数学建模与系统仿真

课程负责人:许春根 教授

主讲老师: 许春根、范金华、窦本年、谢建春

CT技术与图像重建

主讲人: 范金华

Tel: 84315877(O)

Email:jinhuafan@hotmail.com



CT技术的图像重建



背景

- CT(计算机断层成像)技术是20世纪50至70年代由美国科学家科马克和英国科学家豪斯费尔德发明的.
- 1971年第一代供临床应用的CT设备问世.
- •螺旋式CT机等新型设备被医疗机构普遍采用.
- CT技术在工业无损探测、资源勘探、生态监测等领域也得到了广泛的应用.

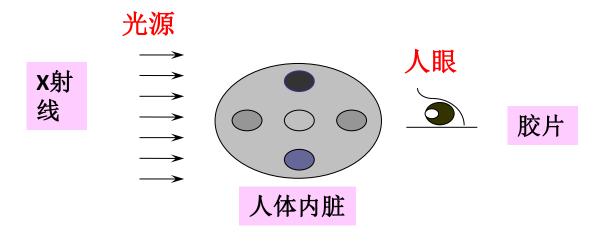
什么是CT,它与传统的X射线成像有什么区别?

概念图示:

CT技术原理

一个半透明物体嵌入5个不同透明度的球

单方向观察无法确定球的数 目和透明度 让物体旋转从多角度观察能分辨出5个 球及各自的透明度



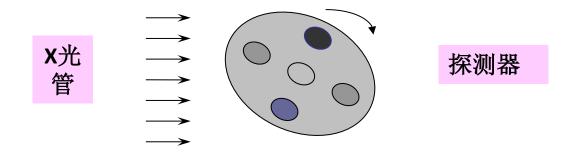
光源 人体内脏 一 管 探测器

传统的X射线成像原理

CT技术原理

图像重建

CT技术基本步骤



CT技术: 在不同深度的断面上,从各个角度用探测器接收旋转的X光管发出、穿过人体而使强度衰减的射线;

经过测量和计算将人体器官和组织的影像重新构建.

X射线强度衰减与图像重建的数学原理



/~射线强度 **/₀~**入射强度

/~物质在射线方向的厚度

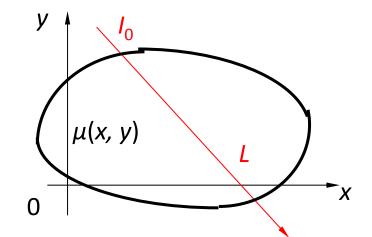
μ~物质对射线的衰减系数

•射线强度的衰减率与强度成正比.

$$\frac{dI}{dl} = -\mu I$$

$$I = I_0 e^{-\mu l}$$

•射线沿直线L穿行,穿过由不同衰减系数的物质组成的非均匀物体(人体器官).



$$\mu l \Rightarrow \int_{L} \mu(x, y) dl$$

$$\downarrow I = I_{0} \exp(-\int_{L} \mu(x, y) dl)$$

$$\int_{L} \mu(x, y) dl = \ln \frac{I_0}{I}$$

X射线强度衰减与图像重建的数学原理

$$\int_{L} \mu(x,y) dl = \ln \frac{I_0}{I}$$
 右端数值可从CT 的测量数据得到

图像 重建 多条直线L的线积分 $\int_{L} \mu(x,y) dl$ \Box 被积函数 $\mu(x,y)$

□ 反映人体器官大小、形状、密度的图像

数学 原理

$$P_f(L) = \int_L f(x, y) dl \qquad f(Q) = -\frac{1}{\pi} \int_0^\infty \frac{dF_Q(q)}{q}$$

Radon变换

Radon逆变换

 $F_Q(q)^{\sim}$ 与Q相距q的直线L的线积分 $P_f(L)$ 对所有q的平均值

实际上只能在有限条直线上得到投影(线积分).

图像重建的代数模型

m个像素(j=1,..., m),

n束射线(i=1,...,n)

每个像素对射线的衰减系数是常数

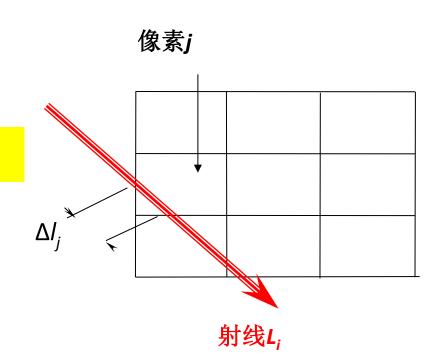
 μ_i ~像素j的衰减系数

 ΔI_i "射线在像素j中的穿行长度

 $J(L_i)$ ~射线 L_i 穿过的像素j的集合

 $ln(I_0/I)_i$ ~L_i的强度测量数据

$$\int_{L} \mu(x, y) dl = \ln \frac{I_0}{I} \qquad \Box \qquad \sum_{j \in J(L_i)} \mu_j \Delta l_j = \ln (I_0 / I)_i, \quad i = 1, 2, ..., n$$



图像重建的代数模型

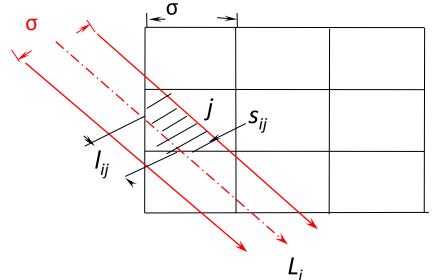
常用算法

$$\ln(I_0/I)_i = b_i, \quad \mu_j = x_j$$

设像素的边长和射线的宽度均为σ

中心线法

 a_{ij} ~射线 L_i 的中心线在像素j内的长度 I_{ij} 与 σ 之比.



$$\sum_{j \in J(L_i)} \mu_j \Delta l_j = \ln(I_0/I)_i \quad \stackrel{\downarrow}{\square} \quad \sum_{j=1}^m a_{ij} x_j = b_i, \quad i = 1, 2, \dots, n \quad \stackrel{\downarrow}{\square} \quad Ax = b$$

面积法

 a_{ij} ~射线 L_i 的中心线在像素j内的面积 s_{ij} 与 σ 之比.

中心法

 a_{ij} =1~射线 L_i 经过像素j的中心点.