

|||| 高等医药院校教材 ||||

医学影像

原理与实验

◎主 编 侯淑莲 谢寰彤



人民卫生出版社

高等医药院校教材

医学影像原理与实验

主 编 侯淑莲 谢寰彤

副主编 高永春 李石玉

编 者 (以姓氏笔画为序)

于 鹏 李石玉 李晓阳 侯淑莲

宫风玲 高永春 谢寰彤

编者单位 华北煤炭医学院

人 民 卫 生 出 版 社

图书在版编目(CIP)数据

医学影像原理与实验/侯淑莲等主编. —北京:
人民卫生出版社, 2007. 8

ISBN 978-7-117-09028-5

I. 医… II. 侯… III. 影像诊断 IV. R445

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2007)第 111252 号

医学影像原理与实验

主 编: 侯淑莲 谢寰彤

出版发行: 人民卫生出版社(中继线 010-67616688)

地 址: 北京市丰台区方庄芳群园 3 区 3 号楼

邮 编: 100078

网 址: <http://www.pmph.com>

E - mail: pmph@pmph.com

购书热线: 010-67605754 · 010-65264830

印 刷: 北京人卫印刷厂

经 销: 新华书店

开 本: 787×1092 1/16 印张: 10.25 插页: 1

字 数: 239 千字

版 次: 2007 年 8 月第 1 版 2007 年 8 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号: ISBN 978-7-117-09028-5/R · 9029

定 价: 28.00 元

版权所有, 侵权必究, 打击盗版举报电话: 010-87613394

(凡属印装质量问题请与本社销售部联系退换)

内 容 提 要

本书是为满足临床、口腔、预防等专业学习后续专业课程：医学影像诊断学或医学影像学的需要而编写的，同时可作为医学影像专业学生的辅导教材，也可以作为医学影像从业人员、临床医师及从事相关专业工作人员的参考书或理工科各相关专业的教材。

本书内容共分三个部分：①X-CT 成像原理、图像后处理技术、图像的质量控制、伪像的产生与控制。②磁共振成像原理，序列参数对图像对比度的影响，快速成像原理及应用简介，图像的质量控制及伪像的讨论等。③核磁共振实验。全书采取以定性讨论为主，定量讨论为辅的方法，详细分析了 X-CT、MRI 等成像系统的物理过程及成像的基本原理，着重讨论了影响图像对比度的各种因素，尽量降低数学物理的起点，但也列出一些必要的数理推导公式，目的是使数理基础较好的读者能有更深层次的理解，数理基础稍差的读者可跳过这些推导，接受推导的结果去定性地理解。本书注意基础理论与临床的结合，实拍了大量片子结合成像理论基础做具体分析。教材中注意介绍近年来医学影像技术的新概念和新方法。本书最大的特点是为了降低学习的难度，同时出版了与之配套的“CT 与磁共振成像原理”学习软件。以期望想要学习医学影像原理的人士能比较轻松地掌握各类成像原理。

前 言

近十几年来,大型医学影像设备发展迅速,极大提高了诊断治疗水平。由于我国人口多,基础差,与发达国家相比无论基础理论水平还是配置数量都有较大的差距,还有较大的发展空间。大型影像设备集当今顶级技术于一身,是物理学、信息科学及医学交叉融合的结果。由于发展快,配置人员和临床医师们急需医学影像的基础理论知识,普通高等医学院校的在校学生也应具备医学影像原理的基础。实际上,相关专业课大型影像设备医学影像诊断学或医学影像学已在临床、口腔、预防等专业开设多年,主要是侧重于具体应用,而在基础医学特别是医用物理学的教学中还没有关于成像原理内容设置的具体要求,尚属探索阶段。在这种形势下,我们编写了这部教材,目的是为后续专业课程医学影像诊断学或医学影像学的开设提供必要的基础理论支撑。

本书是作者在多年讲述医学影像物理学课程的基础上,增加了实验内容和实拍的大量图片而形成的。由于需要临床医生直接分析的多数是 CT 和 MRI 影像片子,所以本教材只涉及此两种成像原理。多年的教学实践使我们体会到,由于我国大多数学生是由高中直接进入医学专业教育,学习成像原理是非常困难的,特别是 MRI 成像。针对学生目前的状况充分利用古老的物理学建立理想模型的经典方法,巧妙采用多媒体这一重要的现代化手段,利用动画模型理解成像物理原理及相应公式的物理意义,着重定性讨论,把学生从数学物理公式的束缚中解放出来。把文字教材、多媒体学习软件及模拟实验有机的结合在一起,变深奥难懂的理论描述为直观生动的动画展示,使在校医学生、临床医务工作者能在较短的时间内掌握 X-CT、MRI 成像基本原理。所以我们研制了与此文字教材配套的具有三维动画和文字说明的“CT 与磁共振成像原理”学习软件,已由人民卫生出版社出版。

本教材的最大特点是文字教材与现代多媒体手段紧密结合,使教材“立体化”,变传统的老师讲学生听的“二维”教学为老师讲学生听并通过多媒体学习软件主动思考学习的“三维”教学。在编写过程中尝试探讨了如何使基础原理与临床实际结合的问题,尽量采用实拍图片分析成像参数、序列参数、选层厚度等对图像对比度的影响。使学生或读者对 MRI 多参数成像的理解不仅仅停留在理论公式上,而应深刻理解对比度形成的微观实质和各参数间交互影响的深刻内涵。使学生知道 MRI 中参数设定,脉冲序列不是固定的,是可以根据不同人、不同病种自己开发设计的。这就大大增强了学生自主学习的能动性,有利于能力和创造性思维的形成。

教材中注意强调成像物理原理和相应公式的物理意义,但着重定性讨论,把学生从数学物理公式的束缚中解放出来,使晦涩难懂的数理推导处于参考地位。需要说明的是,数理推导还是需要的,有了推导才能证明基础理论的正确性。我们处理的方法是注

意了不同基础数理水平、不同层次读者的实用性，读者可根据自己的水平进行学习。基础雄厚的学生可看比较严密的推导使理解水平上一个平台，基础较差的可越过理论推导内容，通过多个侧面的分析，形象的比喻照样可以搞清楚弄明白。与学习软件紧密配合，每一部分有相应的与学习软件中动画结合的提示。由于有学习软件配套，可大大节省授课时间，完成本教材理论教学约需 24 学时。

总之大型设备发展非常快，执业的临床医师们在疾病的诊断、治疗时对影像设备的依赖越来越多，基础理论的欠缺将使昂贵的大型设备不能充分发挥作用，造成极大的浪费。为了尽快普及医学影像原理的基础知识，更好地参与医学教育的改革，我们只是做了一点点尝试性的工作。

本书的写作过程中，承蒙各方的大力协助，特别是河北科技大学唐山分校的吕晓微同学绘制了全部插图，华北煤炭医学院的张雪涛、杨瑞东、孙韵等同学承担了文稿的全部录入工作。青岛大学的童家明教授曾为本书提出宝贵的修改意见。由于水平有限，错误和不足在所难免，希望各位老师和读者多提宝贵意见，将非常感激。

编 者

2007-5-16

目 录

第一章 X 射线计算机体层成像原理	1
第一节 CT 成像的数据采集原理	1
一、X 射线的衰减规律	1
二、CT 断层技术数据采集原理	4
三、扫描方式	6
第二节 图像重建原理及方法	9
一、图像重建原理	9
二、X-CT 图像重建的数理基础	10
三、图像直接重建方法	15
四、滤波反投影法图像重建	22
五、卷积滤波反投影图像重建	23
第三节 X-CT 图像处理	24
一、X-CT 的图像处理种类	24
二、几种典型的图像处理技术	26
第四节 X-CT 图像的质量控制	29
一、图像的主要质量参数	29
二、噪声	32
第五节 X-CT 伪像产生的原因及示例	34
一、物理原因	34
二、受检体的原因	34
三、成像装置原因	36
第六节 螺旋 CT	36
一、单层螺旋 CT	37
二、多层螺旋 CT 简介	42
三、X-CT 的新进展与展望	44
第七节 X-CT 设备简介	45
一、数据采集系统	46
二、计算机和图像重建系统	46
三、图像显示系统	46
思考题与习题	47
第二章 磁共振成像原理	49
第一节 核磁共振物理原理	50

一、角动量、角动量定理、旋进	50
二、氢原子的角动量与磁矩	52
三、原子核的角动量和磁矩	54
第二节 核磁共振现象的微观描述	56
一、磁场中的核磁矩旋进产生附加能量导致核能级分裂	56
二、微观核磁共振	57
三、水分子的磁矩	57
第三节 核磁共振现象的宏观描述	58
一、宏观磁化强度矢量的产生	58
二、射频电磁波对样品的激励	59
三、宏观磁共振吸收及磁共振信号的产生	60
第四节 弛豫过程及其特征量	62
一、弛豫过程	62
二、弛豫过程的定性描述	63
三、弛豫过程的 Bloch 定量描述	64
四、 T_1 , T_2 作为磁共振成像参数的生理基础和物理依据	65
第五节 自旋回波射频脉冲序列和成像参数加权图像	66
一、图像对比度概念与信噪比	66
二、自旋回波序列 (90° -TI- 180°)	67
三、自旋回波的信号强度、加权像及序列参数对图像对比度的影响	69
第六节 反转恢复序列 (inversion recovery IR) 的信号强度、加权及图像对比度	73
一、IR 序列的脉冲组成及信号产生的物理过程	73
二、IRSE 序列的信号强度、加权及图像对比度	74
三、IR 序列中成像参数 TR、TE、TI 设置对图像对比度的影响	77
四、部分饱和序列	78
思考题与习题	79
第三章 磁共振图像重建技术	81
第一节 梯度磁场和选层原理	81
一、梯度磁场	81
二、体素坐标的确定方法	82
三、层厚对图像的影响	84
第二节 磁共振傅里叶变换图像重建技术	85
一、MRI 信号的数据矩阵与 k 空间表示	85
二、傅里叶变换图像重建原理	89
三、图像重建时间	91
思考题与习题	91
第四章 快速成像脉冲序列及应用	93

第一节 快自旋回波脉冲序列	93
一、自旋回波序列的改进	93
二、多层面 SE 脉冲序列	95
第二节 梯度回波序列 (Gradient echo GRE)	96
一、物理原理	96
二、加权图像	97
第三节 回波平面成像-高速扫描序列	98
一、EPI 序列的时序及成像原理	98
二、RPI 图像对比度	99
第四节 快速成像技术的应用	99
一、磁共振血管成像 (magnetic resonance angiography MRA)	99
二、弥散磁共振成像	103
三、磁共振脑功能成像简介	106
第五节 核磁共振波谱	108
一、化学位移	108
二、核磁共振波谱、谱线分裂	109
三、核磁共振波谱在医学中的应用	110
第六节 核磁共振成像的图像质量控制及常见伪像	110
一、图像质量的评价指标	110
二、影响图像质量的主要因素	111
三、MR 图像的常见伪像	112
第七节 磁共振成像系统的主要组成部分	115
第八节 磁共振成像的发展	116
一、磁共振成像系统硬件, 软件的发展	116
二、MRI 成像技术应用领域的发展	117
思考题与习题	118
 第五章 核磁共振实验	 120
第一节 基础理论	120
一、Bloch 方程	120
二、Bloch 方程的解	121
第二节 连续谱核磁共振实验	124
第三节 脉冲核磁共振实验	127
第四节 脉冲核磁共振成像实验 (上) -SE 序列成像原理	139
第五节 脉冲核磁共振成像实验 (中) -伪影观察	144
第六节 脉冲核磁共振成像实验 (下) 提高性实验	147
 参考文献	 151

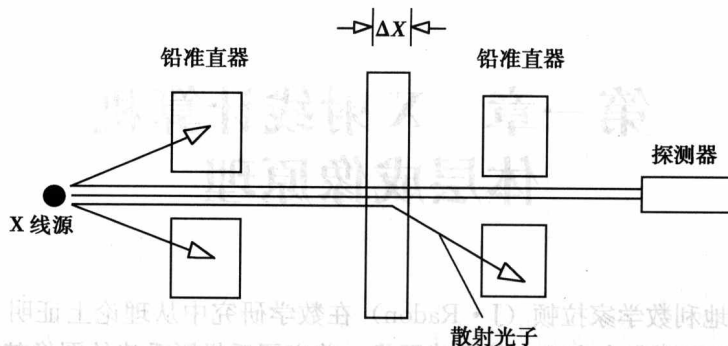


图 1-1 获取窄 X 射线束装置示意图

式中 I_0 是入射 X 射线强度, I 是通过厚度为 X 的均匀人体组织后的射线强度, μ 为线性衰减系数, μ 与 X 射线的能量、物质的原子序数 Z 以及密度有关。(见图 1-2)

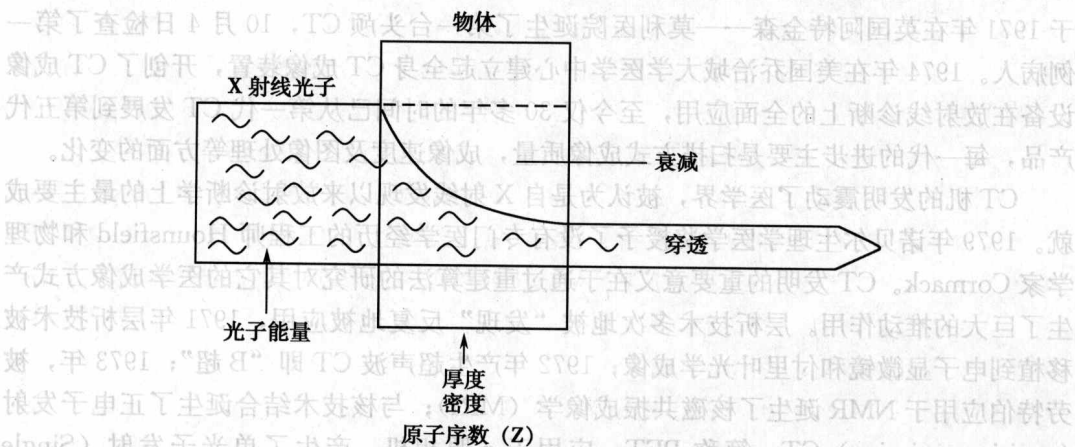


图 1-2 影响吸收系数的因素

若 X 射线穿过一组衰减系数不同的人体组织时 (这是常见的), 入射 X 射线的强度 I_0 与透射的 X 射线的强度 I 具有如下关系:

$$\begin{aligned} I &= I_0 e^{-\mu_1 \Delta x_1} \cdot e^{-\mu_2 \Delta x_2} \cdot e^{-\mu_3 \Delta x_3} + \dots \\ &= I_0 e^{-(\mu_1 \Delta x_1 + \mu_2 \Delta x_2 + \mu_3 \Delta x_3 + \dots)} \end{aligned} \quad (1-2)$$

式中 μ_1 对应 Δx_1 , μ_2 对应 Δx_2 [见图 1-3 (b)]

若 μ 为连续变化则 (1-2) 式变为: $I = I_0 e^{-\int \mu dx}$ x 为传播距离, 见图 1-3 (c)。上式表明: X 射线在穿过不均匀物质时, 其强度遵循指数规律衰减, 其衰减率为 X 射线在其传输途径中物质吸收系数的线积分。从方程 (1-2) 可以看出 I 仅仅反映 X 射线在传输路径上衰减的综合效果。不能反映在该传输路径上的不同密度物质的分布情况。常规的 X 射线设备的成像反映的是各个层次相互重叠的图像, 高密度的骨髓造影的图像掩盖低密度组织的影像, 得到的图像互相重叠没有层次 (见图 1-4)。CT 设备克服了影像重叠的弊病, 得到了人体组织结构分布的图像而且实现了头部组织结构成像见图 1-5。

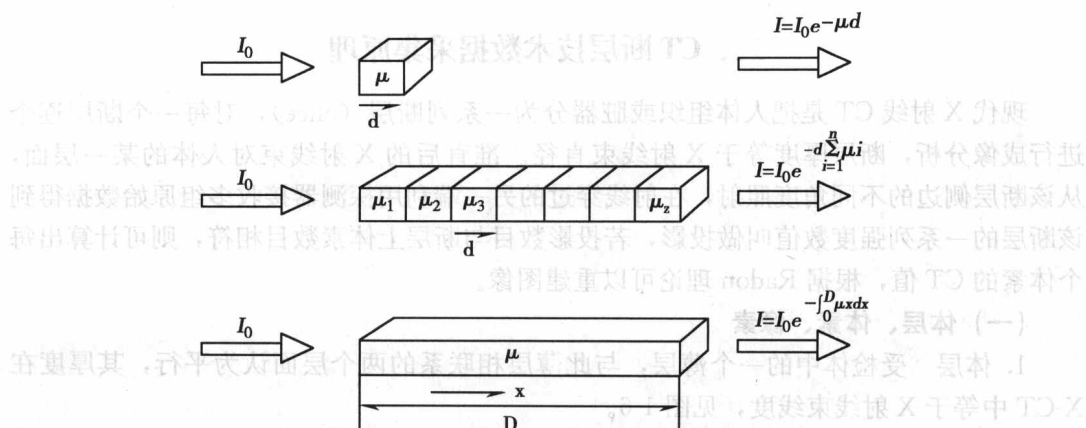


图 1-3 X射线的衰减规律

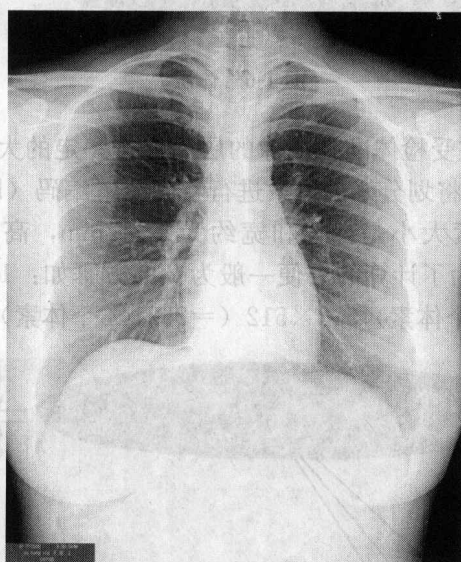


图 1-4 X射线的胸部图像

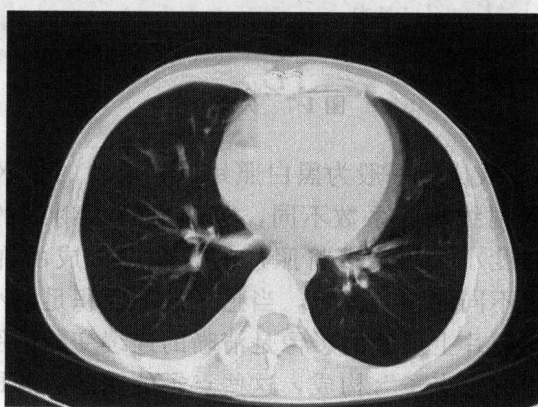


图 1-5 X-CT 胸部断层图像

二、CT 断层技术数据采集原理

现代 X 射线 CT 是把人体组织或脏器分为一系列断层 (slice), 对每一个断层逐个进行成像分析, 断层厚度等于 X 射线束直径。准直后的 X 射线束对人体的某一层面, 从该断层侧边的不同角度照射, 在射线穿过的另一端利用探测器接收多组原始数据得到该断层的一系列强度数值叫做投影, 若投影数目与断层上体素数目相符, 则可计算出每个体素的 CT 值, 根据 Radon 理论可以重建图像。

(一) 体层、体素、像素

1. 体层 受检体中的一个薄层, 与此薄层相联系的两个层面认为平行, 其厚度在 X-CT 中等于 X 射线束线度, 见图 1-6。



图 1-6 体层

2. 体素 (Voxel) 在受检体准备成像的层面上按一定的大小人为划分的连续分布的小体积元。(见图 1-7) 将划分好的体素进行空间位置编码 (即建坐标), 形成编好排序的体素阵列。一般体素大小是: 长和宽约为 $1\sim 2\text{mm}$, 高 (体层厚度) 约为 $3\sim 10\text{mm}$ 。划分方案有多种为了计算的方便一般为 2 的方幂如: 160×160 ($=25600$ 个体素) 256×256 ($=65536$ 个体素) 512×512 ($=262144$ 个体素) 等。

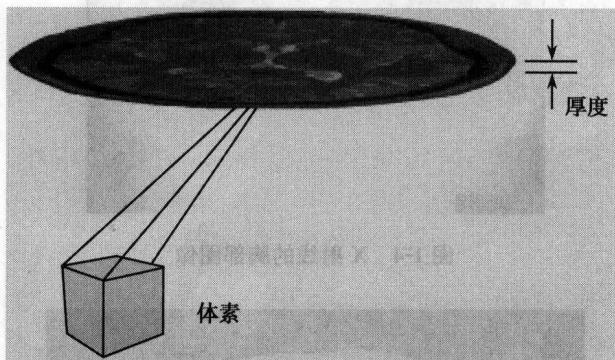


图 1-7 体素

3. 像素 (Pixel) X 线成像一般为黑白照片, 它反映的是 X 射线穿透人体的能力, 由于不同组织对 X 射线吸收系数不同, 穿透出的 X 射线的强度不同。强度大感光强, 反映为白, 强度小为黑, 可将照片的影像细分成由许多精细的感光点组成, 并按强度大小呈现不同的感光区域, 当感光点的面积足够小, 并超过人眼的最大分辨能力时就会看到照片上反映的影像是清晰的连续变化的图像, 无论多么复杂的图像都可看成由这样的“点子”构成, 这些点子的明暗色彩即带有不同的生物信息。像素是指构成图像的这些点, 即具有一定分辨能力的感光点称之为图像元素, 简称像素。对于二维图像, 各像素就是图像平面的小面积点, 按一定大小的坐标人

为划定且各像素的坐标排序必须与体素的排序相同实现一一对应。一幅图像像素数越多画面就越清晰,携带的生物信息量就越大。对划分好的像素也要进行空间编码,即在平面上按像素划分的顺序进行编号,形成编好排序的像素阵列。在CT成像中,用每个体素对X射线的吸收系数来代表它的图像信息,并变换为各组织的CT值,这就构成平面图像的像素。所以有多少个体素提供信号,则有多少个像素构成图像。

(二) 扫描与投影

使X射线束穿过人体的过程称为扫描。把投照受检体后出射的X射线束强度 I 称为投影,投影的投影数值称为投影值,投影值的分布称为投影函数。扫描是为获取投影值而采用的物理技术。扫描的X射线穿透人体组织,并以指数规律衰减,由前面的研究已知人体组织被划分为一个个小体积元-体素,设体积元很小,以至于在每一个体积元中衰减系数可认为是为不变的,设每个体素的厚度为 d ,入射到第一个层面体素的X线强度为 I_0 。则透过几个体素后强度为:

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

两边同除 I_0 并取对数,有:

$$\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_n = -\frac{1}{d} \ln \frac{I_n}{I_0} = p \quad (1-3a)$$

$$\text{或 } d \cdot \sum_{i=1}^n \mu_i = \ln \frac{I_0}{I_n} = p \quad (1-3b)$$

若表示成系数 μ 是透过路径 X 的函数,则上式求和变为积分

$$p = \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(x) dx = \ln \frac{I_0}{I} \quad (1-4)$$

由(1-3a), (1-3b)可以看出若X射线的入射强度 I_0 、投影 I (透射强度)及物体厚度均为已知,可以得到一个以路径上吸收系数为未知数的线性方程。

$d \cdot \sum_{i=1}^n \mu_i = p$ (1-3b) P 为广义的吸收系数,与狭义吸收系数相比仅差一体素厚度。

为了建立CT图像必需求出每个体素的吸收系数 $\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_n$,这就要建立 n 个独立方程。而我们能检测到不同方向上的投影值,所以若某断层由 $n \times n$ 个体素构成,则需采集 $n \times n$ 个投影值以建立 $n \times n$ 个独立方程,求出 μ_i 值的二维分布矩阵,见图1-8。CT装置通过从不同的方向上进行多次扫描(scanning)每一次扫描得到该方向上一系列 μ_i 值之和即 $d \sum \mu_i = p(r_i, \varphi_i)$ 来获取 $n \times n$ 个以上的投影值(p 或 I 值)。从数学上就可以解出 μ_i 的数值,用这些值形成图像叫做图像重建,这种图像重建的方法叫方程法。由于计算量过大,比如像素数为 $256 \times 256 = 65536$ 需由65536个方程联立求解,所以实际中并不用此法,但它是图像重建最易理解的基本原理。

μ_{11}	μ_{12}	μ_{13}	...	μ_{1N}
μ_{21}	μ_{22}	μ_{23}	...	μ_{2N}
...				...
...				...
...				...
μ_{N1}	μ_{N2}	μ_{N3}	...	μ_{NN}

图1-8 图像矩阵

三、扫描方式

扫描是为采集到必要的的数据,即得到足够多的投影值 $P(r, \varphi)$ 而进行的物理过程。使用的 X 射线近似于单能,且是经准直器准直的窄束,它以不同的方式,按一定的顺序沿不同的方向对划分好的体素编号的受检体层进行投照,另一端利用探测器接收多组原始记录,强度已由 I_0 减少至 I ,经过计算机重建后得到用于显示的二维数据矩阵,通过显示设备显示图像。扫描装置示意图(见图 1-9)。

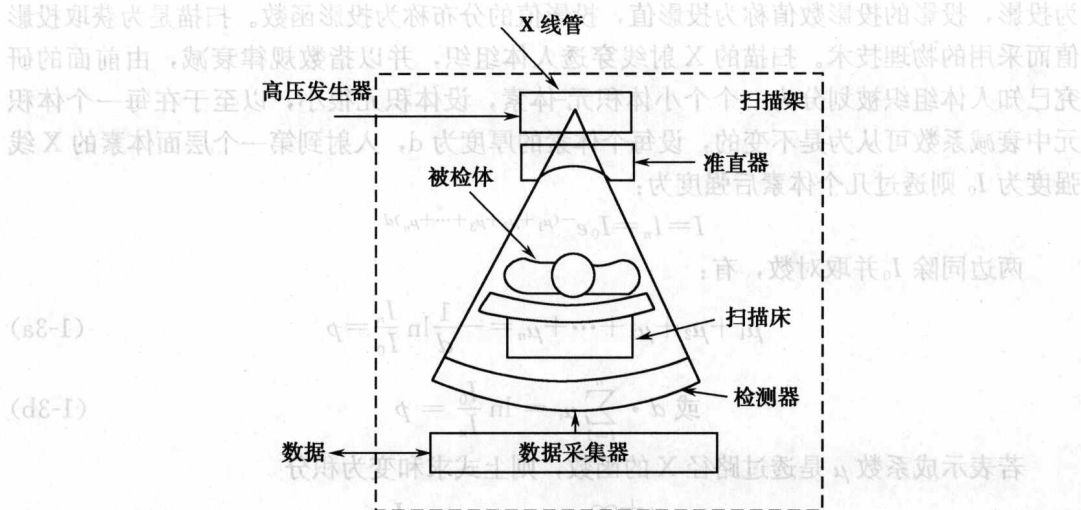


图 1-9 扫描装置示意图

随着 CT 的不断改进,扫描方式不断发展,按扫描方式划分共有五代 CT。

(一) 第一代 CT 扫描方式

单束平移-旋转方式,线束为略张开的笔形束,接受器为上下两个。以 Houns field 的第一个头部 CT 扫描装置为代表,其最大的特点是使用单一的 X 射线源与射线探测器。扫描方式分为两种运动:第一种运动是射线源和探测器沿垂直两者连线的方向做平行运动,由一组平行的射线得到数据;第二种运动是射线源与探测器连线(扫描设备)进行旋转,旋转角度很小一般每次旋转 1 度左右,然后再开始新一轮的平行转动扫描,两种运动反复进行一直进行到与初始位置成 180 度角为止,得到大量数据这种扫描的主要缺点是 X 线利用率低,耗时太长,做一个体层大约需 5min,且要求扫描对象过程中,固定不动,所以只能扫描头部(见图 1-10 和学习软件动画)。

(二) 第二代 CT 扫描方式

窄扇形束递增扫描,与第一种方式比较接收装置采用一直排探测器一股 6~30 个, X 射线管发出张角为 3~15° 的扇形 X 射线束,6~30 个探测器同时采样。仍采用平移-旋转方式(见图 1-11 和学习软件动画),由于一次投照被多个探测器接收,所以扫描设备可以以较大角度旋转,一般为 10°。这样扫 18 次可完成层面 180° 扫描,且可以减少每个方向上平移的次数(增大平移扫描的步长)使扫描时间大大缩短,扫一个体层时

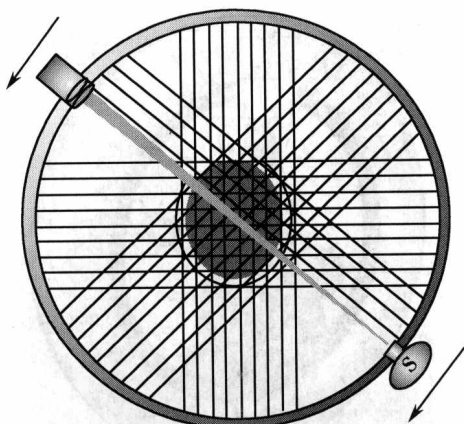


图 1-10 第一代扫描方式

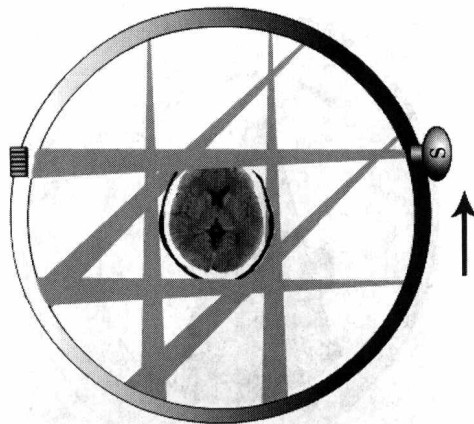


图 1-11 第二代扫描方式

间减小到 10~60S 左右。实现除心脏外的全身各脏器的成像。

缺点：接收器直线排开，对 X 射线扇形束来讲，中心 X 射线和边缘 X 射线值测量不相等，需要校正。第二代 CT 与第一代 CT 无本质上的差别均已被淘汰。

(三) 第三代 CT 扫描方式 宽扇束旋转—旋转方式：(1975 年美国 GE 公司首次生产) 与第二代相比，X 线束是 $30^{\circ}\sim 45^{\circ}$ 较宽的扇形束，被查体位于扇形束中，探测器数目增至 300~800 个紧密排列成圆弧形。由于射线束较宽，一次即能覆盖整个受检体，扫描一次可采集到一个方向上的全部数据，不需要再作直线平移。X 线管和检测器相对应同步旋转，以被查体为中心作 $90^{\circ}\sim 180^{\circ}$ 或 360° 旋转扫描运动。由于存在随旋转支架一起运动的电缆，所以若无滑环一次旋转扫描后，X 射线管和检测器需要反向回到初始位置，检查床前进一个断层位置进行第二次扫描。一个层面的扫描时间在 2~6 秒或更短 (见图 1-12 和学习软件动画)。

缺点：中心射线和扇形束边缘射线束测得增量不等，必须校正，否则出现环形伪像。近年发展的螺旋 CT，基本结构仍为第三代，但采用了滑环技术，取消了往复式的旋转，形成单向连续旋转。

(四) 第四代 CT 扫描方式

静止—旋转扫描 (1976 年出现) 600~2000 个检测器组成 360° 的圆环阵列且固定不动。X 线管发出 $30^{\circ}\sim 50^{\circ}$ 扇形束射线，比第三代扇形角更大。扇形束射线沿圆环旋转扫描 (见图 1-13 和学习软件动画)。

在静止—旋转 (Static-rotate, S-R) 扫描方式中对于每个检测器来说所得投影值相当于以该检测器为焦点，由 X 射线管旋转扫描一个扇形面而获得，所以又叫做反扇形束扫描。第四代扫描的整体优点是：因为用每一个检测器相继完成多个方向上投影检测，即一个检测器上获得多个方向的投影数据，故能较好地克服宽扇束 R-R 扫描中由于检测器方向差异所带来环形伪影，扫描速度比第三代接近或有所提高。缺点是检测器数量多，在扫描中不能充分发挥作用，相对于第三代机优势不明显。以上几种扫描有一个共同点：都是用一个 X 线管和一个或多个检测器组成扫描装置，扫描的 X 线管作机械运动，扫描时间最短为 1S 左右。

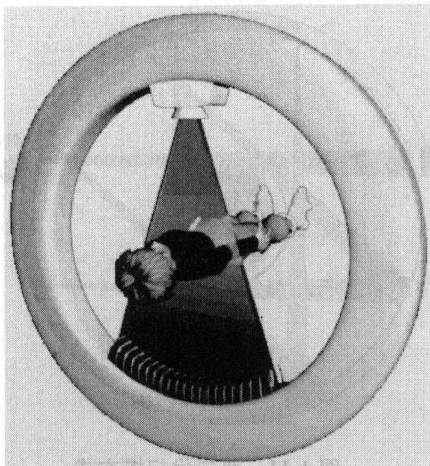


图 1-12 第三代扫描

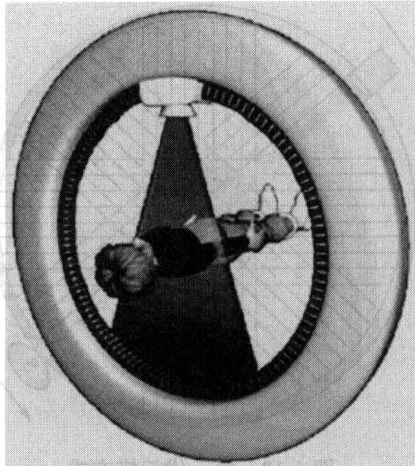


图 1-13 第四代扫描

量测(五) 第五代 CT 扫描方式

上述扫描方式中没有一种可以获得诸如人体心脏这样快速运动器官的精确影像,因此诞生了第五代 CT。一般称为锥形半圆柱扫描 CT, 又称电子束 CT 或动画 CT, 是专门为解决快速运动器官成像的。这种 CT 的 X 射线管与普通 X 线管不同, 是大型特制电子束 X 线管, 由一个特殊制造的大型钟形 X 射线管和静止排列的检测器环构成, 近千个探测器安装在两个固定环内。X 射线不是一般的电子束产生, 而是用电子加速器上的电子枪。电场加速的高速电子束经聚焦后由两个偏转线圈控制, 使电子束能够高速旋转 360 度, 并轰击四个平行的很大的圆形钨靶。激发产生沿圆形靶环圆周依次发出的不同方位的扇形 X 射线束, 经准直器准直后射入人体。由于有四个靶环, 一次即可进行四层扫描, 加上是利用双探测器阵列收集扫描数据, 扫描一次可获得 8 幅图像。由于电子枪尺寸大, 功率大, 电路复杂, 且常几个电子枪同时工作, 所以成像速度非常快, 每秒钟可产生 30 幅以上的图像, 达到动态成像的目的, 对心脏、冠状动脉及心血管的研究有特殊的作用。见图 1-14 和学习软件动画。电子束 CT 机对 X 射线管的要求比较高, 无论是管电压还是管电流都大大高于普通 CT 机, 靶基质量也比传统 CT 机好百倍以上。

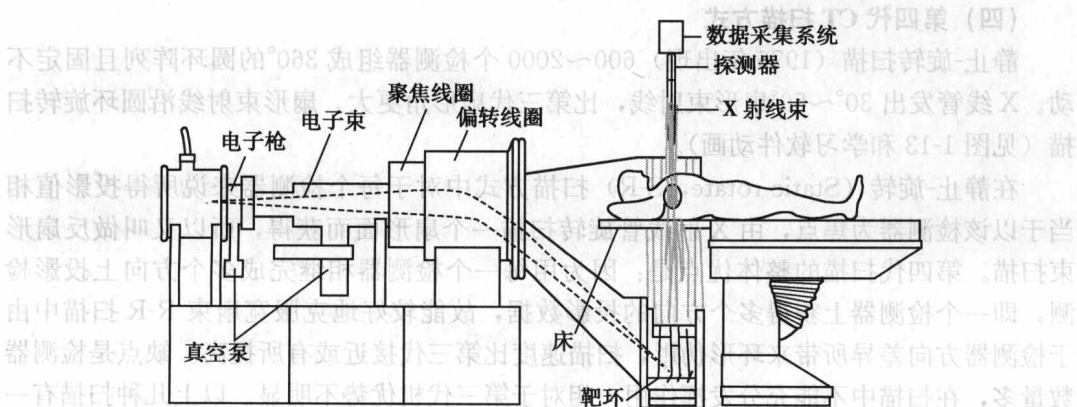


图 1-14 第五代 CT 扫描

(六) 螺旋扫描 X-CT

综合第三代和第四代 X-CT 的优点, 除掉它的缺点, 发展出了螺旋 CT, 其 X 光源及探测器并没有改进, 只是改进了对床的运动控制。而且采用了电刷和滑环技术, 去掉了随着旋转支架一起运动的大电缆不再进行往复式的旋转, 形成单向连续旋转扫描, 受检体(检查床)同时向一个方向运动, 所以 X 线管相对于受检体的运动为划过一柱面螺旋线形轨迹, 此种扫描方式没有扫描间隔的暂停时间(死时间)可进行连续的动态扫描, 解决了传统扫描的层隔问题, 提高了扫描速度, 比传统 CT 快 8~10 倍, 减少了运动伪影, 还可以进行薄层扫描, 且在体层间无采集数据上的遗漏, 可提供较好的三维图像重建的容积数据(见图 1-15 和学习软件动画)。相对于传统 CT, 螺旋 CT 的扫描和数据获取速度有了显著提高, 极大地提高了对咽喉、肝脏、胰脏及肾脏疾病的早期诊断率。而且创造了基于螺旋 CT 技术的非侵入性地脉管造影技术, 比传统脉管造影术价钱便宜, 螺旋 CT 引发了医学影像技术新纪元的到来。后面将作详细讨论

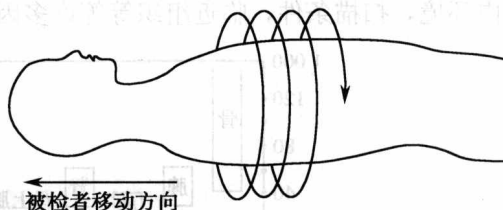


图 1-15 螺旋 CT 扫描

第二节 图像重建原理及方法

一、图像重建原理

由各种扫描装置的检测器可以获得 X 射线在各个方向上被衰减的投影值数据: $d \cdot \sum_{i=1}^n \mu_i = p$ 即获得若干个线性方程, 只要独立方程的数目足够多(等于横断面上体素的数目, 即所有体素对应的衰减系数的个数), 则将方程联立求解, 可求出所有体系的衰减系数的 μ_i 值, 即得 μ_i 的二维 μ_i 矩阵分布, 该矩阵称作图像矩阵。从原理上来说实际解出的图像矩阵是与 μ_i 对应的电信号值, 计算机把重建图像矩阵中的各个像素对应的电信号转变为不同明暗的相应光点, 通过显示设备显示出来, 这就是图像重建。

(一) CT 值

CT 机中测量衰减后的 X 射线强度是相对测量, 即得到的 μ 值是一个相对值, 用 CT 值来描述。国际上(来自于 Hounsfield)对 CT 值的定义为: CT 影像中每个像素所对应的物质 X 射线线性平均衰减量的大小。实际中, 以水衰减系数 μ_w 为基准, 若某物层的衰减系数为 μ 则其对应的 CT 值为:

$$CT = K \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \quad (1-5a)$$

单位: “亨” “Hu” 或 “H”
 μ_w 的规定: 能量是 73keV 的 X 射线在水中的线性衰减系数, $\mu_w = 19\text{m}^{-1}$ 。定义式中 K 称为分度因数, 多取 $K=1000$ 。故实用的 CT 值定义式为: