术，可得到能体现组织成分的 CT 图像,进而重建出扫描对象的单能图像，并实现物质区分。在实际临床应用中，人体器官和组织结构复杂，能够有效实现各组</p>					
<p><b>前期基础（已学课程、掌握的工具，资料积累、软硬件条件等）</b></p> <p>已学课程：数字图像处理、信号与系统、数字信号处理、Matlab;</p>					

C T 是一种非常重 要的放射学诊断技术，不用开刀便可呈现出病人的病患部位断层图像，进而实现疾病诊断的目的，在临床应用领域发挥着巨大作用。传统 C T 成像即利用 X - 射线对待检测物体进行扫描，根据其线性衰减不同重建图像。对于线性衰减特性相差较大的组织，传统 C T 区分效果较好，但对于衰减特性相同或相近的组织，则很难辨别其组织内容。例如 C T 血管造影技术（C T A），其采用静脉注射造影剂的方法，通过观测血液流动来检测血管疾病，其缺陷是通过观察动脉腔 C T 图像无法区分血液与巧化动脉粥样硬化斑块 W。因此，亟需开发一种能够有效实现组织区分且对物质成分做出判断的全新成像方法。本研究通过基物质分解模型算法实现对于双源 CT 心

1.学习传统 CT 成像的数理基础。CT 成像即利用 X 射线对待检测物体进行扫描,扫描过程中由于部分光子被吸收,双能分解过程中常用的物质分解模型最为常见。导致用于扫描的 X 射线的强度以指数形式衰减, 2.学习双源双能量 CT 成像的数理基础。当 X 射线穿过物体时,会发生光电吸收效应和康普顿散射效应及相干散射。 3.找到合适的双能量分解算法。双能分解过程中常用的物质线性衰减系数模型包括双效应分解模

# 西安邮电大学毕业设计 (论文)成绩评定表

学生姓名	董昊瑞	性别	男	学号	06141076	专业 班级	自动 1403
课题名称	双源 CT 心脏图像的双能量分解						
指导教师 意见	( 从开题论证、论文内容、撰写规范性、学习态度、创新等方面进行考核 )						



# 目 录

第一章 绪论.....	1
1.1 研究背景 .....	1
1.2 本文研究的目的和意义.....	1
1.3 论文组织结构.....	1
第二章 CT 成像原理 .....	3
2.1 传统 CT 成像的数学理论基础 .....	3
2.1.1 Radon 变换和 Radon 反变换 .....	3
2.1.2 傅里叶变换.....	4
2.1.3 投影定理 .....	5
2.2 传统 CT 成像物理基础.....	6
2.3 本章小结 .....	8
第三章 双源双能 CT 图像预处理 .....	9
3.1 双源双能 CT 成像原理.....	9
3.2 程序流程图.....	9
3.3 双源双能 CT 图像读取.....	10
3.4 双源双能 CT 图像位置校准 .....	12
3.5 本章小结 .....	14
第四章 双源双能量 CT 图像分解 .....	15
4.1 双能量 CT 图像分解目的 .....	15
4.2 直接矩阵求逆法 .....	15
4.3 手工选取典型区域 .....	16
4.3 直接求逆法实现 .....	18
4.4 分解结果降噪后处理 .....	20
4.4.1 均值滤波 .....	20
4.4.2 中值滤波 .....	21
4.4.3 维纳滤波 .....	22
4.4.4 滤波效果比较与分析.....	22
4.5 本章小结 .....	24
第五章 总结与展望 .....	25
5.1 总结.....	25
5.2 展望.....	25
参考文献.....	26

致 谢..... 28

附 录..... 29



## 摘 要

计算机断层成像技术(Computed Tomography, 简称为CT)自问世以来,以其精确、无损、可视化等优点广泛应用于医疗、工业、农林业、安检、航天等各个领域。通过X射线在不同视角下扫描被检测物体,可以呈现出被检测物体内部的结构图像。双能CT技术于1976年被提出,迅速成为检测领域特别是医学与安检领域的热门话题。从理论上来说,双能CT相对于传统CT具有较高的探测精度,能够准确获得扫描对象的材料信息——物质电子密度和等效原子序数,这样就能较准确地判断扫描对象的类型,该技术在不能利用物质形状信息的爆炸物检测方面显得尤为重要。而传统CT只能获得物质电子密度,这使得双能CT成为X射线CT扫描研究最为活跃领域之一。

本文对双源双能量 CT 所生成的 CT 图像做进一步处理,经过选取和校准,使用直接矩阵求逆法对图像进行分解,得到两幅分别显示不同组织的图像,直接矩阵求逆法得到的图像噪声很大,使用多种降噪方式对图像进行处理,最终通过图像特定行的灰度曲线对比了各种降噪方式的效果。

**关键字：**双源双能量 CT；直接矩阵求逆法；图像降噪

## ABSTRACT

Since the advent of computed tomography (CT), it has been widely used in medical, industrial, agriculture and forestry, safety inspection, aerospace and other fields for its advantages of high precision, non-destructive, visualization, etc. CT is a technique that can obtain the inner structure images of materials with multiple X-ray projections taken at different angles around the scanned objects. The technique of dual energy CT was proposed in 1976, and quickly became the hot topic in detection fields, especially the medical field and the safety inspection field. In theory, dual energy CT has a high detection accuracy compared to the conventional single-energy CT, and it is able to obtain the material information of the scanned object accurately—electron density and effective atomic number of the substance, In this way will more accurately determine the type of the scanned object. Dual energy CT technique is particularly important in the explosive detecting which cannot use the shape of the material information, but the traditional CT can only access the materials' electron density, this advantage makes dual-energy CT became one of the most active areas in the study of X-ray CT.

In this paper, the CT images generated by the dual source dual energy CT will be further processed, after the selection and calibration, using the image domain material decomposition. Two images with different structures are displayed. The image domain material decomposition cause lots of image noise, which is processed using a variety of noise reduction methods. Finally, by depicting a particular line of gray curve in the image, the effectiveness of various noise reduction methods is compared to each other.

**Key words:** Dual-source dual-energy CT; the image domain material decomposition;  
Image noise reduction

## 第一章 绪论

### 1.1 研究背景

CT 作为一种十分重要的放射学诊断技术，不用开刀便可呈现出医生想看到的患者体内的断层图像，帮助医生判断疾病情况，在临床应用领域对医生有着巨大的辅助作用。传统 CT 成像是利用 X 射线对待检测物体进行扫描，由于各种物质的线性衰减不同重建图像。传统 CT 对线性衰减特征相差较大的构造分辨结果较好，但对衰减特征差异不大的构造，却很难分辨其构造内容。因此，医学界需要全新的能够对不同组织进行区分的成像方法。

双源 CT 又被叫做 DSCT (Dual Source CT)，它是一种 CT 设备，同时通过两套 x 光管系统和两套探测系统收集人体图像。英国的 Hounsfield 工程师于 1972 年成功研制了首台 CT 机，掀起了医学影像领域的一次次技术更新。早于 2004 年时<sup>[1]</sup>，人们主要研究电子计算机断层扫描技术的探测器的运行轨迹和 X 射线的照射范围，在 2005 年时，西门子研发出了世界第一台双源 CT，促进了电子计算机断层扫描技术的飞速发展，电子计算机断层扫描成像技术才被人们更多的关注起来，并极大地使常规 CT 心血管成像出现错误的概率降低。

在 1976 年 Alvarez 首次提出了双能 CT(DECT)的概念<sup>[2]</sup>，他改变了传统 CT 的模式即采用单一能量 X 射线扫描物体，改为使用两种不同能量的 X 射线进行扫描并重建得到待检测物体的电子密度和有效原子序数的图像。2005 年，双能 CT 系统出现了突破性的技术发展，飞利浦公司的医疗保健部门利用两块探测器和滤波偏实现了双能 CT<sup>[3]</sup>，该方法十分容易实现，但由于滤波片的性能局限性，无法区分 X 射线的高低能谱，最终使得重建结果出现误差<sup>[4]</sup>。2006 年，西门子公司研制出了世界首台双源 CT 设备，他们将两套不同能量的射线管和探测器整合在同一 CT 系统当中，实现了同步采集图像数据，图像配准的精确度也有了很大的提高，可以有效的实现物质的区分<sup>[5]</sup>。双能 CT 利用物体在不同能量 X 射线下的衰减特性不同，通过基物质分解，有效实现物质区分，对于医生诊断有显著帮助。<sup>[6]</sup>

### 1.2 本文研究的目的和意义

双源双能量 CT 自提出后飞速发展。在医疗或其他行业中，对于观测物体内部但不打开物体的需求很多很多，传统 CT 在很多特殊场景的成像中难以满足人们使用的需要，甚至无法进行准确的成像。双源双能量 CT 通过两个不同能量的 X 射线对检测物进行扫描，得到不同能级的影响，经过一定的算法分解和重建，可以使人们得到被检测物质的更多信息，双源双能量 CT 对于特殊拍摄场景的适应性也很强。

通过分解和重建，可以分辨出被检测物体的多种不同组织或成分，相对于传统 CT 仅靠肉眼辨别不同灰度值来判断不同物质，准确性有显著提升，能够有效的实现物质的区分，对医生或其他工作人员的日常工作有很大的帮助。<sup>[8]</sup>

### 1.3 论文组织结构

本文一共包括五章内容：

第一章绪论主要概述了题目研究背景、研究的目的和意义和文章结构安排。

第二章主要介绍了 CT 成像的数学理论基础、物理理论基础和投影定理。

第三章主要介绍了双源双能量 CT 的含义和意义以及对待处理图像的选取和校准。

第四章主要叙述了在 MATLAB 下实现算法的过程和结果。

第五章对本课题进行了总结。

## 第二章 CT 成像的理论基础

### 2.1 传统 CT 成像的数学理论基础

#### 2.1.1 Radon 变换和 Radon 反变换

图像重建的理论来源于 Radon 变换,奥地利数学家 Johann Radon<sup>[18]</sup>提出了 Radon 变换和反变换并证明,这个变换将二维平面函数  $Y$  变换为一个定义在二维空间上的一个线性函数  $RY$ ( $RF$  的意思是对  $F$  做 radon 变换),而  $RY$  的值为函数  $F$  对该条线  $RY$  做积分的值。如图 2.1 所示,黄色区域即是  $F$ ,  $A$  线则是代表  $RY$ 。<sup>[10]</sup>

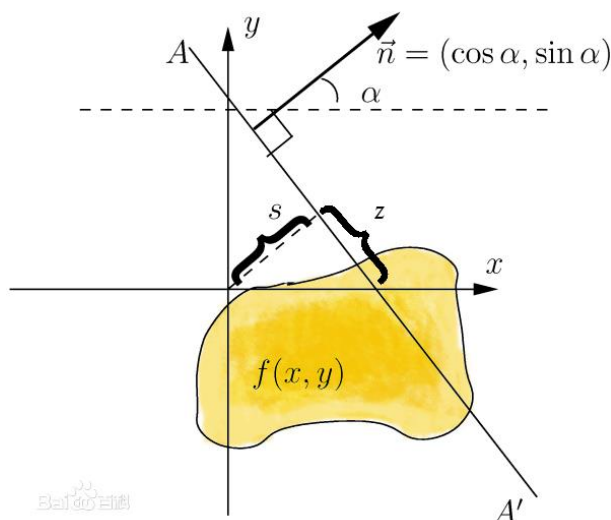


图 2.1 Radon 变换

令密度函数  $f(X) = f(x, y)$  是一个的定义域为  $Y^2$  的紧致支撑(compact support),令  $Y$  为 Radon 变换的运算符,则  $Rf(x, y)$  是一个定义在  $Y^2$  空间中的直线  $L$ , 它的定义如下<sup>[19]</sup>:

$$Rf(L) = \int_L f(X) |dX| \quad (2-1)$$

Radon 变换被广泛的应用在断层扫描, Radon 反变换可以从断层扫描的剖面图重建出投影前的函数。

如图 2.2 所示, 在二维空间  $Y^2$  中, 设  $Y^2$  上的密度函数为  $f(x, y)$ , 则直线  $l: x \cos \theta + y \sin \theta = s$  的 Radon 变换的表达式为:

$$p(s, \theta) = Rf(\theta, s) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \gamma(x \cos \theta + y \sin \theta - s) dx dy = \int_{-\infty}^{\infty} f(s \vec{\theta} + t \vec{\theta}^{\perp}) dt \quad (2-2)$$

其中  $\gamma$  是 Dirac 函数,  $\vec{\theta} = (\cos \theta, \sin \theta)$ ,  $\vec{\theta}^{\perp} = (-\sin \theta, \cos \theta)$ 。还可以表示为:

$$p(s, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \gamma(\vec{x} \cdot \vec{\theta} - s) dx dy \quad (2-3)$$

$$p(s, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(s \cos \theta - t \sin \theta, s \sin \theta + t \cos \theta) dt \quad (2-4)$$

$$p(s, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f_{\theta}(s, t) dt \quad (2-5)$$

其中  $\vec{x} = (x, y)$ 。由上面的公式得知, 二元函数的线积分, 就是二维 Radon 变换的几何意义。

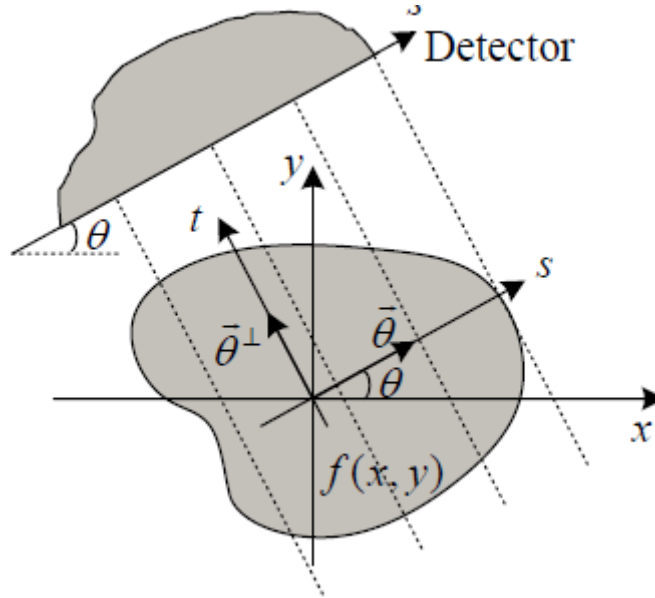


图 2.2 二位平行束投影示意图

### 2.1.2 傅里叶变换

一元连续函数  $f(x)$  的一维傅里叶变换的定义为:

$$f(\alpha) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) e^{-i2\pi\alpha x} dx \quad (2-6)$$

其中  $i = \sqrt{-1}$ 。若定义的  $f(\alpha)$  是连续的函数, 那么可以得知,  $f(\alpha)$  拥有反函数, 使

用傅里叶变换的反变换可以计算出  $f(\alpha)$  的原函数  $f(x)$ ，即：

$$f(x) = F_1^{-1}[F(\alpha)] = \int_{-\infty}^{\infty} F(\alpha) e^{i2\pi\alpha x} d\alpha \quad (2-7)$$

其中有傅里叶变换对，即式 2-6 和式 2-7。

以上式子在二维上也同样通用，由此推出给出一个二元连续函数  $f(x, y)$ ，那么可以通过下面式子计算出他的傅里叶变换和反变换：

$$F(\alpha_1, \alpha_2) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-i2\pi(\alpha_1 x + \alpha_2 y)} dx dy \quad (2-8)$$

$$f(x, y) = F_2^{-1}[F(\alpha_1, \alpha_2)] = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(\alpha_1, \alpha_2) e^{i2\pi(\alpha_1 x + \alpha_2 y)} d\alpha_1 d\alpha_2 \quad (2-9)$$

傅里叶变换有一个重要的定理，公式描述如下：

$$F(f(x, y) * h(x, y)) = F(u, v) \cdot H(u, v) \quad (2-10)$$

类似的，也有：

$$F(f(x, y) \cdot h(x, y)) = F(u, v) * H(u, v) \quad (2-11)$$

其中函数  $f(x, y)$ 、 $h(x, y)$  的二维傅里叶变换分别为  $F(u, v)$ 、 $H(u, v)$ ，二维卷积可以表示为  $*$ 。卷积定理即可表示为式(2-10)和式(2-11)，所以卷积定理可以解释空域和频域的关系。

### 2.1.3 投影定理

投影定理又叫中心切片定理或者傅里叶切片定理，在一般情况下，二维图像的投影定理的定义为：

二维图像  $f(x, y)$  在视角为  $\phi$  时的投影  $p_\phi(x_r)$  的一维傅里叶变换，给出了  $f(x, y)$  的二维傅里叶变换  $F(\omega_1, \omega_2) = \hat{F}(\rho, \phi)$  一个切片，该切片的方向与探测器平行，且通过原点。 $\omega_1$  轴与切片所成的夹角为  $\phi$ 。即：

$$F_1[p_\phi(x_r)] = F(\rho, \phi)|_{\phi \text{ 固定}} \quad (2-12)$$

上式中， $F_1[\bullet]$  表示一维傅里叶变换。由于  $p_\phi(x_r) = \int_{-\infty}^{\infty} f_r(x_r, y_r) dy_r$ ，则

$$F_1[p_\phi(x_r)] = \int_{-\infty}^{\infty} p_\phi(x_r) e^{-i2\pi\rho x_r} dx_r = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f_r(x_r, y_r) e^{-i2\pi\rho x_r} dx_r dy_r \quad (2-13)$$

极坐标可以表示为 $(x_r, y_r)$ 。投影定理的几何表示可以表示为图 2.3。

若探测器围绕物体旋转一个半周，则投影定理中的二维傅里叶变换 $F(\omega_1, \omega_2)$ 需要同时进行旋转，并且需要覆盖整个二维傅里叶空间，即 $x_r - y_r$ 平面。

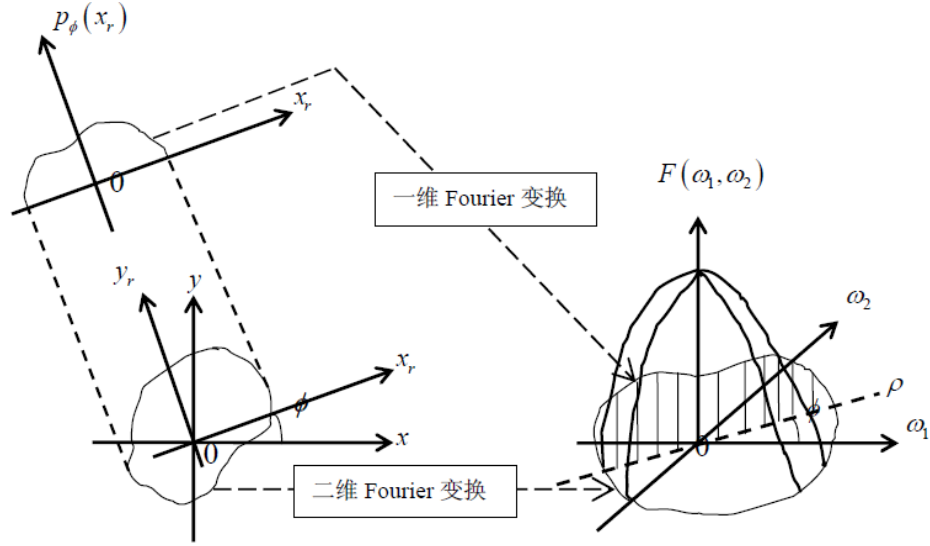


图 2.3 二维投影定理的几何表示

## 2.2 传统 CT 成像的物理基础

CT 成像的基本原理是 X 射线光子束通过人体时的衰减<sup>[2]</sup>，即利用 X 射线对待检测物体进行扫描，在一定能量的 X 射线或  $\gamma$  射线通过一定角度穿透待检测物体时，其中的一部分射线将会发生散射或者被待检测物体吸收，将会导致最终到达检测器的射线相对于原射线发生一定程度的衰减。而成功穿过待检测物体的光子被检测器接收后转换为电子流，将其放大之后得到的模拟信号转换成数字信号，进而由计算机进行图像重建的过程。<sup>[17]</sup>检测器接收到信号的强弱程度与物体横断面内的组织密度有很大关系，若该横断面内的组织密度较低，则其只能吸收少量光子，检测器接收到的信号较强，反之，若密度较高，则能够吸收大量的光子，检测器接收到的信号较弱<sup>[7]</sup>。射线的强度发生衰减主要因为三种物理现象导致的，他们分别是光电效应、相干散射(电子对效应)和非相干散射(Compton 散射效应)。<sup>[20]</sup>

当使用单能的 X 射线 CT 系统时，X 射线穿过不同的待检测物质后，不同物质的衰减系数  $\mu$  是截然不同的。

但是对于某种已知的介质， $\mu$  是常数。假设 X 射线穿过的物质是均匀的，如图



2.4 所示，射线的衰减满足 Lambert-Beer 吸收定律<sup>[21]</sup>：

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2-14)$$

将上式两边同时除以  $I_0$  并取自然对数得到<sup>[22]</sup>：

$$\mu x = -\ln \frac{I}{I_0} \quad (2-15)$$

其中，X 射线射入时的能量强度可以表示为  $I_0$ ，X 射线经过待测物质的吸收或散射后的强度可以表示为  $I$ ，X 射线照射的待测物体的厚度可以表示为  $x$ 。待检测体线性吸收系数被表示为  $\mu$ 。

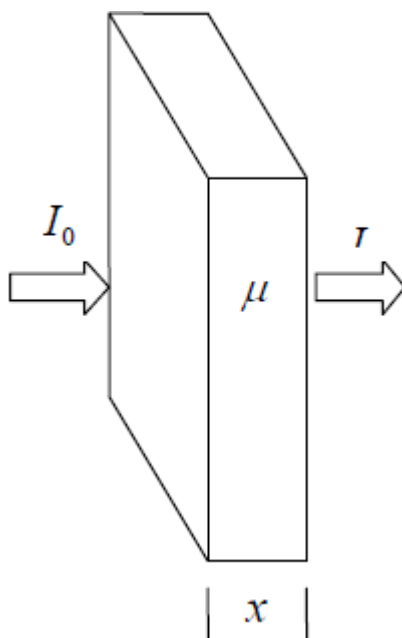


图 2.4 X 射线穿过均匀物质示意图

如果 X 射线照射的是多段材质均匀的材料，如图 2.5 所示，根据 Lambert-Beer 吸收定律<sup>[21]</sup>，有

$$\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3 + \cdots + \mu_n x_n = -\ln \frac{I}{I_0} \quad (2-16)$$

即

$$\sum_{i=1}^n \mu_i x_i = -\ln \frac{I}{I_0}$$

这里  $\mu_1$ 、 $\mu_2$ 、 $\mu_3$ 、...  $\mu_n$  分别是各种不同物质的线性吸收系数， $x_1$ 、 $x_2$ 、 $x_3$ 、...  $x_n$  分别是 X 射线照射的各段不同待检测物质的厚度。

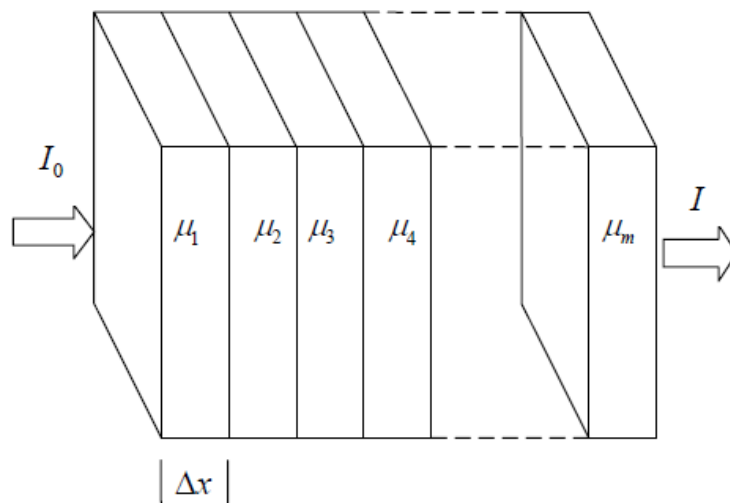


图 2.5 X 射线穿过非均匀多种材料示意图

### 2.3 本章小结

本章介绍了传统 CT 成像的数学理论基础和物理理论基础，CT 成像的根本就是 X 射线通过不同的物质会发生不同衰减，形成图像。通过本章的介绍，对下文将会介绍到的双源双能量 CT 有了理论基础，便于理解。

### 第三章 双源双能 CT 图像预处理

#### 3.1 双源双能 CT 成像原理

双源 CT 又被叫做 DSCT (Dual Source CT)，它是一种 CT 设备，同时通过两套 x 光管系统和两套探测系统收集人体图像。依照固定的方式和特殊的角度将两套 X 射线发生器和两套探测器系统安装在某一个特定的平面内，同时进行扫描。两套 X 射线发生器可以发射相同能量或者不同能量的 X 射线 (不同能量的 X 射线成像即下文会介绍的双源双能量 CT)，这样就可以实现待测量物体截面图像的分解。传统 CT 由于仅有一套 X 射线发生装置和探测器系统，因此在扫描特殊条件下的物体时 (比如心脏部位) 将会因为速度太慢的问题无法实现精确成像<sup>[14]</sup>。为了解决这一问题，研究人员试着通过提高 CT 设备的旋转速度来提高 CT 对特殊环境下的待测物体的成像效果，然而受限于当时的工业水平和由于 CT 旋转过快所产生的无法处理的离心力，该方法并没有成功解决传统 CT 的问题<sup>[15]</sup>。但是双源 CT 自身拥有 2 个 X 射线发生器和 2 个探测器系统，能够以相对于传统 CT 更快的速度进行扫描，因此该方法能够采集心脏图像以及冠状动脉图像<sup>[4]</sup>，双源 CT 能够在心率过快或心律不齐的情况下对心脏图像进行成像，这是传统 CT 无法做到的<sup>[13]</sup>。从构成上来看双源 CT 的理论和传统 CT 并没有很大的区别，但实际临床医疗中，却可以完成很多传统 CT 无法完成任务<sup>[5]</sup>。

双能 CT 指可以利用两种不同能量的 X 射线对待测量物体进行成像的 CT 设备，目的是通过两种不同能量的光子束穿透物体进行成像，利用不同物质能量吸收曲线的差异，能够准确地推算出该物体的成分构成<sup>[1]</sup>。双能 CT 对不同物质的区分能力有所区别，一方面取决于两种物质本身原子序数的差别，另一方面取决于“双能”的两种能谱本身的重叠程度<sup>[16]</sup>。理论上两种能量的峰值相差越远，重叠成分越少，物质区分能力就越强，哪怕原子序数相对接近的两种物质与能够被区分出来。<sup>[11]</sup>

双源双能量 CT 指在双源 CT 的基础上使用两种不同能量的 X 射线对物体进行成像，目的是依据不同成分的物体对 X 射线的线性吸收系数不同，导致探测器接收到的 X 射线衰减度不同，通过图像处理技术，可以得到不同能量的 X 射线对待测物体的成像。通过一定算法的处理，可以实现图像的分解，对临床医疗等有巨大帮助<sup>[12]</sup>。

#### 3.2 程序流程图

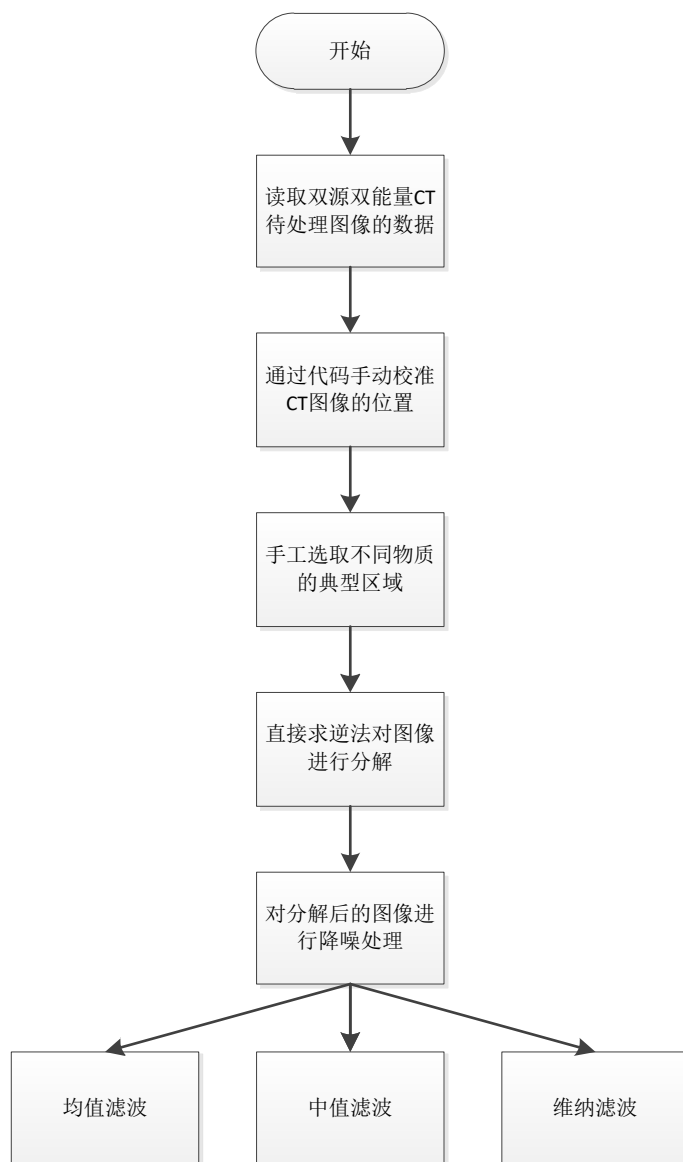


图 3.1 程序流程图

### 3.3 双源双能 CT 图像读取

在开始进行双能量分解之前，要先对原始图像数据进行读取，将三维心脏图像的数据存储在一个  $256 \times 256 \times 400$  的矩阵中。选取其中的某个截面，得到一个  $400 \times 256$  的矩阵，让其在 Matlab 中通过 `imshow` 显示，结果如图 3.3 和图 3.3 所示：

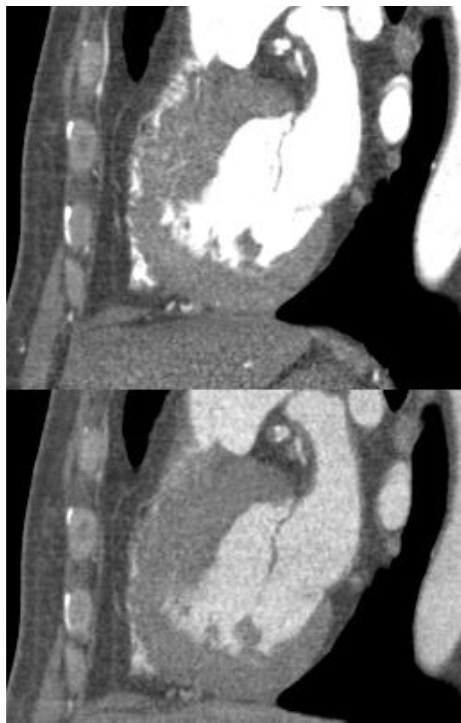


图 3.2 心脏纵截面 CT 成像图

图 3.2 中图的上半部分为高能 CT 成像图，下半部分为低能 CT 成像图。

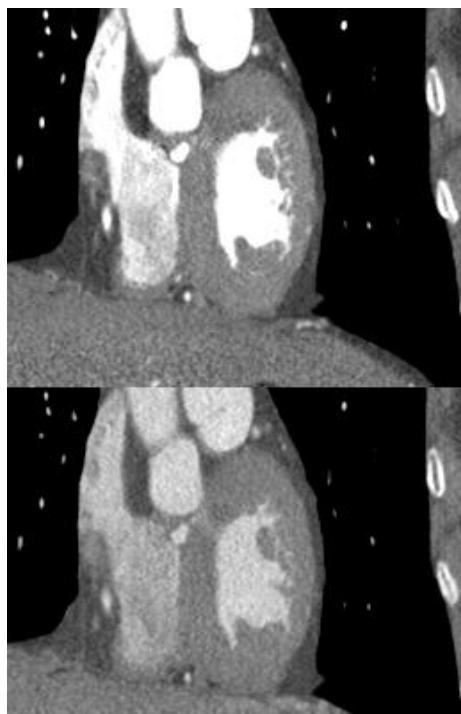


图 3.3 心脏横截面 CT 成像图

图 3.2 和图 3.3 均为待处理的心脏横纵截面 CT 图原始数据，两张图从不同角度

拍摄了心脏，两张图可以明显看出上下结构相似，说明双能 CT 图像位置几乎相同。两张图的上半部分图像为高能量 CT 成像图，下半部分为低能量 CT 成像图。

### 3.4 双源双能 CT 图像位置校准

需要将图 3.2 进行位置校准处理，将图中两个部分按中间坐标截断后，得到两个图像对应的数字矩阵，对得到的两个数字矩阵相减，可得到差异图像（在 Matlab 中如图 3.4 显示），可以看出校准效果的好坏。图 3.4 可以通过肉眼看出有明显错位，有大量没有贴合的部分，需要对图像进行校准，以便后面的数据处理工作。

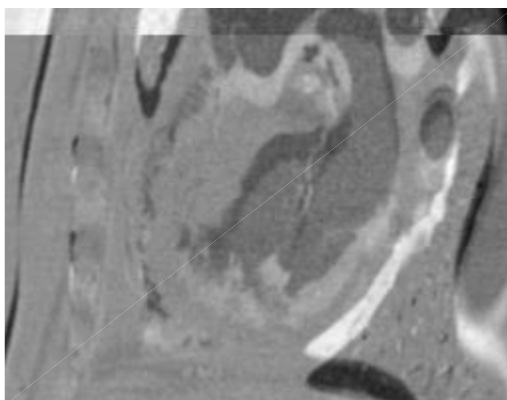


图 3.4 未校准的相减结果

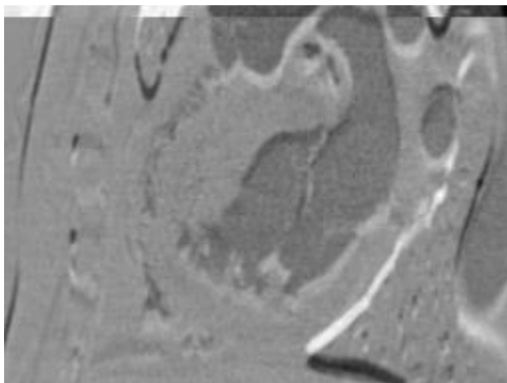


图 3.5 校准过程图

图 3.5 为通过手动调节图像位置，可以看出相对于图 3.4 有明显变化，两幅图重叠度明显提高，但仍然有一定明显未重叠的阴影部分。图 3.6 为手动调节图像的近乎最佳位置，可以看出未重叠的阴影部分几乎没有，说明校准结果较为良好。使用同样的方法对心脏的横截面 CT 成像图进行截取和位置校准，结果如图 3.7。

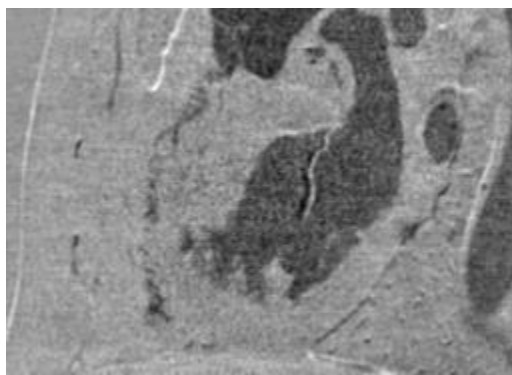


图 3.6 心脏图像纵截面经过校准后的相减结果

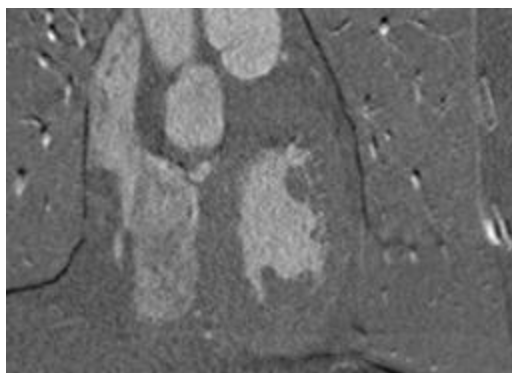


图 3.7 心脏图像横截面经过校准后的相减结果

经过对心脏图像的位置校准处理后，得到的两幅图像现在分别如图 3.8（低能 CT 图像）和图 3.9（高能 CT 图像）所示。

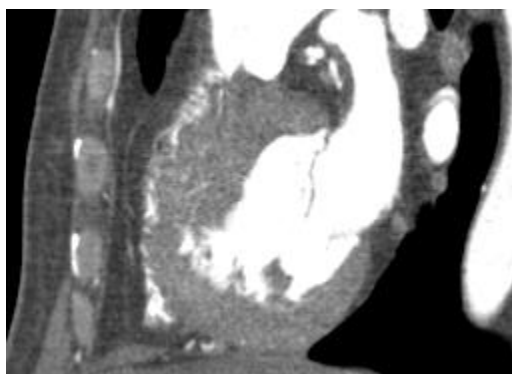


图 3.8 低能 CT 图像

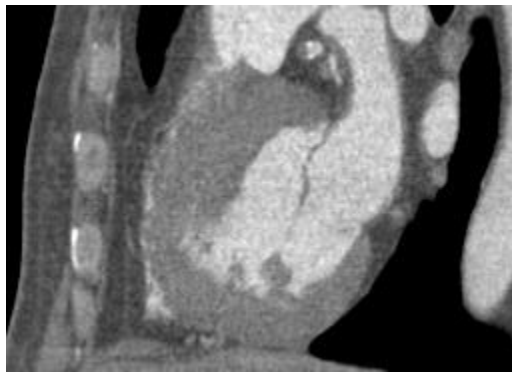


图 3.9 高能 CT 图像

明显看出，处理后的两幅图像结构对称，差别只有因照射时 X 射线能量强度不同导致的图像灰度值的差别，两幅图像十分适合进行下一步的双能量分解处理。此时在高低能图像中的任意一张图中手工选取长方形区域操作，在另一幅图中相同的坐标位置也通过程序自动进行相同操作，例如同样为造影剂部分或同样为肌肉组织部分。

### 3.5 本章小结

本章开始介绍了双源双能量 CT 的含义和目的，然后对如何读取图片进行了介绍，最后介绍了对图像的预处理，对图像的校准，以便后续对图像的进一步处理。本章只提出了一种简单，但适用性较低的校准方法，后续可以对自动校准等功能进行实现。



## 第四章 双源双能量 CT 图像分解

### 4.1 双能量 CT 图像分解目的

双源 CT 图像的双能量分解后的结果有很大的实用性，特别是医学方面对其有很大的需要，例如区域分割，在对患者体内的病灶进行探查时，通过双源双能量 CT 成像及分解，医生可以准确的获得患者体内的不同的组织，对诊断的准确性有了显著提升。同时还可以将特征部分提出，而无关的组织部分就可以舍去，减少了干扰医生判断的成分。除此之外，还可以用于剂量计算，放射治疗中，对于处方剂量的计算十分重要，处方剂量被多种不同因素影响，特别是不同组织对 X 射线的衰减系数不同，通过双源双能量 CT，医生可以定量计算不同组织的衰减量，可以帮助医生准确计算处方剂量。

### 4.2 直接矩阵求逆法

本工作核心算法就是直接矩阵求逆，可以求出标定矩阵的逆，得到双能量分解图像。在图像域材料分解理论中，CT 图像中每个像素的线性衰减系数与图像像素值之间有线性关系。在此假定近似值是准确的，则直接矩阵求逆法的公式可写为：

$$\begin{pmatrix} \mu_H \\ \mu_L \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mu_{1H} & \mu_{2H} \\ \mu_{1L} & \mu_{2L} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \end{pmatrix} \quad (4-1)$$

其中下标 H (L) 表示高 (低) 能量的 CT 图像像素值，下标 1 和 2 表示两种不同的物质。 $\mu_{ij}$  是材料  $i$  ( $i=1$  或  $2$ ) 在能量  $j$  ( $j=H$  或  $L$ ) 下的线性衰减系数，单位为  $mm^{-1}$ 。

使用  $mm^{-1}$  单位而不是 Hounsfield 单位 (HU) 作为变量  $\mu$  的单位，可以保持系统线性。为了确定上式中的  $\mu_{ij}$ ，在包含基材料的 CT 图像上手动选择两个灰度均匀区域，然后将两个区域中的灰度值作为分解矩阵的元素。需要注意的是，在实际使用中这种手工交互式方法可能会带来麻烦，另一种方法是使用两个校准过的统一模型的 CT 扫描图像来获得矩阵。在上式中， $(x_1, x_2)$  是两个目标图像的像素对，是基材料的归一化密度，没有单位。 $(\mu_H, \mu_L)$  是以  $mm^{-1}$  为单位的高低能量 CT 图像中的像素对，其测量不同能量下的等效线性衰减系数。为了处理完整的 CT 图像，上式可以被重写为矩阵形式：

$$\vec{\mu} = A \vec{x} \quad (4-2)$$

在上面的等式中， $A$  是基材料成分矩阵，具有  $2N \times 2N$  的尺寸，其中  $N$  是一个 CT 图像中的像素总数。 $A$  可以被下式求得：

$$A = \begin{pmatrix} \mu_{1H}I & \mu_{2H}I \\ \mu_{1L}I & \mu_{2L}I \end{pmatrix} \quad (4-3)$$

其中  $I$  是维数为  $N \times N$  的单位矩阵。 $\vec{\mu}$  是由高低能 CT 图像级联组成的  $2N$  向量。如下式：

$$\vec{\mu} = \begin{pmatrix} \vec{\mu}_H \\ \vec{\mu}_L \end{pmatrix} \quad (4-4)$$

其中  $\vec{\mu}_H$ 、 $\vec{\mu}_L$  是分别表示测量的高能量和低能量 CT 图像的列向量。 $\vec{x}$  是由分解图像组成的  $2N$  向量。

$$\vec{x} = \begin{pmatrix} \vec{x}_1 \\ \vec{x}_2 \end{pmatrix} \quad (4-5)$$

其中  $\vec{x}_1$ 、 $\vec{x}_2$  分别表示分解结果的两个图像的列向量。

进一步地，可以通过矩阵求逆从 CT 图像中计算出基础材料的图像。这种直接的材料分解写成：

$$\vec{x} = A^{-1} \vec{\mu} \quad (4-6)$$

其中  $A$  是分解矩阵，计算如下：

$$A^{-1} = \begin{pmatrix} B_{11}I & B_{12}I \\ B_{21}I & B_{22}I \end{pmatrix} = \frac{1}{\mu_{1H}\mu_{2L} - \mu_{2H}\mu_{1L}} \begin{pmatrix} \mu_{2L}I & -\mu_{2H}I \\ -\mu_{1L}I & \mu_{1H}I \end{pmatrix} \quad (4-7)$$

使用基于直接矩阵求逆的双能量 CT 图像分解(4-6)与原始 CT 图像相比，生成信噪比严重下降的图像。这是因为双能量比  $\mu_{1H}/\mu_{1L}$  在诊断 x 射线能量范围内的两种基础材料上没有显著差异。因此，分解对于原始 CT 图像上的噪声非常敏感。

### 4.3 手工选取典型区域

在程序中，通过对图 4.1 的手工操作，分别选取其中造影剂部分和肌肉组织部分，选中的区域必须有均匀的灰度值，通过 Matlab 中的“rect”指令，让使用者通过鼠标框选择目标区域，如图 4.1 所示。

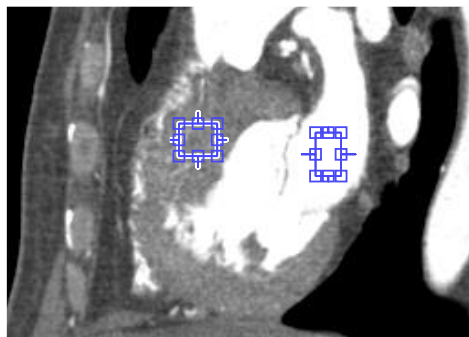


图 4.1 手工选择不同物质典型区域

`getPosition`指令可以返回一个 $1 \times 4$ 的矩阵，表示当前矩形的位置，返回的矩阵值按顺序分别为矩形的X轴最小值、Y轴最小值、宽度和高度。使用该指令得到手工选取的矩形区域。此时，由于在第三章已经对高低能图像进行了校准，所以可以直接使用这幅图中选取的位置坐标，对低能图像进行计算。

此时得到的矩阵仅为坐标信息，需要通过`imcrop`指令得到具体选择的典型区域，为了验证是否选取正确，可以通过显示出来验证一下。

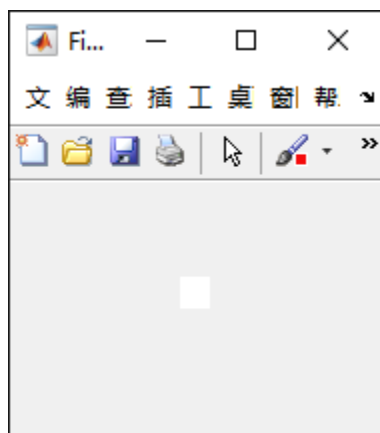


图4.2 高能CT图中的典型区域1

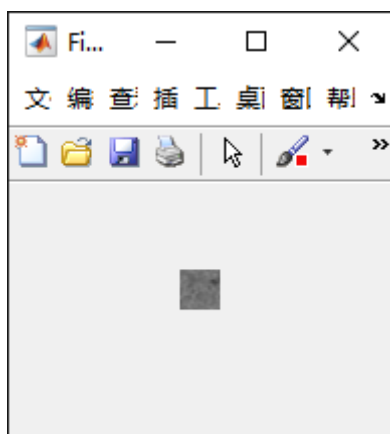


图4.3 高能CT图中的典型区域2

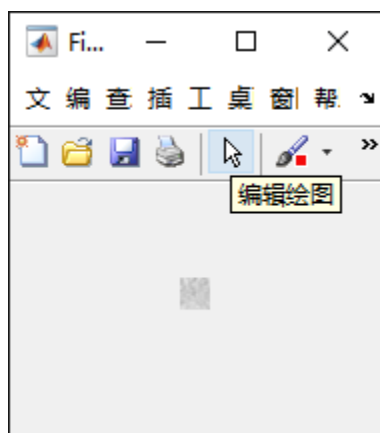


图4.4 低能CT图中的典型区域1

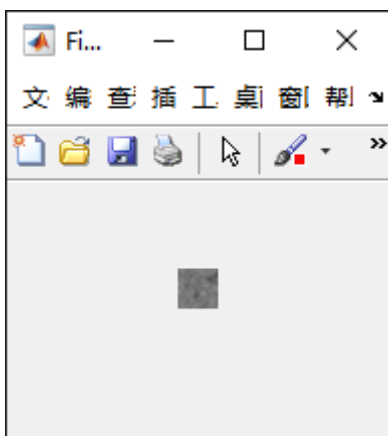


图4.5 低能CT图中的典型区域2

图4.2到图4.5中，图4.2与图4.4对应，分别为不同能量CT成像图中的造影剂部分，图4.3与图4.5对应，分别为不同能量CT成像图中的肌肉组织部分。取的图像与预期一致，说明通过鼠标选取典型区域的方法可行并且成功实现，得到典型区域的矩阵数据后，就可以通过mean2函数对灰度值均值进行计算。该结果在后续的图片处理中至关重要，所以鼠标选取时要注意准确，尽量选择均匀无杂质的区域，否则由于分解图像的每一个像素点的计算都与该均值有关，如果出现误差将会对分解出的图像造成极大的影响。

### 4.3 直接求逆法实现

通过mean2函数算出手工选取矩形区域的灰度均值，总共四个值，按照直接矩阵求逆法公式中要求的顺序存入 $2 \times 2$ 的矩阵mat\_rect中，其中mat\_rect(1,1)是高能图像中的肌肉部分，mat\_rect(1,2)是高能图像中的造影剂部分，mat\_rect(2,1)是低能图像中的肌肉部分，mat\_rect(2,2)是低能图像中的造影剂部分。参考式（4-6），求 $A^{-1}$ 即

矩阵`mat_rect`的逆矩阵。而 $\bar{\mu}$  则与 $\bar{x}$  相关，每一个原图像中的像素点对对应分解图像中的像素点对。所以通过双重循环来遍历原始图像的每一个点，相关代码如下：

```
for cir_1 = 1:row_1
    cir_1
    for cir_2 = 1:vertical_row
        I1_test = I1(cir_1,cir_2);
        I2_test = I2(cir_1,cir_2);
        mat_0 = [I1_test;I2_test];
        temp = inv(mat_rect)*mat_0;
        mat_result1(cir_1,cir_2) = temp(1);
        mat_result2(cir_1,cir_2) = temp(2);
    end
end
end
```

其中`row`和`vertical_row`通过对原始图像的矩阵进行`size`函数求得，通过循环将计算出的每一个对应像素点对存储在目标矩阵中，最终`mat_result1`和`mat_result2`就是分解图像。通过选取显示灰度值范围，最终结果如图4.2、4.3所示。



图4.2 肌肉组织分解结果



图4.3 造影剂分解结果

上面两幅图可以明显看出分别将肌肉组织和造影剂部分以高亮显示出来，分解得到的图像对比度较高，能够明显区分不同的物质，对图像的后续处理或帮助医生诊断有显著的帮助效果。缺点是噪声显著增大，需要降噪后处理。

同样的步骤再对心脏的另一个方向截面进行处理，得到结果如图4.4和图4.5。

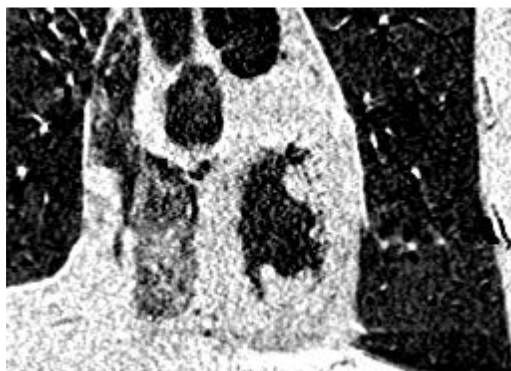


图4.4 肌肉组织分解结果

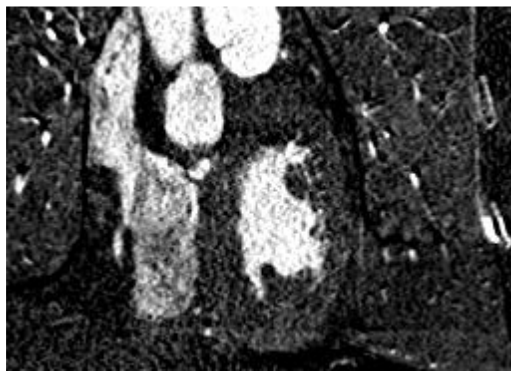


图4.5 造影剂部分分解结果

## 4.4 分解结果降噪后处理

由于直接矩阵求逆法导致分解后的图像噪声强度显著增大，可通过多种滤波方式对其进行降噪后处理，最终对比结果。以图 4.2 为例子进行对比。

### 4.4.1 均值滤波

均值滤波是十分常用的线性滤波算法，它是使用一个模板对目标图像进行处理，该模板包括了环绕目标像素的一圈像素（以目标像素为中心的周围8个像素，构成一个滤波模板，去掉了中心的目标本身），再用模板中的所有像素的均值来代替原来目标像素值。缺点是均值滤波对图像细节保留度很小，十分容易在降噪的时候将图像的细节也除去，特别是对图像的边缘细节保护很差，使得图像的边缘变得不清晰。

如图4.6。

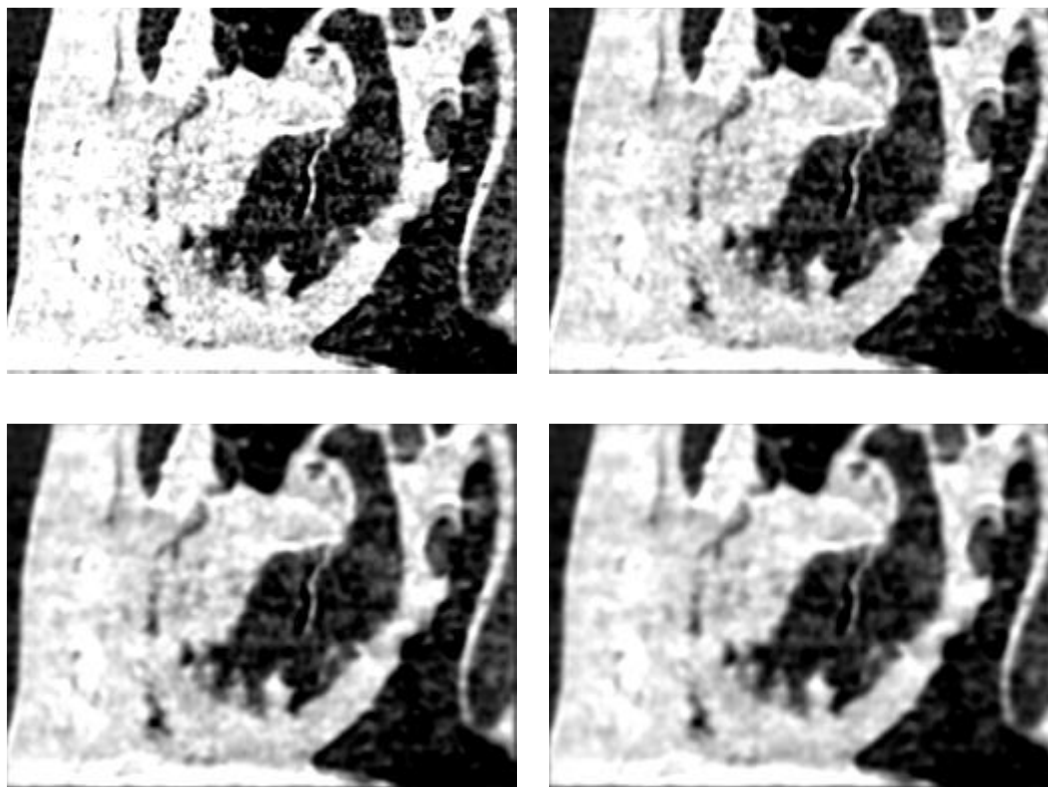
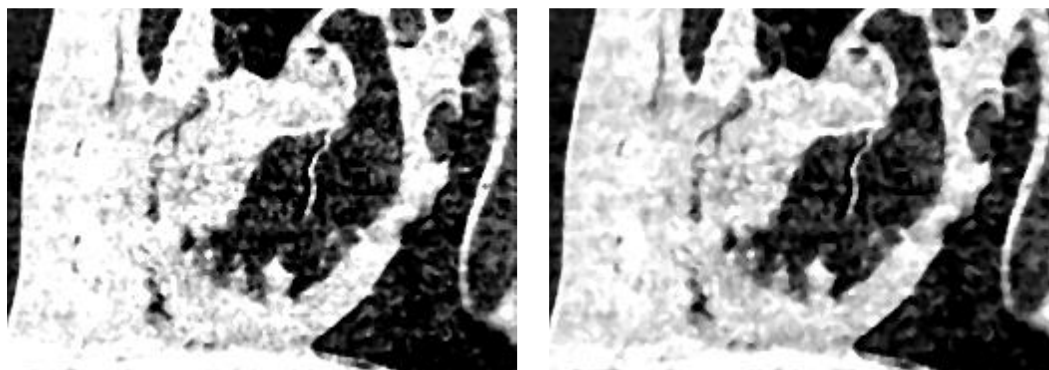


图4.6 均值滤波1、2、3、4次结果

#### 4.4.2 中值滤波

中值滤波的基本原理是把数字图像中某一个像素点的灰度值用该点的一个邻域中各点的灰度值的中值代替，让周围的像素值更加接近，从而使孤立的噪声点不复存在。中值滤波十分适合处理椒盐噪声，同时擅长对图像的边缘细节进行保护。



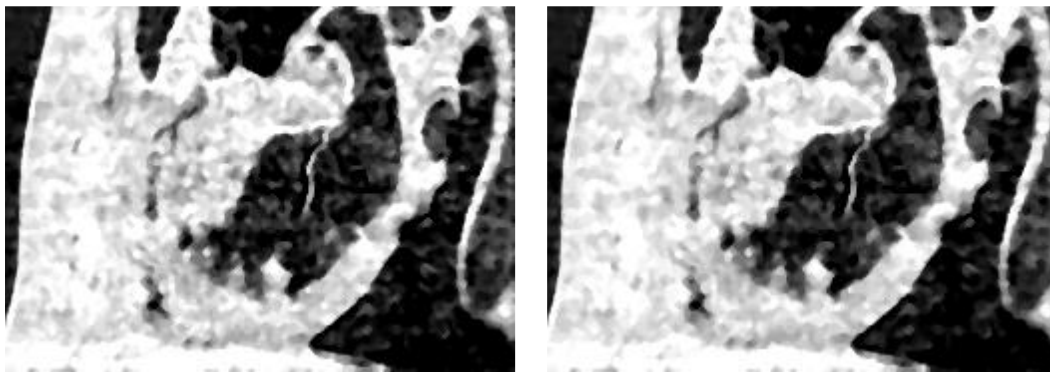


图4.7 中值滤波1、2、3、4次结果

#### 4.4.3 维纳滤波

维纳滤波也称最小均方误差滤波，它能处理噪声污染和被退化函数退化的图像。该滤波方法以在图像和噪声都是随机变量为基础，目标是找到未污染图像的一个估计，使它们之间的均方误差最小。

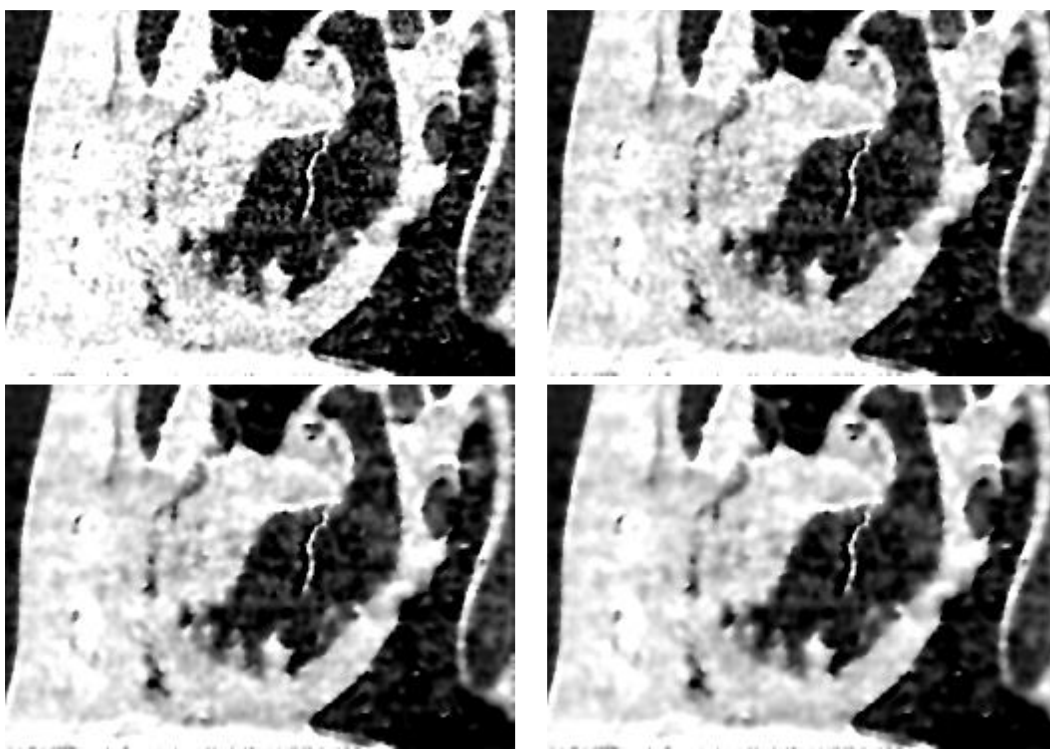


图4.8 维纳滤波1、2、3、4次结果

#### 4.4.4 滤波效果比较与分析



对比图4.6、图4.7和图4.8，均值滤波降噪效果比中值滤波好，但边缘保护能力弱，中值滤波边缘细节保护效果好，但降噪效果略低于维纳滤波。所以多种滤波方式应根据实际使用目的进行选择，当需要光滑的边缘是，建议选择中值滤波，当需要明显的降噪效果时，可以选择均值滤波，两种效果都较为良好的维纳滤波使用情况较为灵活。

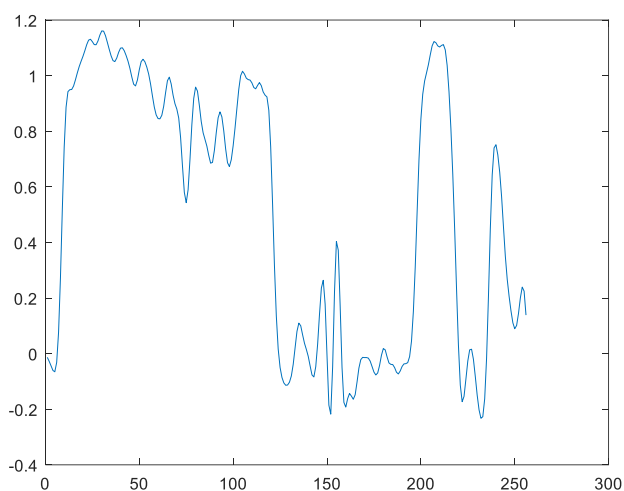


图4.9 均值滤波第4次结果最中间一行的灰度曲线

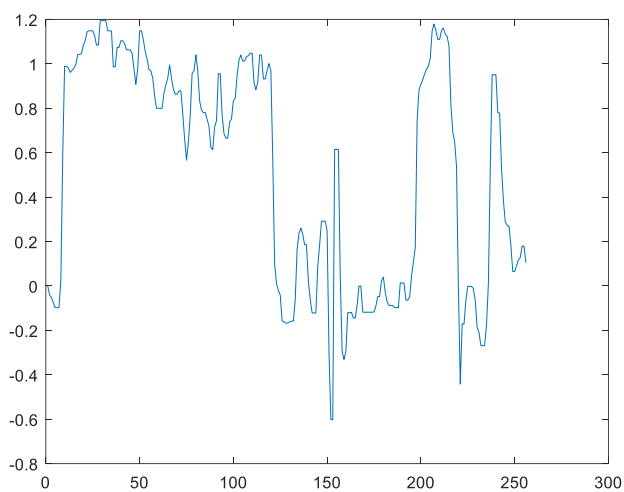


图4.10 中值滤波第4次结果最中间一行的灰度曲线

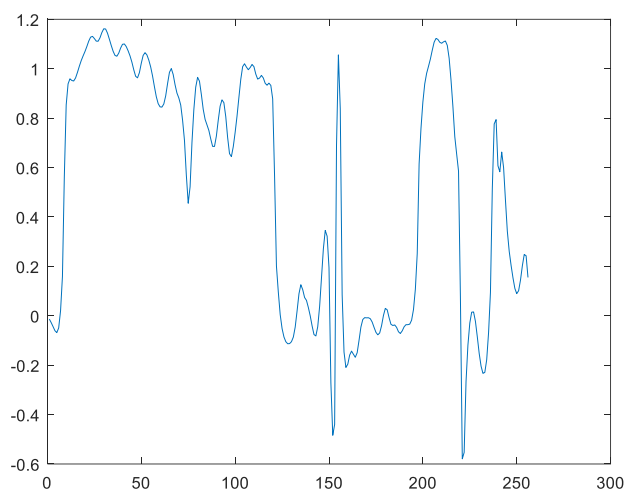


图4.11 维纳滤波第4次结果最中间一行的灰度曲线

通过绘制灰度曲线，可以看出各种降噪的效果，图4.9可以看出曲线中锯齿较为平滑，说明降噪效果明显，但差值较小说明边缘保护能力较差，图4.10中的锯齿明显多于图4.9，说明中值滤波降噪效果不如均值滤波，但峰谷值差距明显，说明图像对比度更高，边缘保护更好。图4.11可以看出其波峰波谷很明显，图像对比度高，且锯齿小于中值滤波，略大于均值滤波，降噪效果良好，同时也拥有一定的边缘保护能力。

## 4.5 本章小结

本章对双源双能量CT的图像分解的其中一种算法做出了详细的介绍，同时介绍了分解图像的目的和作用，最后对于该算法导致的噪声问题提出了多种解决办法，接着对比了多种降噪方法的优劣势不同，对各方法做出了评价。

## 第五章 总结与展望

### 5.1 总结

本文在开篇介绍了CT成像的数理基础，之后介绍了双源双能量CT的含义和意义，然后对心脏图像的处理过程做了一定的介绍，之后又详细讲解了如何使用直接求逆法对图像进行分解，同时描述了在Matlab下实现算法的过程，最后对各种降噪方式进行了对比。本研究主要使用直接求逆法对双能CT图像进行了分解，该算法速度快效率高，但噪声很明显，有待改进。本研究仅对两种不同物质进行了分解，但临床医疗中，CT图像需要分辨的物质通常不仅仅只有2种，该算法不能满足多种物质的分解。本文最终取得的研究成果为将双源双能量CT对心脏部位的两幅不同能量的成像图依据不同的物质，分解为两幅单独显示不同物质的图像。

### 5.2 展望

双源双能量CT在结构复杂的图像成像使用中，比传统CT有显著优势，适用性广，且准确性高，同时帮助使用人员区分不同的物质，对医疗等工作有很大的帮助。如果能对本文的算法做出更多改进，例如降低噪声，自动对原始图像进行选取和校准，自动选取不同物质的典型区域，本算法的便利性将会得到更大的提升。双源双能量CT是近年来较为新兴又热门的领域，由于直接求逆法的适用性有限，仅能分解两种物质，医疗实践中，人体的器官结构复杂，有血管、肌肉、液体、空气等等，后续需要研究出适用性更广的，可以对多种物质进行分解的算法，届时双源双能量CT图像分解对生活的帮助将会更加显著。

## 参考文献

- [1] 石明国,张振荣,尤志军,郑敏文. CT 成像技术的发展[J]. 中国医学装备,2007,04:56-60.]
- [2] Chiro, G.D.,et al., Tissue signatures with dual-energy computed tomography. Radiology, 1979. 131(2): p. 521-3
- [3] Carmi R,Naveh G, Altman A, Material separation with dual-layer CT.[A].IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record [C]. USA:IEEE,2005.1876-1878
- [4] 王丽新. 双能 CT 基物质分解算法应用研究[D]. 山东大学, 2016.
- [5] Zhou S A, Brahme A, Development of phase-contrast X-ray imaging techniques and potential medical applications[J],Physical Medica, 2008, 24(3): 129-148 .
- [6] 万娅敏. 双能量 CT 对胃癌患者术前病理分级及分期的临床研究[D]. 郑州大学, 2014.
- [7] 高洋. 双能 CT 图像重建算法研究[D]. 重庆大学, 2012.
- [8] 刘伟. 低剂量 CT 投影恢复及不完备数据重建算法研究[D]. 中北大学, 2014.
- [9] G. W. Zhang, J. P. Cheng, L. Zhang, et al. A practical reconstruction method for dual energy computed tomography [J]. Journal of X-Ray Science and Technology. 2008, 16(2): 67-88.
- [10] R. E. Alvarez and A. Macovski. Energy-selective reconstructions in X-ray Computerized Tomography [J]. Physics in Medical and Biology. 1976, 21(5): 733–744.
- [11] K.S. Chuang, H. K. Huang. Comparison of four dual energy image decomposition methods [J] Physics in Medical and Biology. 1988, 33(4): 455-466.
- [12] Z. R. Ying, R. Naidu, C. R. Crawford. Dual energy computed tomography for explosive detection [J]. Journal of X-ray Science and Technology. 2006, 14(4): 235–256.
- [13] P. Stenner, T. Berkus and M. Kachelrieß. Empirical dual energy calibration (EDEC) for cone-beam computed tomography [J]. Medical Physics. 2007, 34(9): 3630–3641.
- [14] T. P. Szczykutowicz and G. H. Chen. Dual energy CT using slow kVp switching acquisition and prior image constrained compressed sensing [J]. Physics in Medical and Biology. 2010, 55(21): 6411–6429.
- [15] J. Hsieh, J. Fan, N. Chandra et al. A Reconstruction technique for dual-energy X-ray computed tomography [C]. Proceedings the first international conference on image formation in X-ray computed tomography. 2011: 10-13.
- [16] H. Xue, L. Zhang, Y. Xiao, and Z. Chen. Metal Artifact reduction in dual energy CT by sinogram segmentation based on active contour model and TV inpainting [C]. In proceedings of IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record. 2009:904-908.
- [17] 李保磊, 张耀军. 基于投影匹配的X 射线双能计算机层析成像投影分解算法[J]. 光学学报. 2011, 31(3): 0311002.1-0311002.6.
- [18] B. J. Heismann, J. Leppert and K. Stierstorfer. Density and atomic number measurements with spectral X-ray attenuation method [J]. Journal of Applied Physics. 2003, 94(3):
- [19] 张娜. 锥束CT三维迭代重建算法的研究[D]. 东北大学, 2013.
- [20] Q. Lu. The utility of X-ray dual-energy transmission and scatter technologies for illicit material detection [D]. Virginia: Blacksburg, 1999
- [21] 庄天戈. CT 原理和算法[M]. 第一版. 上海: 上海交通大学出版社, 1992.
- [22] T. M. Buzug. Computed Tomography: From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT [M].

Publisher: Springer, July 24, 2008.

## 致 谢

我首先要感谢我的论文指导老师、西安邮电大学自动化学院的汤少杰老师。汤老师对我论文的研究方向做出了指导性的意见和推荐，在论文撰写过程中及时对我遇到的困难和疑惑给予悉心指点，提出了许多有益的改善性意见，投入了很多的心血和精力。汤老师对我的帮忙和关怀表示诚挚的谢意!同时，还要感谢西安邮电大学自动化专业的授课老师们和所有同学们，大家在西安邮电大学的学习中互相学习，互相帮忙，共同度过了一段完美难忘的时光。

此外，还要感谢朋友以及同学们在论文编写中带给的大力支持和帮忙，给我带来极大的启发。也要感谢参考文献中的作者们，透过他们的研究文章，使我对研究课题有了很好的出发点。

最后，谢谢论文评阅老师们的辛苦工作。衷心感谢我的家人、朋友，以及同学们，真是在他们的鼓励和支持下我才得以顺利完成此论文。

## 附录

Matlab程序清单:

```
close all
clear
global CT
a = uigetdir('.\DICOM_2\16053011\25550000');
a = '\DICOM_2\16053011\25550000';

if ~isequal(a,0)
    dirOuta = dir(a);
    CT.dira = [a filesep];
    CT.files1 = {dirOuta.name}';
    CT.fil_len1 = length(CT.files1)-2;
    %
    minpage=103;%28;
    maxpage=length(CT.files1);
    %
    I=[];
    I1=[];
    I2=[];
    %
    interval=1;
    ratio=0.5;
    num=0;
    for n_files1=[minpage:interval:maxpage]
        [n_files1]
        %
        c = CT.files1{n_files1};
        CT.dicom1 = dicominfo([CT.dira c]);
        CT.image1 = dicomread(CT.dicom1);
        Recon_correct=double(CT.image1);
        Recon_correct=imresize(Recon_correct,ratio);

        num=num+1;
        I(:, :, num)=Recon_correct;
        I1(num, :)=Recon_correct(128, :);
        I2(num, :)=Recon_correct(:, 128);
    end
end
save I_0 I;
```

```

save I1_00 I1;
save I2_00 I2;

load I_0; %%%%%%%%%%%
load I1_00;
load I2_00;
for i=100
    figure;imshow(I(:, :, i), [700 1500]);
end
figure;imshow(I1, [700 1500]);
figure;imshow(I2, [700 1500]);
%
[row, col, page]=size(I);%%%%%%%%%
VoxelSize = [CT.dicom1.PixelSpacing(1)'/ratio CT.dicom1.SliceThickness*interval]
pos=round(page/2)+16;%%%%%%%%%%
temp=size(pos+1:page,2);
pos1=min(pos,temp);
I1_0=I(:, :, 1:pos1);
I2_0=I(:, :, pos+1:page);
save I1_0 I1_0;
save I2_0 I2_0;

I1=reshape(I1_0(:, 128, :), 256, pos1);
I2=reshape(I2_0(:, 128, :), 256, pos1);
I1=I1';
I2=I2';
dI=I2-I1;
figure;imshow(dI, [], 'border', 'tight');
figure;imshow(I1, [700 1500]);

%% 鼠标选择方形区域 %[left, bottom, width, height]
h1 = imrect;
loc1 = getPosition(h1);

h2 = imrect;
loc2 = getPosition(h2);

figure;imshow(I2, [700 1500]);

%选择框选的矩形图像

```



```

img_rect1 = imcrop( I1, loc1 );
img_rect2 = imcrop( I1, loc2 );
img_rect3 = imcrop( I2, loc1 );
img_rect4 = imcrop( I2, loc2 );
    %figure;imshow(img_rect1,[700 1500]);

%求框选中的图像灰度平均值
I1_avg=round(mean2(img_rect1));
I2_avg=round(mean2(img_rect2));
I3_avg=round(mean2(img_rect3));
I4_avg=round(mean2(img_rect4));

% save I1_avg I1_avg
% save I2_avg I2_avg
% save I3_avg I3_avg
% save I4_avg I4_avg
%

warning off
%带入算法
a=size(I1);
row_1=a(1,1);
vertical_row=a(1,2);
mat_rect=[I1_avg,I2_avg;I3_avg,I4_avg];

for cir_1 = 1:row_1
    cir_1
    for cir_2 = 1:vertical_row
        I1_test = I1(cir_1,cir_2);
        I2_test = I2(cir_1,cir_2);
        mat_0 = [I1_test;I2_test];

        temp = inv(mat_rect)*mat_0;
        mat_result1(cir_1,cir_2) = temp(1);
        mat_result2(cir_1,cir_2) = temp(2);
    end
end

figure;imshow(mat_result1,[-0.1 1.1])

```

```
figure;imshow(mat_result2,[-0.1 1.1])
```

```
%各种降噪方法
```

```
%中值滤波
```

```
test_0 = medfilt2(mat_result2);
```

```
figure;imshow(test_0,[-0.1 1.1]);title('中值滤波');
```

```
%均值滤波
```

```
test_1 = filter2(fspecial('average',3),mat_result2);
```

```
figure;imshow(test_1,[-0.1 1.1]);title('均值滤波');
```

```
%维纳滤波
```

```
test_2 = wiener2(mat_result2,[3 3]); %wiener2 强调图象空间域锐化的作用
```

```
figure;imshow(test_2,[-0.1 1.1]);title('维纳滤波 wiener2 函数');
```