

高等学校生物医学工程专业重点规划教材
医学成像技术类课程配套实验教材

医学断层图像重建 仿真实验

Simulation Experiment of Medical
Image Reconstruction

黄力宇 朱守平 匡涛 编著

高等学校生物医学工程专业重点规划教材
医学成像技术类课程配套实验教材

医学断层图像重建仿真实验

黄力宇 朱守平 匡涛 编著

西安电子科技大学出版社

内 容 简 介

在医学成像技术类课程的教学过程中,断层图像重建无疑是一个重点和难点。本书是一本配合成像理论教学的实验指导书,内容较为系统地覆盖了目前课堂教学和医学临床上最常用的平行束扫描、扇束扫描、锥束扫描等扫描方式下的图像重建问题,并由浅入深地精心设计了十九个仿真实验,这些实验既包括了经典的滤波反投影算法和 FDK 重建算法,也包括了新近快速发展且方兴未艾的压缩感知算法在图像重建中的应用。

在简要给出每个实验涉及的理论基础和完成思路之外,每个实验涉及的所有算法都给出了 MATLAB 示例程序,以方便学生自学和上机练习。

本书适合作为生物医学工程专业高年级本科生或研究生的教材,也可作为相关领域科学研究人员入门的技术参考书。

图书在版编目(CIP)数据

医学断层图像重建仿真实验/黄力宇,朱守平,匡涛编著. —西安:西安电子科技大学出版社,2015.1
高等学校生物医学工程专业重点规划教材

ISBN 978 - 7 - 5606 - 3542 - 2

I. ① 医… II. ① 黄… ② 朱… ③ 匡… III. ① 计算机 X 线扫描体层摄影—高等学校—教材
IV. ① R814.42

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2014)第 283028 号

策划编辑 王 飞

责任编辑 马武裴 张 驰

出版发行 西安电子科技大学出版社(西安市太白南路 2 号)

电 话 (029)88242885 88201467 邮 编 710071

网 址 www.xduph.com 电子邮箱 xdupfb001@163.com

经 销 新华书店

印刷单位 陕西天意印务有限责任公司

版 次 2015 年 1 月第 1 版 2015 年 1 月第 1 次印刷

开 本 787 毫米×1092 毫米 1/16 印张 10

字 数 233 千字

印 数 1~3000 册

定 价 18.00 元

ISBN 978 - 7 - 5606 - 3542 - 2/R

XDUP 3834001 - 1

* * * 如有印装问题可调换 * * *

前 言

医学临床上目前大行其道的 X 射线 CT、超声、核医学和磁共振四大成像技术，其成像原理中多涉及断层图像重建理论。不同类型的成像手段，其断层图像重建的理论和技術既有类似的地方，也各有其特点。近年来，分子成像、小动物成像、大幅度改进 CT 成像性能的新型扫描方式、MRI 扫描的新序列研究成为国际同行关注的焦点。新成像设备研制和传统医学断层成像设备的性能改进都离不开断层图像重建这个既传统又前沿的学术领域。显然，在本科生和研究生“医学成像技术”类课程教学过程中，断层图像重建理论与算法是一个重点。

另一方面，断层图像重建也是医学成像技术类课程教学过程中的一个难点。断层图像重建理论可以追溯到 1917 年奥地利数学家 Radon 证明的一个定理。近百年来，发展出了多种多样的断层图像重建算法，主要分为两个大类：解析法和迭代法。无论哪种算法，其中均包含了复杂的数学推导，要充分理解这些数学概念并将其应用到工程实际中，对学习“医学成像技术”类课程的工科或医学类学校的学生来说是很不容易的。国内外医学成像技术类教材对这部分内容大多淡化处理，仅给出定性说明。20 世纪 90 年代初上海交通大学庄天戈教授编著的《CT 原理与算法》（上海交通大学出版社，1992）开创了国内断层图像重建理论定量分析之先河，近年出版的翻译自华人学者谢强的《计算机断层成像技术》和曾更生的《医学图像重建》两本书可作为断层图像重建理论教学过程中的补充读物，但其中的公式推导繁多而抽象，生物医学工程类专业的学生不易掌握。

帮助学生深刻理解断层图像重建算法的另一个有效途径是实验。为了配合课堂理论教学，我们编写了本实验教程，便于学生在计算机上用仿真模型获得数据研究图像重建算法。本实验教材的突出特点是在算法理论讨论的同时，特别强调如何用 MATLAB 仿真所学的算法，进而给出全部核心示例源程序，以供学生使用。

本实验教程可供理工院校或医学院校生物医学工程专业本科生或研究生学习使用。本科生可结合医学成像技术课程的理论教材，根据实验教材中的原理部分描述的算法，借助于已给出的程序流程图，按实验要求完成程序的编写，并希望通过调整实验参数来领会和研究算法的性能；研究生则要求对某一问题做出有一定见解的深入研究。

为了规范书中代码的编写，编者制订了简要的变量命名规则和编程规范，并以附录的形式给出，希望在辅助读者学习医学断层图像重建算法的同时，也有助于其养成良好的编程习惯。书中所列代码，旨在抛砖引玉地说明算法具体是如何实现的，而并未进行可能需要的优化，感兴趣的读者可以进一步完善，同时也欢迎读者与我们联系，分享优化后的代码，以便在本书再版时改进。另外，选用本书作为教材的教师可以联系作者索取本书中的全部例程。

特别值得一提的是，在国际断层图像重建的顶尖专家中，华人科学家占据了特别重要的地位。我校校友王革（美国 Rensselaer Polytechnic Institute 教授）、曾更生（美国 University of

Utah 教授) 都是其中的佼佼者。其他本学术领域内华人科学家还包括梁正荣、潘晓川、尤江生、陈光红和谢强等, 这些驰骋国际学术界的断层图像重建专家大多与我校生命科学技术学院存在学术合作关系。

本书的编写和出版得到西安电子科技大学教学改革项目和教材建设重点项目资助。黄力宇负责本书的策划与第一章内容的编写, 匡涛与李超编写了图像重建算法部分的核心内容, 朱守平审核、修订、润色了全部内容并补充编写了实验 15。研究生赵海丽、黎金旺、高路、郭志鹏也对本书的编写做出了重要贡献, 包括验证并修改部分程序、资料整理、部分章节的编写与排版。西安电子科技大学出版社的王飞编辑为本书的出版做了大量细致的工作, 作者在此一并致谢。

编写类似内容的实验教程在国内应该尚属首次, 加之作者的学识有限, 不妥之处在所难免, 欢迎使用本书的读者随时联系指教, 以便修订再版时对错误进行及时改正。作者邮箱: huangly@mail.xidian.edu.cn。

西安电子科技大学生命科学技术学院

黄力宇

2014 年 8 月

目 录

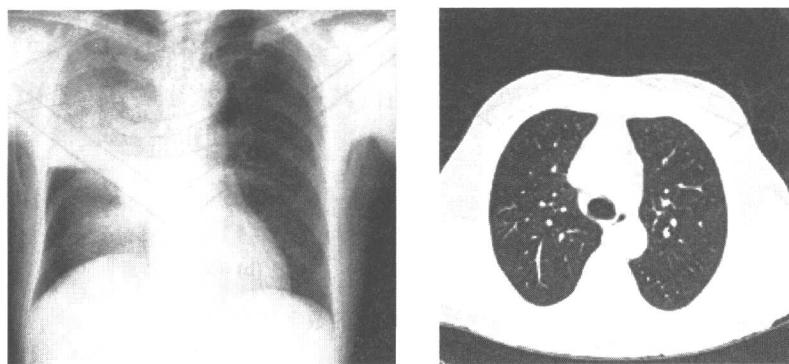
第 1 章 医学断层图像重建导论	(1)
1.1 常见医学断层成像技术	(1)
1.2 相关的几个重要概念	(2)
1.3 透射型和发射型断层成像	(4)
1.4 X-CT 的几种典型的扫描方式	(5)
1.5 图像重建算法的性能评价	(7)
参考文献	(8)
第 2 章 平行束重建算法仿真实验	(9)
实验 1 仿真模型的实验研究	(9)
实验 2 平行束投影数据的仿真	(13)
实验 3 直接反投影算法重建实验	(20)
实验 4 滤波反投影算法重建实验	(28)
参考文献	(36)
第 3 章 扇束重建算法仿真实验	(38)
实验 5 等角扇束投影数据的仿真	(39)
实验 6 等角扇束滤波反投影算法重建实验	(45)
实验 7 等距扇束投影数据的仿真	(54)
实验 8 等距扇束滤波反投影算法重建实验	(58)
实验 9 等角扇束重排算法重建实验	(64)
参考文献	(70)
第 4 章 三维锥束重建算法仿真实验	(71)
实验 10 三维 Shepp-Logan 头模型的设计	(71)
实验 11 三维头模型投影数据的仿真	(77)
实验 12 FDK 重建算法的仿真研究	(84)
参考文献	(92)
第 5 章 迭代重建算法仿真实验	(94)
实验 13 投影矩阵的计算	(95)
实验 14 ART 算法的仿真研究	(104)
实验 15 ART 算法投影次序的选择对重建结果的影响仿真实验研究	(108)

实验 16	MART 算法与 SART 算法的仿真研究	(116)
实验 17	MLEM 算法的仿真研究	(122)
实验 18	OSEM 算法的仿真研究	(129)
参考文献		(133)
第 6 章	压缩感知图像重建初探	(136)
实验 19	基于压缩感知图像重建算法的仿真研究	(138)
参考文献		(145)
附录 1	编程规范说明	(147)
附录 2	各章节代码变量说明	(149)
附录 3	各章节代码函数说明	(152)

第 1 章 医学断层图像重建导论

断层成像，顾名思义，就是对待观察物体内部的一个断面进行成像。医学断层成像就是以医学诊断、治疗或科学研究为目的，对待研究的人体或动物体（统称受检体）的一个断面进行成像，其重要价值可以由 X 射线计算机断层成像 (X-ray Computed Tomography, X-CT) 来说明。

尽管 X 射线摄影在医学临床诊断方面取得了巨大成就，但这种成像方法存在的一些固有缺陷限制了其临床应用价值。图 1.1(a) 所示为一张胸部 X 射线摄影图像。如果在图像中发现肿瘤，X 射线影像不能反映肿瘤出现在射线传播方向的哪个位置和深度上。图 1.1(b) 是一张典型的 CT 断层图像，克服了普通 X 射线摄影的这一局限。



(a) X射线摄影

(b) CT图像

图 1.1 不同成像方式下的胸部影像

1.1 常见医学断层成像技术

X 射线 CT 成像、正电子发射计算机断层成像 (Positron Emission Tomography, PET)、单光子发射计算机断层成像 (Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT) 和磁共振成像 (Nuclear Magnetic Resonance Imaging, MRI) 是临床医学中常见的几种断层成像。PET 和 SPECT 成像是核医学的两种，由于两者都是对从病人体内发射的 γ 射线成像，故统称发射型计算机断层成像 (Emission Computed Tomography, ECT)，X 射线 CT 成像是穿过人体的 X 射线进行成像，因此也被称为透射型计算机断层成像 (Transmission Computed Tomography, TCT)。MRI 成像是通过对 K 空间采样数据进行处理实现三维重建。

虽然上述几种成像方式在成像机理和成像设备等方面具有很大的差异性，但在图像断层重建方法方面则有很多类似之处。例如，我们很容易确立透射型成像和发射型成像中成

像模型的对应关系，MRI 的 K 空间对应于图像的傅里叶变换域，利用傅里叶切片定理可以将 K 空间采样与 CT 投影数据采集联系起来。在本书中，我们更多地围绕 CT 断层重建展开。对 CT 成像原理的深刻理解，不但对 CT 技术本身的掌握至关重要，同时还有助于 PET、SPECT、MRI 断层重建算法的理解和学习。

1.2 相关的几个重要概念

1.2.1 数字图像与像素

如图 1.2(a)所示，数字图像是由多个像素构成的，像素是数字图像的基本组成单元。医学数字影像通常是灰度像，其灰度是由像素的灰度值反映的。像素的大小和顺序都是人为确定的。对一幅确定大小的模拟图像划分的像素越多，像素就越小，像素形成的数字图像就越接近模拟像。

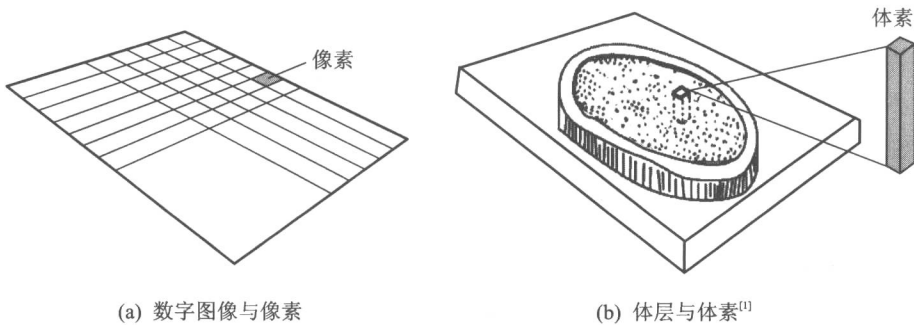


图 1.2 体层与对应的数字图像

1.2.2 体层与体素

体层也称断层，如图 1.2(b)所示，体层是人体具有一定厚度的一个薄层，对传统断层成像机器而言断层厚度一般取 3~10 mm，最新的技术发展到断层可取 0.5~3 mm。

体素是指在断层上人为划分的小体积元。一般体素的大小可根据成像的分辨率要求划分为长和宽约为 0.5~2 mm，高即断层的厚度，传统的厚度约为 3~10 mm 或新技术的约为 0.5~3 mm。根据成像的不同要求有不同的体素划分方案，主要有：160×160(25 600 个体素)、320×320(102 400 个体素)、256×256(65 536 个体素)、512×512(262 144 个体素)。一个体层中，体素划分越多，越有利于增加成像的分辨率，但图像重建时的计算量也会相应增加。

1.2.3 断层成像的本质

体素与像素的概念建立以后，断层成像的本质即可描述为：通过某种扫描技术对受检体进行数据采集，将数据送给计算机，借助于某种重建算法计算出欲成像断层上人为划分的每个体素的某种特征参数(对 X-CT 而言是衰减系数，对 PET 和 SPECT 而言是放射性药物的浓度，对 MRI 而言是密度、T1 或 T2 等)，将每个体素的特征参数映射到对应编码

位置的像素上,像素的灰度与对应体素的特征参数相关。由于在医学断层成像中总是将扫描范围内体层中的体素划分为与一幅数字图像中的像素一一对应,体素与像素的位置编码也相同,因此如果能通过计算得出每个像素的灰度值就等于对应体素的某种特征参数。这样,就可以得到一幅二维的断层图像。

1.2.4 扫描与投影

要对受检体的一个体层进行断层成像,首先需要对这个断层进行扫描以采集数据。以 X 射线 CT 为例,扫描就是用近似于单能的 X 射线以不同的方式、按一定的顺序、沿不同的方向对人为划分好体素并对体素进行了编号的受检体断层进行投射,然后用射线探测器接收透射后测得射线强度的过程。用平行束扫描一个物体时,在被扫描物体的横向位置上会得到一系列的投影值,这些投影值形成了一个函数,称为投影函数,如图 1.3 所示。如果围绕被扫描物体进行 360° 的投影数据采集,并将采集到的投影数据依次排列,则可得扫描的正弦图(Sinogram)。之所以称其为正弦图,是因为如果被扫描物体为一个理想的点的话,其扫描获得的图则是一条正弦曲线,如图 1.4 所示。

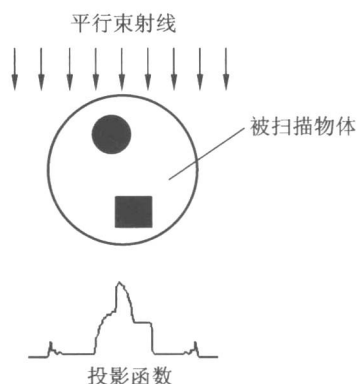
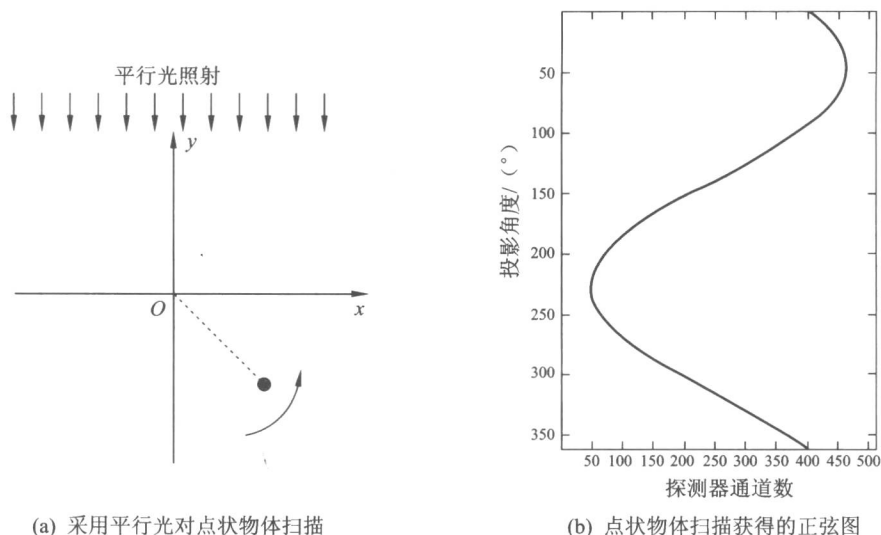


图 1.3 投影函数说明图



(a) 采用平行光对点状物体扫描

(b) 点状物体扫描获得的正弦图

图 1.4 点状物体的正弦图

医学断层重建的目的就是利用扫描采集的数据重建待测物体的断层图像。为了利用计算机仿真的方法研究图像重建问题,首先要仿真产生测量数据,然后再对仿真得到的测量数据进行断层重建。图 1.5 给出了计算机仿真 CT 图像重建的一个流程框架,其中由一个事先设定的(已知的)图像产生投影正弦图的过程常被称为正向投影,或称为前向问题,由投影数据恢复原始图像的过程称为图像重建,或称为逆向问题,在数学上这两个过程分别对应 Radon 变换及其逆变换。

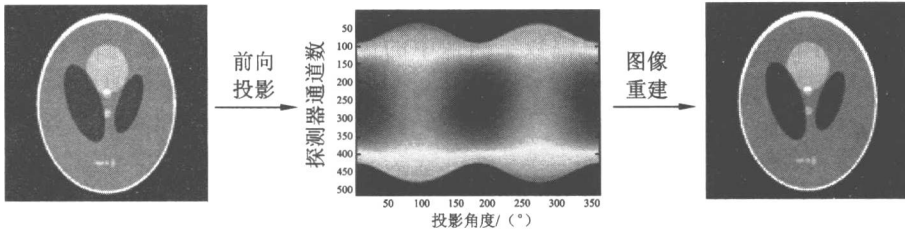


图 1.5 计算机仿真 CT 图像重建的流程框架

1.3 透射型和发射型断层成像^[2]

1.3.1 透射型成像

如前所述，CT 成像为透射型成像，其采用的 X 射线在人体内传播遵循朗伯-比尔定律。为了对断层扫描进行微观分析，这里先以单个体素为研究对象，给出朗伯-比尔定律。

如图 1.6(a)所示，设被扫描的体素是均匀同质物体，厚度为 d ，衰减系数为 μ ，入射射线强度为 I_0 ，探测器检出的出射射线强度为 I ，朗伯-比尔定律给出了 I_0 和 I 的关系为

$$I = I_0 e^{-\mu d} \tag{1.1}$$

对该公式稍加变形有

$$\mu d = \ln \frac{I_0}{I} \tag{1.2}$$

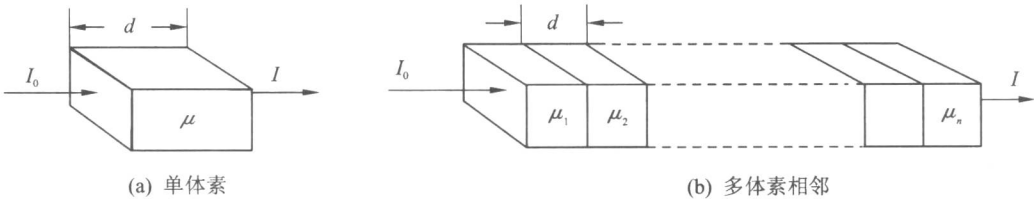


图 1.6 单体素和多体素相邻扫描时的射线强度改变

参照图 1.6(b)，设一束 X 射线在某断层内扫描通过了连续的 n 个体素，各体素的厚度为 d ，而衰减系数分别为 $\mu_1, \mu_2, \mu_3, \dots, \mu_n$ 。显然，依据朗伯-比尔定律，射线通过第一个体素后强度改变为 $I_1 = I_0 e^{-\mu_1 d}$ ，针对第二个体素存在 $I_2 = I_1 e^{-\mu_2 d}$ ，针对第 n 个体素存在 $I = I_n = I_{n-1} e^{-\mu_n d}$ 。代入整理上述各式，有

$$I = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_n)d} \tag{1.3}$$

也就是

$$\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_n = \frac{\ln(I_0/I)}{d} = \frac{p}{d} \tag{1.4}$$

式中， $p = \ln(I_0/I)$ 。由于厚度 d 的值是在人为划分体素时依据体素大小确定的，可以将其值确定为 1，这样式(1-4)的物理意义可以表达为透射型成像中投影是扫描时射线通过所

有体素衰减系数的累加。

实际断层扫描中,射线路径 l 上的衰减系数 $\mu(l)$ 通常是随路径连续变化的,若设 $d \rightarrow 0$ 时,投影 p 为

$$p = \ln \left(\frac{I_0}{I} \right) = \int \mu(l) dl \quad (1.5)$$

式(1.5)表明,在透射型成像中投影值实际上是 X 射线探测器采集的数据经过取对数操作之后的结果,但在计算机仿真中,人们通常直接仿真各个体素对应的衰减系数的累加效应,而省去了对数运算的操作。后面各章节的实验就是按照这种方式实施的,请各位读者注意。

1.3.2 发射型成像

PET 和 SPECT 属于发射型断层成像技术,其放射源被置于人体内部,放射源产生的放射线(通常为 γ 射线)从人体内部传出,被探测器检测到。发射型成像的目的就是利用检测到的 γ 射线计算放射性物体在人体中的分布。

在不考虑 γ 射线在人体内部衰减的情况下,发射型成像中探测器检测到的将是某一方向上(SPECT 可以通过准直器实现方向准直,PET 时间窗符合等技术可以分辨来自不同方向的 γ 射线)各体素内放射性物质产生的 γ 射线的累加,这一点和发射型成像有所不同。换句话说,在发射型成像中,探测器获得的直接是各体素放射性活度的线积分,而无需进行类似透射型成像中的取对数的操作。在我们后续的实验中即是按这种方式进行的仿真。值得注意的是, γ 射线在人体中的传播也遵循朗伯-比尔定律,只是在通常的算法研究中将这一问题暂时忽略。对如何进行 PET、SPECT 衰减校正感兴趣的读者,可参阅相应的参考文献。

1.4 X-CT 的几种典型的扫描方式

从 20 世纪 70 年代第一台 X-CT 问世以来,已出现了单射束平移-旋转扫描方式、窄扇束平移-旋转扫描方式、宽扇束旋转扫描方式、螺旋扫描方式和锥束扫描方式等多种不同的扫描技术。扫描方式的不断改进缩短了数据采集的时间,减少了影像伪迹出现的条件和概率,同时兼顾了图像重建算法的实现。

这里对 X-CT 数据采集先后经历的平行束扫描、扇束扫描和锥束扫描等典型扫描技术分别进行简单讨论。

1. 平行束扫描

平行束扫描也称平移-旋转扫描方式,该方式的典型特征为:扫描装置由一个 X 射线管和一个探测器组成,射线管与探测器围绕受检体先做平移再做旋转运动,如图 1.7 所示。平移-旋转运动反复进行,每次旋转的角度小于 1° ,直到旋转 180° 为止。

这种方式适合于对静态受检体进行扫描,扫描速度慢,完成一个断层的扫描需要数分钟的时间,仅适合无体动器官成像。

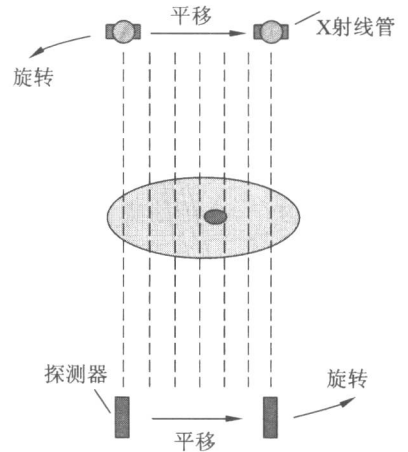


图 1.7 平行束扫描方式

2. 扇束扫描

扇束扫描方式的典型特征为：扫描装置由一个 X 射线管和几十上百个探测器组成，探测器排成圆弧形阵列，X 射线呈张角为 $10^{\circ}\sim 40^{\circ}$ 的扇形束，如图 1.8 所示。

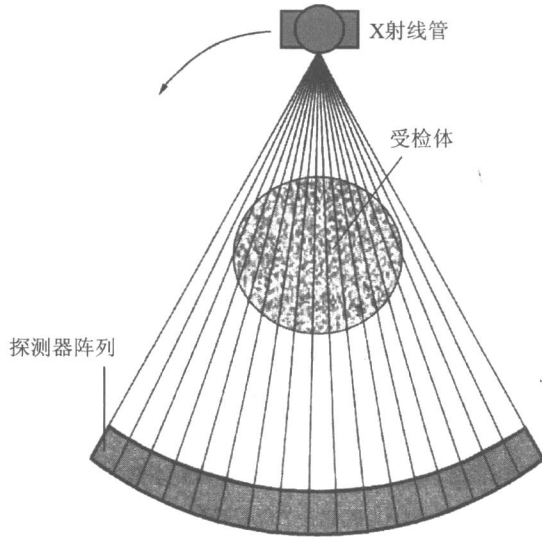


图 1.8 扇束扫描方式

相对于平行束扫描，这种方式无需平移运动，扫描速度加快，完成一个断层的扫描时间不到 1 s。

3. 锥束扫描

锥束扫描方式的典型特征为：X 射线呈现锥形射束状，X 射线探测器的排列呈曲面或平面结构。平面结构排列的探测器也称平板探测器。扫描原理如图 1.9 和图 1.10 所示。

锥束扫描可以同时采集多个断层的数据，射线利用率高，利于延长射线管寿命；同时获得多层图像数据，利于缩短扫描所需时间。

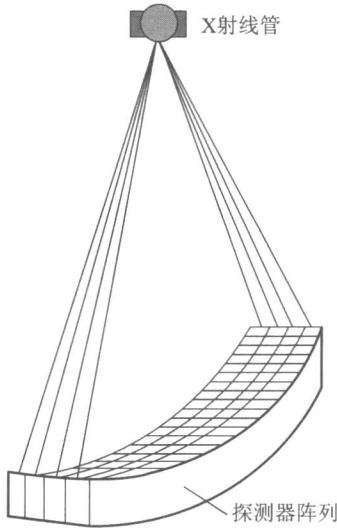


图 1.9 曲面探测器阵列的锥形束扫描

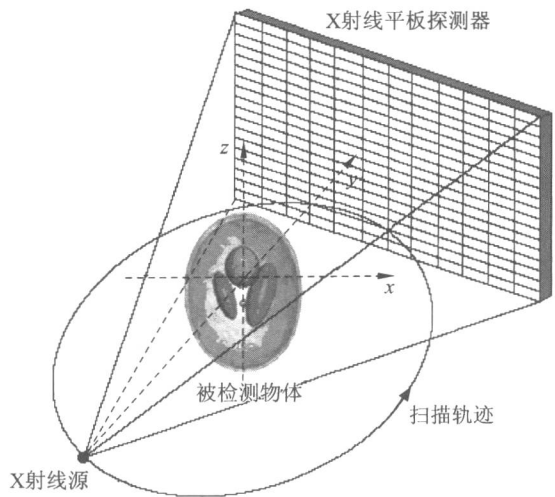


图 1.10 平面探测器阵列的锥束扫描^[3]

1.5 图像重建算法的性能评价

医学断层成像的一个关键技术就是重建算法,世界各地的研发小组包括不少大学和著名医疗仪器公司(如 GE、西门子、东芝和飞利浦等)的研究团队都加大投入研发和改进断层图像重建相关的各种算法。重建算法通常可以分为迭代类重建算法与解析类重建算法,其中解析类重建算法以滤波反投影(Filtered Back Projection, FBP)类算法较为典型,也因其实现简便、执行效率高等特点,在医学图像重建领域得到了广泛应用。另一个典型重建方法是迭代法,其优点是在迭代过程中适合加入一些散射校正、衰减校正等校正算法。不同的算法需要有一个统一的标准来检验其性能。目前最常用的检验标准方法是先对一个标准的体模进行仿真扫描取投影,再利用算法来重建图像,将重建的图像与体模的原始已知图像进行定量比较,其结果即可定量反映各种重建算法性能的优劣。

迄今最常用的标准模型是业界通用的 Shepp-Logan 头模型^[4],该模型由 10 个位置、大小、方向、密度各异的平面椭圆组成,有关该模型的详细描述详见后续实验。

通常用三个参数来定量评价重建图像与头模型原始图像的差异,这三个参数分别是:归一化均方距离判据 d 、归一化平均绝对距离判据 r 和最坏情况距离判据 e 。下面给出这三个参数的定义^[5]。

(1) 归一化均方距离判据 d , 定义为

$$d = \left[\frac{\sum_{u=1}^N \sum_{v=1}^N (t_{u,v} - r_{u,v})^2}{\sum_{u=1}^N \sum_{v=1}^N (t_{u,v} - \bar{t})^2} \right]^{\frac{1}{2}} \quad (1.6)$$

其中, $t_{u,v}$ 和 $r_{u,v}$ 分别代表模型原始图像和重建后图像中第 u 行、 v 列的像素密度; \bar{t} 表示模型密度的平均值,图像的像素为 $N \times N$ 个。 $d=0$ 表示重建后图像完全再现了模型图像。 d 值越小,表示两者的偏差越小。

(2) 归一化平均绝对距离判据 r , 定义为

$$r = \frac{\sum_{u=1}^N \sum_{v=1}^N |t_{u,v} - r_{u,v}|}{\sum_{u=1}^N \sum_{v=1}^N |t_{u,v}|} \quad (1.7)$$

若 $r=0$, 则说明重建图像与头模型原始图像没有误差。 r 越小,说明误差越小。

(3) 最坏情况距离判据 e , 定义为

$$e = \max_{\substack{1 \leq i \leq [N/2] \\ 1 \leq j \leq [N/2]}} |T_{i,j} - R_{i,j}| \quad (1.8)$$

式中, $[N/2]$ 表示小于 $N/2$ 的最大整数,而

$$T_{i,j} = \frac{1}{4}(t_{2i,2j} + t_{2i+1,2j} + t_{2i,2j+1} + t_{2i+1,2j+1}) \quad (1.9)$$

$$R_{i,j} = \frac{1}{4}(r_{2i,2j} + r_{2i+1,2j} + r_{2i,2j+1} + r_{2i+1,2j+1})$$

上述三个参数反映了重建图像算法不同侧面的性能。参数 d 对某几点产生较大误差的

情况更为敏感, 参数 r 则对许多点均有一些小误差的情况更为敏感, 参数 e 主要反映重建图像与原始图像的最大平均密度差。

参 考 文 献

- [1] 黄力宇. 医学成像的基本原理[M]. 北京: 电子工业出版社, 2009.
- [2] 曾更生. 医学图像重建[M]. 北京: 高等教育出版社, 2010.
- [3] 朱守平. 微型计算机断层成像及其与自发荧光断层成像多模态融合的研究. 中国科学院自动化研究所博士学位论文, 2010.
- [4] Shepp L A, Logan B F. The Fourier Reconstruction of a Head Section. IEEE Trans. on Nuclear Science, 21(3): 21 - 43, 1974.
- [5] 庄天戈. CT 原理与算法[M]. 上海: 上海交通大学出版社, 1992.
- [6] 高上凯. 医学成像系统[M]. 北京: 清华大学出版社, 2010.

第 2 章 平行束重建算法仿真实验

如第一章所述, CT 成像具有不同的扫描方式, 主要分为平行束扫描、扇束扫描和锥束扫描, 而不同的扫描方式也对应着不同的重建方法。本章主要介绍平行束重建算法及其基于 Shepp-Logan 头模型的仿真实验研究。

实验 1 仿真模型的实验研究

在图像重建算法的研究中为了比较客观地评价各种算法的有效性, 人们往往选择一种公认的模型作为研究对象。Shepp-Logan(S-L)头模型是目前 CT 领域仿真计算最常用的模型。

(一) 实验原理

1. Shepp-Logan 头模型

Shepp-Logan 头模型是由 L. A. Shepp 和 B. F. Logan 于 1974 年首次提出的, 它由 10 个位置、大小、方向、密度各异的椭圆叠加而成, 模拟一个脑部的断层, 参见图 2.1(a), 其中英文字母代表 10 个椭圆的编号, 数字则表示各个椭圆的密度。图 2.1(b)是断层模型的原始灰度图像。表 2.1 给出了 S-L 头模型中 10 个椭圆的具体参数, 包括中心位置、长轴、短轴、旋转角度及密度等。值得注意的是最终的头模型图像的灰度值是由几个相互重叠的椭圆密度代数累加而成, 设定的椭圆的密度值可以为正值, 也可以为负值。

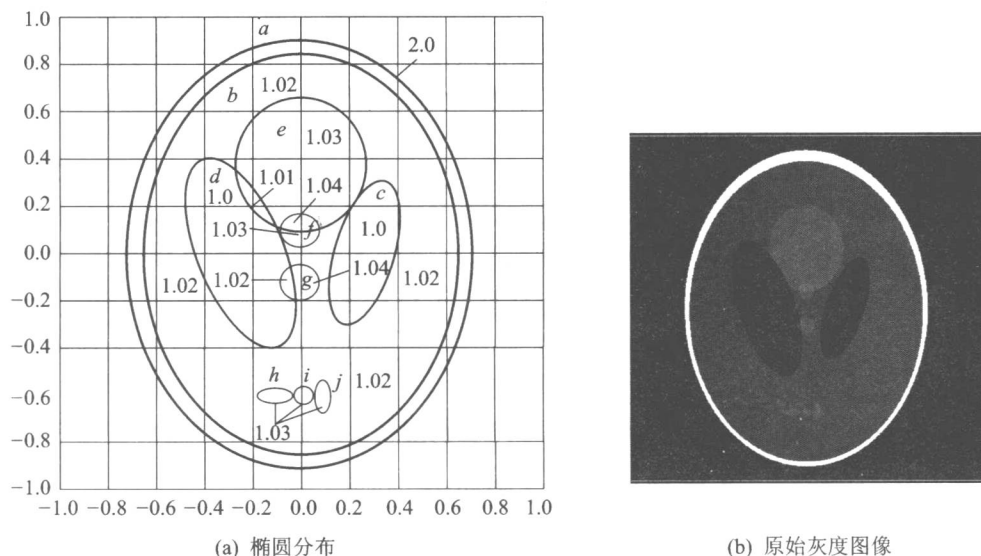


图 2.1 Shepp-Logan 头模型中椭圆分布和原始灰度图像

表 2.1 Shepp-Logan 头模型的具体参数

编号 N_0	中心位置 x_0	中心位置 y_0	长轴 a	短轴 b	旋转角度 ϕ	密度 ρ
1	0	0	0.6900	0.9200	0	1.0
2	0	-0.0184	0.6624	0.8740	0	-0.8
3	0.2200	0	0.1100	0.3100	-18	-0.2
4	-0.2200	0	0.1600	0.4100	18	-0.2
5	0	0.3500	0.2100	0.2500	0	0.1
6	0	0.1000	0.0460	0.0460	0	0.1
7	0	-0.1000	0.0460	0.0460	0	0.1
8	-0.0800	-0.6050	0.0460	0.0230	0	0.1
9	0	-0.6060	0.0230	0.0230	0	0.1
10	0.0600	-0.6050	0.0230	0.0460	0	0.1

2. 图像显示中的窗宽、窗位

经扫描获取的 CT 图像是线性衰减系数 μ 的二维分布，往往不便于识别，而需要将其转化为 CT 值并借助于窗口技术进行处理。若某种物质的线性衰减系数为 μ ，则该物质的一个像素对应的 CT 值为

$$CT \text{ 值} = 1000 \times \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \quad (2.1)$$

式中， μ_w 为水的衰减系数。CT 值的单位为 Hounsfield，简称为 HU。

窗口技术是指将全部 CT 值的某段按照一定规则扩展并显示的技术。该技术先确定断层中待观察组织的 CT 值范围，然后利用扩展算法将该范围内最大的 CT 值(CT_{max})扩展到全白的灰度，将最小的 CT 值(CT_{min})扩展到全黑的灰度，中间的 CT 则扩展到不同的显示灰度级，这样就放大或增强了待观察的局部范围内不同灰度之间的黑白对比度。这个被放大或增强的灰度范围称为窗口，放大或增强的灰度范围的上下限之差称为窗宽(Window Width, WW)，放大的灰度范围的中心 CT 值称为窗位(Window Level, WL)。

窗口显示的实际 CT 值 CT_w 的表达式为

$$CT_w = \begin{cases} 0, & \text{当 } CT \leq WL - \frac{WW}{2} \\ \frac{CT - (WL - \frac{WW}{2})}{WW} I_{max}, & \text{当 } WL - \frac{WW}{2} < CT < WL + \frac{WW}{2} \\ I_{max}, & \text{当 } CT > WL + \frac{WW}{2} \end{cases} \quad (2.2)$$

式中， I_{max} 是显示设备的最大灰度级，如对于 8 位灰度的显示器来说， $I_{max} = 255$ 。

(二) Shepp-Logan 头模型显示的实验研究

1. 实验目的

了解 Shepp-Logan 头模型，学会用 MATLAB 产生并使用合适的灰度窗显示 Shepp-