



CT(Computed Tomography)是计算机断层摄影技术的简称,它是自X射线在医学领域应用以来一个划时代的成就,是近代飞速发展的计算机技术和X射线成像检查技术相结合的产物。

CT的发展历程

CT图像是通过数学重建技术完成的。早在1917年,奥地利数学家J. Radon就从数学理论上证明了二维或三维物体可以通过其无限多个投影的集合唯一地重建图像。1938年德国的Gabriel Frank首先在X线诊断中用光子方法进行图像重建。1961年以后,Oldendorf等先后尝试将图像重建技术运用于临床诊断工作,只因所得图像清晰度欠佳而未能得到广泛运用。1963年,美国的Comack提出了图像重建的正确数学推算方法,从而为进一步发展CT技术打下了基础。

1971年4月,英国的豪斯菲尔德博士(Dr. Hounsfield)与Atkinson Morley医院神经放射学家Ambrose合作,成功地检查了第一例病人,获得了病人头部的CT图像。从上面可以清楚地识别出脑灰质、脑蛋白和脑部肿瘤,由此奠定了CT技术在医学领域中的地位。这种价值高、无痛苦、无创伤的诊断方法,是医学放射诊断领域中的重大突破之一。物理学家Hounsfield和数学家Comack也因此获得了1979年度诺贝尔医学生理学奖。

1974年美国Georgetown医学中心工程师Ledcay开始设计全身CT,1975年第一台全身CT机问世,CT成像设备在放射诊断上的全面应用由此展开。直到今天CT成像技术仍在飞速发展之中,最新一代的螺旋超高速CT和电子束CT使得CT技术的诊断效果越来越好,成像时间越来越短,检查费用越来越低,临床运用也越来越普遍。

CT的工作原理

CT是通过具有一定能量和穿透能力的X射线成像的,当极细的X线束到达人体时,除小部分因

浅谈CT

宋钢 邓小玫

反射、散射而损失外,绝大部分被体内组织吸收衰减后穿出,如图1所示。CT成像主要考虑人体对X线的吸收衰减作用。

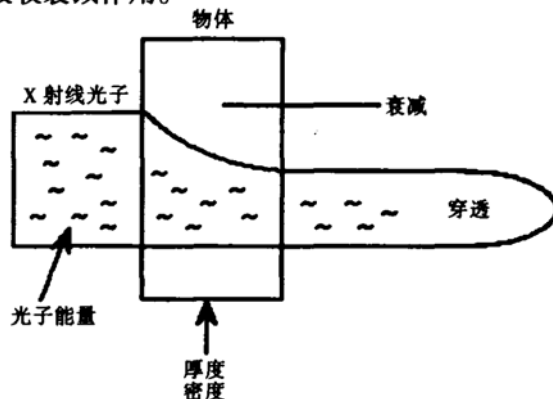


图1 影响X线束穿透特定物体的因素

物理实验表明,X线在均匀物体中的衰减服从指数规律。如图2所示,X线束穿透厚度为L的均匀物体,其中一厚度为 Δx 的小层面对强度 I_i 的X线的吸收量 ΔI_i 为:

$$\Delta I_i = \mu I_i \Delta x \quad (1)$$

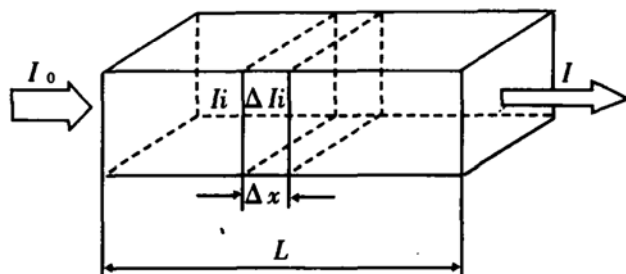


图2 X线束透过一均匀物体

μ 是与物体密度相关的线性吸收系数(简称吸收系数)。对于均匀物体,吸收系数 μ 为常数;负号表示入射X线由于被物体吸收而减少。设入射强度为 I_0 ,出射强度为 I 。由(1)式建立积分方程:

$$\int_{I_0}^I \frac{dI_i}{I_i} = -\mu \int_0^L dx \quad (2)$$

求解得:

$$I = I_0 e^{-\mu L} \quad (3)$$

(3)式是朗勃-比尔(Lambert-Beer)吸收定律在X线学上的表达式。由(3)式可知, L 或 μ 越大,出射X线强度 I 越小。

由于人体器官或组织是由多种物质成分和不同密度构成的,所以各点对 X 线的吸收系数各不相同。为了便于分析,将 X 线束通过的物体分割成许多小单元体(体素);令每个体素的厚度均为 l 。如果 l 足够小,则可以假定每个体素都是单质均匀密度体,吸收系数为常数。

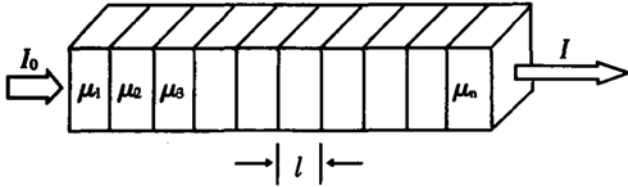


图3 X线透过 n 个小单元密度体

在图3中,设入射第一个体素的 X 线强度为 I_0 ,则第一个体素的透射强度为 I_1 :

$$I_1 = I_0 e^{-\mu_1 l} \quad (4)$$

μ_1 是第一个体素的吸收系数。对于第二个体素来说, I_1 就是入射强度。设第二个体素的吸收系数为 μ_2 ,则 X 线经第二个体素后的透射强度 I_2 为:

$$I_2 = I_1 e^{-\mu_2 l} \quad (5)$$

$$\text{即: } I_2 = (I_0 e^{-\mu_1 l}) e^{-\mu_2 l} = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2)l} \quad (6)$$

依此类推,第 n 个体素透射出的 X 线强度 I_n 为:

$$I = I_n = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n)l} \quad (7)$$

将(7)式变形可得:

$$\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n = \frac{1}{l} \ln \frac{I_0}{I} \quad (8)$$

在(8)式中,如果 X 线的入射强度 I_0 、透射强度 I 和体素厚度 l 均为已知,那么就可以算出沿 X 线通过路径的体素吸收系数之和($\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n$)。

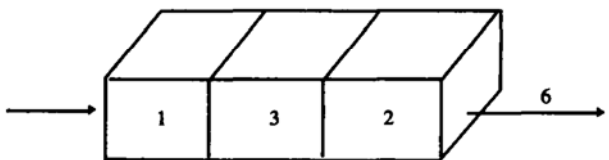
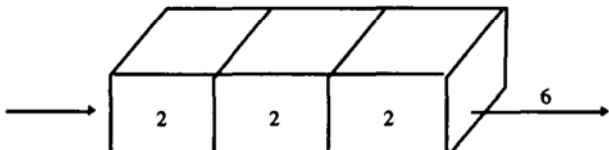


图4 不同组织体素的衰减系数和可能相等的示意图

为了重建 CT 图像,必须先求出每个体素的吸收系数 $\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_n$ 。从数学角度来讲,要求出 n 个吸收系数,就需要建立如(8)式那样的独立方程 n

或 n 以上个。因此,CT 成像装置要从不同方向对同一层面进行多次扫描(scanning),以获取足够多的数据来建立求解吸收系数的方程组。

CT 成像与普通 X 线摄影的主要区别之一就是要进行复杂的数据采集过程,目的是获取重建图像的大量原始数据。

在进行数据采集时,首先选定被测人体的一个层面平面,该平面的厚度是 X 线管发出的 X 线经准直器来限定;然后利用 X 线管和检测器等设备的同步扫描来完成,其中检测器是一种将 X 线光子转换为电信号的换能器。

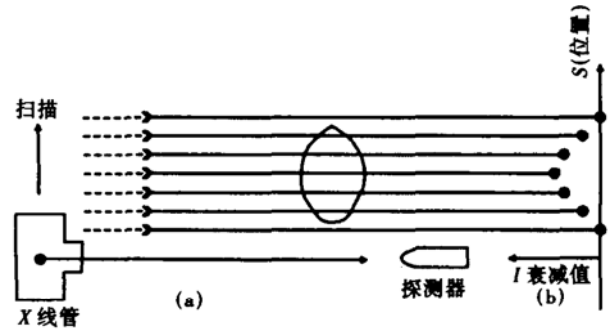


图5 X线束平行扫面的数据采集

X 线入射强度 I 在整个扫描过程中因为保持不变而被视为一个常量。因此由(8)式可以看出,X 线束经过的人体组织吸收系数之和只与 X 线透射强度有关。如图5(a)所示,第一次扫描先令 X 线管以单位长度为步长等间距直线平扫,被测体层被分割的体素宽度等于步长。每扫描一个步长,就可以依据透射强度由(8)式得到该处的吸收系数之和。当直线平扫完一个体层后,就获得一个方向上的吸收系数和与扫描位置关系的曲线,如图5(b)所示。这个曲线称作 X 线束经被测人体吸收后在该方向上的投影(projection),投影上的各个数据值称为投影值。

第一次扫描后,将 X 线管转过一个小角度(通常为 1 度),做第二次直线平扫,又可得到该方向上的投影。如果 X 线管在每一方向上平扫 180 次,X 线管连续旋转 180 次(每次 1 度)扫描,那么可以得到 180×180 个关于体素 μ 的方程。联立这些方程并经过计算机运算,就可以得出该体层平面上每个体素单元的吸收系数 μ 。将不同的 μ 与不同的灰度值一一对应起来,并在屏幕上显示,即得人体某一体层平面的 CT 图像。

CT 的基本构成

如图 6 所示,CT 的基本构成为:

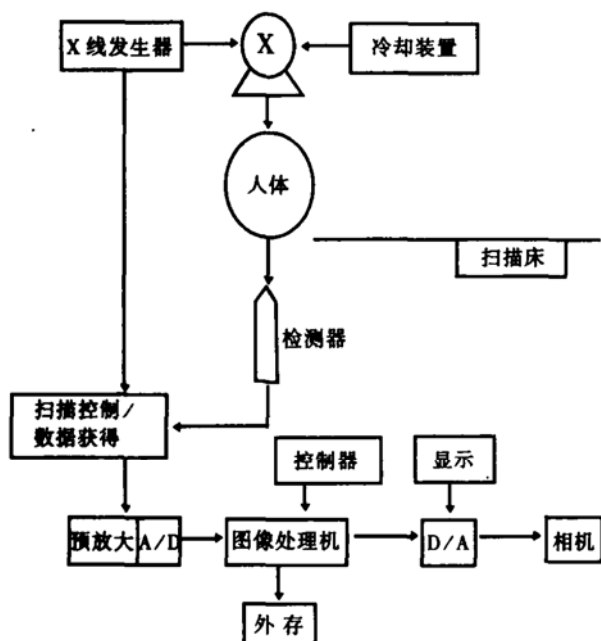


图 6 CT 的基本构成框图

扫描机架系统 扫描机架用来完成特定方式的扫描,获取病人扫描层面的原始数据,供计算机系统进行处理。主要包括 X 线管组件、准直器、X 线检测器、检查床、旋转机械及控制电路和机架前后倾斜的机械传动部件。

检测 - 数据采集系统 (DSA) 主要由检测器、缓冲器、积分器、放大和 A/D 转换器等电路组成。其中检测器的作用是接收 X 线辐射并将其转换为可供记录的电信号,它的灵敏度直接影响到 CT 图像的质量;A/D 转换器是将来自检测器的输出信号放大、积分后经过多路混合变为数字信号送入计算机进行处理。

计算机系统 CT 扫描所用的计算机系统应具有高速运算、大量数据存储和检索功能,主要由主控计算机和外围存储设备构成。其中主控计算机负责控制整个系统的运行,包括机架、检查床的运动、X 线产生、数据收集以及各部件间的数据信息交换;外围存储设备有磁盘和光盘两种,都是用来贮存支持计算机运行的操作系统、CT 的工作软件、故障诊断软件和存储图像的。

操作台和外围设备 主要由主控制操作台和照相机组成;其中操作台的作用是输入扫描参数和病人的有关资料、监控扫描、诊断系统故障、显示和存储图像等;照相机是将经过计算机重建的图像通过

光学系统在胶片上成像。

CT 的主要优点

与传统的 X 线摄影相比,CT 成像技术具有以下优点:

较高的 X 线利用率。CT 成像中由于采用窄形 X 线束,绝大部分散射线被排除,因而提高了 X 线的检测能力和利用率。

由于 CT 成像消除了人体器官或组织结构间的相互重叠影像,能在没有断面以外结构干扰的条件下清楚地显示出人体某一断面上的器官或组织的生理和解剖结构,因而为观察人体内器官或组织形态变化和诊断疑难病灶提供了一种新的检查手段。

由于 CT 成像技术克服了人体内器官或组织影像重叠现象和散射线干扰,又经过高精度的图像重建计算,所以能够分辨出普通 X 线摄影所不能分辨出的人体器官或组织密度的细小变化。

CT 影像重建后,以数字的形式存储,可以随时进行多种不同方法的处理和分析,有利于提高诊断的准确率。

CT 检查方便、迅速而且安全,只需病人静止卧于检查床上即可顺利完成整个检查,易为病人接受,而且随访方便。

相对于核磁共振成像技术(MRI)30~60 分钟的检查时间和数千元的检查费用来说,几分钟的检查时间和几百元的检查费用在很大程度上使得 CT 成像技术更适合我国的国情。

CT 进一步发展的方向和关键

多层螺旋 CT 是 CT 成像技术在现阶段的一个重要发展方向。

传统 CT 机是 X 线管和探测器围绕人体旋转一圈获得一幅人体断面图像,而多层螺旋 CT 机则是在旋转一圈时获取 2~18 幅人体断面图像,这样不但提高了 X 线利用率、缩短了扫描时间,而且显著地提高了图像的质量。

从长远的发展来看,科学家希望一次旋转就能获得更多的层面,完成一个脏器的扫描,真正实现所谓的容积扫描(volumescan)。因此,计算机的运算能力有待大幅提高,图像重建算法也需要进一步改进。随着科学技术的不断进步,这些技术难点最终会被一一攻克,真正的容积 CT 会在不久的将来问世。

(合肥工业大学理学院 230009)