

张朝宗. 工业 CT 的系统结构与性能指标[J]. CT 理论与应用研究, 2014, 23(3): 443-452.  
Zhang CZ. System structure and performance parameters of industrial CT[J]. CT Theory and Applications, 2014, 23(3): 443-452.

# 工业 CT 的系统结构与性能指标

张朝宗✉

(清华大学核能与新能源技术研究院, 北京 100084)

**摘要:** 本文试图从工业 CT 系统基本原理入手, 分析系统结构和基本假设偏离之处, 讨论这些偏离对于 CT 系统性能指标之影响。

**关键词:** CT; 伪像; 密度分辨率; 空间分辨率

**文章编号:** 1004-4140 (2014) 03-0443-10      **中图分类号:** TP 391.41      **文献标志码:** A

现代工业 CT 是一种通过投影数据重构图像的无损检测设备。然而 CT 就其本质而言, 只是一种的数学方法<sup>[1-2]</sup>。同时, 工业 CT 与人们熟知的医学 CT 从原理上说没有什么不同。由于应用对象的差别, 使两者从设计思想到具体结构有着明显的差异。本文讨论内容仅限于无损检测领域的工业 CT, 以下简称为 CT。

CT 的检测结果主要是通过图像来表示的。它与传统胶片照相不同, 是一种数字化图像, 数字化图像的背后其实是一组数据, 或者说数据的集合, 图像仅仅是这组数据的一种形象直观的表征方式。

制造 CT 设备的初衷是检测材料内部的缺陷 (如气孔、夹杂、疏松、裂纹和脱粘等), 以后又拓展到了分析材料内部结构, 测量零件内部尺寸, 检查整机或部件内部装配情况以及其他方面。因此, 判断它们质量高低的标准就是看 CT 图像 (即数据) 与被检测工件内部结构特征一致的程度。为了能够量化描述图像的质量, 人们从实践中抽象出密度分辨率、空间分辨率、伪像等三个物理量。用这些物理量来表征工业 CT 的图像质量, 不仅可操作性较好, 而且在不同 CT 系统之间, 对性能可以做更为客观、科学和定量的比较。虽然这些经过了一定抽象得到的概念并不等于实际的检测能力, 但是它们可以合理地反映系统的检测能力, 可以在相当大的程度上预计测量结果与实际结构特征的不一致性, 因此成为公认的判别系统性能的指标。

由于 CT 设备要涉及到物理、数学、机械和计算机等多个专业技术领域, CT 系统的密度分辨率、空间分辨率、伪像等性能指标不像日常用到的度量衡那样直观和容易测量。尤其是系统的结构和部件的技术参数怎样影响到这些技术指标, 更是比较复杂的问题。因此, 反复再三地讨论这些问题对于合理设计以及正确使用 CT 设备具有实际意义<sup>[1]</sup>。

下面我们就从图像开始, 探讨在整个 CT 测量过程中, 究竟是哪些因素使测量结果一步步地偏离了真实的物理结构。

## 1 CT 图像重建的基本概念

传统的 CT 是基于二维平面的成像技术, 即通过对于被检测工件内部某一切片 (断层) 多

个方向 X 射线强度的测量数据, 计算 (重建) 出切片上各点对于 X 射线的衰减系数的分布。对于三维 CT 来说, 基本问题也是差不多的。

用  $\mu$  来表示材料对于 X 射线的衰减系数, 二维 CT 的检测图像可以写成<sup>[3]</sup>:

$$\mu = \mu(x, y) \quad (1)$$

每一组位置坐标  $(x, y)$  对应图像上的一个点, 矩阵元素的值对应 CT 图像中的灰度等级。平面图像上的矩阵元素称为像素。将上述概念扩展到三维的空间图像, 其图像元素称为体素。需要强调的是, 二维的 CT 图像表示的是有一定厚度的切片的断层图像, 每一个像素实际代表着物体中一个小小的体积。作为数字化的图像, 每个像素仅仅赋予唯一的灰度值, 不再考虑像素代表的小体积内部的变化。不言而喻, 对于实际上连续的空间, 这种离散化的表示自然会有一定误差。容易理解, 对于给定物体, 对应的图像矩阵的行列数量越大, 也就是图像越精细, 误差就越小。在大多数实际应用中, 适当的精细程度就可以令人满意。但在要求特别高的场合下, 只能根据实际可能性来选取图像矩阵的大小, 如果像素大小并没有达到理想的精细程度, 也会带来不可忽视的影响。

CT 的物理学基础似乎是单能窄束 X 射线穿透均匀材料的强度衰减公式<sup>[4-9]</sup>, 即:

$$I = I_0 \exp(-\mu \cdot \Delta x) \quad (2)$$

式中,  $I_0$  是入射 X 射线强度,  $I$  是出射 X 射线强度,  $\Delta x$  是厚度。  $\mu$  被称为材料的线衰减系数。对于非单一元素组成的混合物或化合物材料, 用质量衰减系数计算更加方便一些。公式 (2) 变成了以下形式:

$$I = I_0 \exp(-\mu_m \Delta x_m) \quad (3)$$

$x_m$  为质量厚度, 物理意义是单位面积上的质量。  $\mu_m$  为品质衰减系数。混合物或化合物对于单一能量的 X 射线的“等效”质量衰减系数可用下式计算:

$$\mu_m = \sum_i a_i \cdot \mu_m^i \quad (4)$$

实际应用中, 被检测物体通常是由非均匀材料组成的, 如果将它分割成等长度的多个单元  $\Delta x$ , 并在每个单元中假设一个平均的衰减系数。指数形式的衰减定律可以级联形式应用, 由公式 (2) 就可以导出单能窄束 X 射线穿透非均匀材料时的衰减公式:

$$\frac{I}{I_0} = \exp(-\mu_1 \cdot (\Delta x)) \exp(-\mu_2 \cdot (\Delta x)) \exp(-\mu_3 \cdot (\Delta x)) \cdots \exp(-\mu_N \cdot (\Delta x)) = \exp\left(-\sum_{n=1}^N \mu_n \cdot (\Delta x)\right) \quad (5)$$

取负自然对数后得到

$$p = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \sum_{n=1}^N \mu_n \cdot \Delta x \quad (6)$$

更加一般的表达式中,  $I$  和  $\mu_n$  是位置坐标  $(y, z)$  的函数。对于特定的某个断层, 二维位

置坐标  $(y, z)$  变成了一维位置坐标  $(y)$ ; 如果射线方向上的坐标仍用  $x$  表示,  $\mu_n$  应该写成  $\mu(x, y)$ , 式 (6) 可以改写为:

$$p = p(y) = \sum_{n=1}^N \mu_n(x, y) \cdot \Delta x \quad (7)$$

由于入射强度  $I_0$  和出射的 X 射线强度  $I$  都是可以实际测量的物理量, 它们比值的对数就很容易计算出来。  $p$  被称为 X 射线穿透物体后的投影。

在测量单元尺寸缩小以后, 上式可以改写为积分形式:

$$I = I_0 \exp \left( - \int_L \mu_n \cdot dx \right) \quad (8)$$

$$p = -\ln \left( \frac{I}{I_0} \right) = \int_L \mu_n \cdot dx \quad (9)$$

$L$  为 X 射线穿过检测物体方向的直线。事实上空气的  $\mu$  几乎为 0, 因此线积分只需考虑 X 射线穿过检测物体内部的线段。

CT 的数学问题是由投影重建图像——即 (7) 式的反问题。如果 CT 图像  $\mu = \mu(x, y)$  的像素点  $(x, y)$  总数是  $N \times M$  个, 就需要  $N \times M$  个独立的方程才能解出全部未知数。通过改变 X 射线穿过检测物体方向, 就能得到足够数量的相互独立的线性方程。如果直接用解线性方程组的方法, 在  $N$  和  $M$  很大时计算工作量非常巨大, 所以通常在实际应用中并不采用。在 CT 发展过程中, 形成了多种获取投影数据的方式和图像重建算法。人们常常根据它们出现先后, 用“代”来表示这些扫描方式。工业 CT 常用的基本模式是平移-旋转(二代)和只旋转(三代)方式, 同时还形成了许多衍生的模式。不同的扫描方式, 相应地有各种图像重建算法。

经过投影数据的采集和图像重建的计算, 在完全理想的条件下, 就可以算出反映被检测工件内部某一切片上各点对于 X 射线的衰减系数的分布的 CT 图像。然而, 实际情况是在以下几个方面都存在“基础性”的近似或不可避免的测量误差, 导致测量结果与真实的物理结构之间的偏离, 最终也要影响到衡量 CT 系统性能的各项技术指针。

- (1) X 射线并不是单能窄束的;
- (2) 各种图像重建算法都要根据实际情况进行近似或简化;
- (3) 投影数据本身因 X 射线强度的测量有多种来源带来的误差;
- (4) 机械扫描系统的精度使投影数据位置或方位的测定产生误差。

## 2 “基础性”的近似带来的问题

实际应用中的 X 射线源通常具有复杂的连续能谱, 同时测量过程中不可避免地要受到周边材料引起的散射射线影响, 也就是单能窄束的假设不可能得到满足。此外, 辐射测量过程的统计规律和部分体积效应也是必须考虑的物理问题。

X 射线在材料中衰减过程是一个随机过程, 实际测量得到的投影值是个随机变量, 也就

是对同一条件下的数据作多次测量时,并不能得到唯一的数值,而是一个统计分布。统计误差大小最终将决定 CT 设备可以检出的最小缺陷尺寸,这个问题将在密度分辨能力的相关章节进一步讨论。

前面提到,对数字图像而言每个像素仅仅赋予唯一的灰度值,不再考虑像素代表的小体积内部的变化。事实上当体积元内部材料不均匀时,由于衰减规律是指数关系,对数之和不等和的对数,测量结果就会与按体积平均算出的“有效衰减系数”表现出较大的差异。这就是部分体积效应的影响<sup>[10-12]</sup>。

由于上述“基础性”假设受到破坏,无论以后的测量和计算的全部过程如何精准,CT 图像就已经不再是严格意义上的衰减系数的分布图像,而只可能是与切片上各点对于 X 射线的衰减系数“密切相关”的分布图像。从实用的角度来看,CT 图像仍然可以显示被测物体内部不同材料的边界或材料内部的不均匀分布,因此对于检测缺陷或测量内部尺寸等方面还是很有意义的。如果是要求精确地测量衰减系数、或者材料的密度,就只能借助于已知材料的“标定”作相对测量。可以理解,由于其中难以确定的非线性关系,标定后的 CT 测量结果是不可能做到逐点对应的,所以只可能专门定义“相对单位”来表示。例如在医学领域利用空气、水和标准骨骼定义的 CT 数单位——Hu (Hounsfeild unit) 就是得到广泛应用的一种。在工业 CT 领域,目前似乎还没有一个可以被广泛接受的方案。

关于各种图像重建算法中根据实际情况进行的近似或简化涉及了更多的问题,本文将不做具体讨论。这些物理上的或数学上的“基础性”的近似,都会使重建得到的 CT 图像受到各种伪像的污染。

非单能的 X 射线源穿过物体的过程,由于低能部分更容易受到衰减,使射束发生“硬化”而产生杯状伪像。使用薄金属片滤掉最软的射线可以使图像得到一定程度的改善,但是太厚的过滤片会降低射线强度,通常还要用软件进行额外的校正才能较好地减轻杯状伪像影响。

可以想象带有大量散射线的非窄束射线<sup>[13-16]</sup>使得投影数据不再严格地遵守指数衰减规律,就像常规射线照相的胶片上产生的灰雾一样,会降低投影数据的反差,降低 CT 图像的对比度。此外,由于 CT 图像是由多个位置的投影数据计算得到的,在不同位置被检测物体对于 X 射线产生散射的影响是不同的,从而有些情况下散射线引起的“灰雾”还可能具有某种纹理结构。控制散射影响的主要方法就是采用准直器,射线源前的准直器可以减少不必要的入射线,探测器前的准直器可以挡住斜射的散射光子。

射线强度的统计性质在射线能量不够高或者工件太大的情况下,对于 CT 图像的质量具有决定性的影响。典型的表现是在 CT 图像上掺入了雪花状干扰图像,严重时甚至会使全部结构细节淹没在“雪花”中。

许多场合下,为了减小光子统计效应的影响,CT 扫描时选用较厚的切片。这样会导致部分体积效应的影响更为明显。一种可行的办法是首先用小的层厚进行多次扫描和图像重建,再用薄层多次扫描的结果迭加成厚层的 CT 图像。这样可以使前面的矛盾得到缓解,代价是要进行多次扫描。

由于 X 射线源焦点和探测器具有一定的尺寸以及扫描几何条件的影响,期望的 CT 图像信号包含的最高空间频率实际上是有限的。根据数字图像学中的采样定理,原始数据的采样频率至少是 CT 图像信号最高空间频率的 2 倍。形象地说,如果 CT 重建图像的像素宽度

等于探测器的有效宽度, CT 扫描时的采样间隔应小于探测器有效宽度的  $1/2$ 。在上述要求不能满足时(欠采样), 就会出现称为“混迭”的伪像<sup>[17-19]</sup>。遗憾的是“标准的”三代扫描模式无法满足采样定理, 需要采用一些补救的方法来减轻这种影响。

产生伪像的来源很多, 表现形式也很多, 上面只是列举了源自物理和数学因素比较常见的一些例子<sup>[20]</sup>。必须强调伪像是一个很复杂而且非常重要的问题, 如果不能有效限制或降低伪像的水平, CT 图像可能没有任何实际应用价值。由于产生伪像的来源很多, 表现形式也很多, 到目前为止还没有办法制定比较严格的标准来定量描述伪像的水平或在不同设备上进行比较。

笔者建议一种考虑方法, 即把伪像看成一种广义的噪声, 而后按照密度分辨能力的方式来描述其强度, 也就是用 CT 图像上信号噪声比的概念来判断其对于图像质量的破坏程度。假如能够将伪像降低到密度分辨能力要求的水平以下, 则伪像不致于对图像的分析带来很多困难; 不过相当多的情况下, 伪像水平要高得多, 这时只能依靠分析伪像的形貌和出现位置等性质来识别它们和真实细节特征之间的差异。尽管不同场合下不同类型的伪像对于缺陷鉴别的影响确实是一项十分复杂的事情, 但是按照“广义噪声”来理解伪像可能会有利于将伪像的描述趋向量化。

### 3 密度分辨率和空间分辨率

关于密度分辨率和空间分辨率<sup>[8-9, 21-22]</sup>似乎存在一种认识上的误区, 即空间分辨率得到了比密度分辨率更多的重视。其中的原因可能是误认为空间分辨率决定了能够发现缺陷的大小, 而密度分辨能力看上去不是那么直观和容易捉摸。

我们知道 CT 检测得到的是射线线性衰减系数的分布图像。由于在大多数情况下射线线性衰减系数与材料密度有近似的对应关系, 因此 CT 相关技术中, 人们往往习惯性地就把 CT 图像误认为就是(材料)密度的分布图像。尽管这种混淆在在精确定量分析检测结果时就有可能导致一些错误结论, 但大多数实际情况下并无很大害处, 所以我们仍然采用“密度分辨率”这个术语。

广义地说, 所有射线照相的检测方法都可归于密度成像, 也就是从被检测材料的背景图像上的“异常”密度变化来发现缺陷。如果不能发现缺陷引起的密度变化, 这样的检测就没有任何意义。尽管传统的射线照相的检测方法, 包括胶片照相或数字化照相(DR)的空间分辨率都要高于 CT, 但是 CT 图像没有材料内部重叠结构的干扰, 比起其他方法就能从被检测材料的背景上发现更加微小的“密度”变化, 而且可以定量地表示这种变化的大小, 同时图像的解释要比传统射线照相容易得多。这些就是 CT 优于其他任何无损检测方法之处, 可见密度分辨能力实际上是更为基础性的技术指标。

可以想象, 识别密度变化的难易与变化强度(反差)及尺寸大小有密切关系。密度分辨率有时也称为对比度分辨率, 是分辨给定面积映射到 CT 图像上射线衰减系数差别(对比度)的能力。定量地表示为给定面积上能够分辨的细节与基体材料之间能够被识别的最小对比度。因为 CT 图像不可避免地受到各种来源噪声的干扰(包括前面提到的光子统计引起的噪声和各种伪像类的广义噪声), 所以是否能够被识别的最小对比度就是看它们和干扰噪声水平的相对幅度。有许多测定密度分辨率的方法, 比较严谨的方法通常不是简单的目测方法, 而是运用统计学的方法, 通过计算得到的。笔者以为国标 GB\_T29069-2012 介绍的圆

盘卡方法是值得推荐的<sup>[4]</sup>，即统计标准模体 CT 图像上给定尺寸方块 CT 值，求出标准偏差，采用表示有 95% 以上的可信度的 3 倍标准偏差为密度分辨能力。这种方法减少了测量标准模体数据时产生误差带来的影响。

总之密度分辨率是一台 CT 设备“广义信号噪声比”的反映，是判断一台 CT 设备质量的根本标志。

空间分辨率是工业 CT 系统鉴别和区分微小缺陷能力的量度，定量地表示为能够分辨的两个细节最小间距。空间分辨率高的图像看上去边界更加清晰，对那些着重于工件内部尺寸测量的 CT 系统有更为重要的现实意义。

对于现实生活中的三维物体，无论是依靠一系列传统的二维平面扫描图像的迭加还是三维直接重建来显示物体内部的结构，目前的 CT 技术大都还是以二维的切片图像为基础的。所以空间分辨率在这两个正交方向上——切片平面 ( $x-y$ ) 内和垂直于切片平面 ( $x-y$ )，即习惯定义的  $z$  方向——往往有很大的区别。大多数情况下，CT 扫描机主要用于产生切片平面 ( $x-y$ ) 内的二维图像，在垂直于切片平面的方向上空间分辨率要比切片平面内的空间分辨率差很多。即使在切片平面内，各个方向上的空间分辨率也不一定完全相同。所以提到空间分辨率应当同时说明测量的方向。

事实上空间分辨率和密度分辨率也是密不可分的。当对比度减小到一定程度时，空间分辨率将迅速下降，因此通常所说的空间分辨率都是指有足够高对比度时测定的。医学界根据本身检测特点，规定高对比度分辨力的定义是物体与均质环境的 X 射线线性衰减系数的相对值大于 10% 时，CT 图像能分辨该物体的能力<sup>[23]</sup>。但是工业 CT 的测试对象十分广泛，高对比度的范围尚无明确的规定，幸好在多数具有“较高”对比度的情况下，空间分辨率的实际数值已经趋于稳定。另外，医学界更为重视低对比度分辨力这一技术指标，它的定义是物体与均质环境的 X 射线线性衰减系数的相对值小于 1% 时，CT 图像能分辨该物体的能力。医学上的低对比度分辨力和工业 CT 所用密度分辨率的内涵非常接近，可以想象密度分辨率差的工业 CT 系统，其低对比度的空间分辨力也一定不会好，它们都与系统的噪声水平密切相关。尽管这是一个具有实际意义的重要概念，然而对于工业 CT，低对比度分辨力指标一直没有得到足够的重视。

空间分辨率的实用单位是单位长度上的线对数 (Lp/mm)。常用线对卡或丝状、孔状测试卡进行测定，但是用肉眼观测测试卡测定的方法往往受到测试者的主观影响，比较客观的测定方法是国标 GB\_T29069-2012 中推荐采用的 MTF 方法。有人用单根细金属丝来测定空间分辨率，笔者认为这种方法脱离了空间分辨率是分辨紧密靠近物体能力的出发点。如果是为了说明系统的点扩散函数还具有一定的参考意义，如果是以能否发现的细金属丝直径作为空间分辨率则是不恰当的。一般说来可以被识别的高原子序数细金属丝直径要远小于空间分辨率的数值。

#### 4 CT 系统设备对性能指针的影响

前面已经指出，CT 的检测结果是一种通过采集投影数据，再经过图像重建计算得到的数字图像，实际上是一组数据。这组数据的质量自然首先取决于测量得到的原始数据，合适的计算方法也有重要影响。下面将简单地分析一下 CT 系统设备的参数影响原始数据质量，并影响到各项技术指标的具体机制。

投影数据包含两方面的信息: X 射线的强度信息和扫描的位置信息。如果位置信息不准确, 在图像重建的过程中就会误用邻近区域的数据 (可能是通过插值计算得到), 造成图像模糊, 其效果相当于射线强度数据测量不准。从投影数据图的观点看, 这两种信息对于重建 CT 图像来说重要性几乎是相同的。

#### 4.1 X 射线的强度信息

前面已经分析过 X 射线不具有窄束、单能特性的影响。十分需要强调的是 X 射线机最大能量和焦点的选择。对于传统射线照相而言, 较低的能量常常可以带来较大的图像反差, 所以在穿透能力足够的条件下, 倾向于选择较低的工作电压。但是对于工业 CT 而言, 统计噪声常常是影响图像质量的决定因素, 过低的射线能量将导致射线在被检测物中强度衰减很快, 引起更大的统计噪声, 倾向于选择稍高的射线能量。另一方面, 从理论上说射线源焦点越小图像清晰度也越高, 但是由于射线源阳极靶散热因素的限制, 焦点较小的设备束流强度也小。例如微焦点 X 射线机的工作电流要比普通小焦点 X 射线机的小 2~3 个数量级, 显然对于较大较重的样品是不合适的。对于 X 射线源能量的选择有一个经验的参考数据, 一般可以考虑 X 射线穿透被测物体的最大路径为 9~10 个半值层。也就是被测物体对于所用 X 射线的最大衰减倍数在 1 000 以内, 过厚被测物将导致信噪比下降和散射影响加大。

射线探测器的探测效率越高对于减小光子统计的影响显然是有利的, 但是为了减小散射影响或提高系统空间分辨率, 在探测器前方布置了准直器, 降低了探测效率。上述种种都要根据实际情况折中选择。

X 射线机 (包括加速器) 的射线强度, 甚至能谱在空间和时间上都不是均匀的。CT 系统中射线探测器数组中每个探测单元的探测效率——其中包括能量响应的影响也是不相同的。因此实际测量之前都要做这些探测单元的本底和效率校正。由于校正工作在正式扫描之前, 不受扫描时间限制, 可以适当加长一些测量时间, 以减小统计涨落的影响。对于三代扫描而言, 探测器效率校正做得不好, 会引起环状伪像。由于探测器实际测量的入射线能谱要随着被测物的方位变化, 而且与探测器本身及周边的结构有关, 能量响应校正实际上很难做得非常理想, 如果仅仅应用没有被测物体时“满刻度”点的数据来校正效率, 就很难得到满意的效果, 对测得的投影原始数据作进一步的软件校正往往是必需的。应当使全部电子电路的稳定度达到在全部扫描期间内不对投影数据产生实质性的影响。如果射线源强度在扫描过程中不能保证稳定, 则需要增加参考探测器通道来监测和补偿射线强度变化的影响。

探测器信号输出电子学电路的噪声很少有人提及, 事实上由于探测器系统是一个微弱电流的放大器系统, 电子学噪声对于 CT 系统质量至关重要。需要仔细设计前端放大器, 精心考虑信号放大和传输过程中可能的干扰, 从而减小电子电路的噪声贡献。理论上说电子电路中的模数变换的有效位数应当取决于最大电流信号和电路噪声的比值, 探测器的最大电流信号不可能太大, 所以电路噪声实际上决定了获取数据系统的动态范围, 过长的模数变换位数并无实际意义, 可见电路噪声对于系统的质量也是决定性的。通常情况下, 希望 CT 系统能够检测最大工件的限制在于光子的统计涨落, 而不是电子电路的噪声。特殊情况下, 例如应用微焦点 X 射线源时, 由于 X 射线的能量和强度都要受到焦点尺寸的限制, 可以对探测器甚至前端电路进行冷却, 以进一步降低包括探测器在内的电路噪声。

## 4.2 扫描的位置信息

CT 系统通常都具有 DR 功能。除了软件内容不同以外,数据测量系统常常看不出很大区别,然而两者对于机械扫描系统的要求差别是很大的。对于 CT 系统,机械系统的位置数据是 X 射线强度信号的编码或索引,有人将工业 CT 系统比喻成没有刀具的数控机床并不过分。似乎机械系统的精度越高越好,然而机械系统的精度和造价是直接相关的,应当尽可能了解机械系统的误差通过怎样的机制具体地影响到 CT 成像,才能设计出性价比最佳的机械系统。扫描位置信息的精确度要从两个方向来实现,一方面要求机械系统有足够的加工精度,特别是要有良好的稳定性,即运动位置重复性;另一方面需要有精密可靠的位置测量系统。

前面已经说到如果位置信息不准确,相当于正弦图上使用了邻近区域的数据。但是在强度信号变化不是十分迅速的区域实际上并不会引起很大的计算误差。因此以像素大小作为考虑机械系统误差的尺度是非常合适的。在这里所谓像素大小指的是采集数据的间隔,对于一个设计合理的 CT 系统,其间隔大小一定是和系统的有效射束宽度及重建图像矩阵的像素尺寸相匹配的。机械系统误差可以考虑的范围是像素大小的  $1/3$  到  $1/10$ ,误差过大不仅要影响到图像的反差,也会使实际空间分辨率偏离理论上的估算值。

还有另一种比较直观的考虑方式。因为对于标准的二维 CT,无论是数据采集还是图像重建的操作对象仅仅是物体内的一个切片。数据采集过程中都包括了旋转运动,在机械系统存在误差的时候,切片的一部分就会转出原来的空间,切片外的部分也会转入原先切片所在空间,形成一种干扰。机械精度越差,这种干扰也越大。经验的数据是转出的部分大约  $1/3$ ,算是可用的系统,小于  $1/5$  就可算是不错的系统了。这样的要求对于很多系统似乎不算很高,但是对于看重在  $z$  方向空间分辨率的系统,切片厚度不能取得很大,在扫描那些细长工件的时候,这种考虑方式具有一定参考价值。

特别应该说明的是,无论数据采集还是图像重建的过程都是相对于一个静止的直角坐标系进行的,坐标系的中心称为 CT 系统的对称中心 (Iso-center)<sup>[3]</sup>,坐标系的  $x$  轴与射线源、扫描工作台在原始状态下的旋转中心和探测器数组的中心等三点决定的直线重合。 $y$  轴与  $x$  轴互相垂直,由它们决定的平面和旋转轴  $z$  垂直。所谓位置信息的准确与否是相对于这个坐标系而言的。

一般说来,这样的坐标系有六个自由度。在设计时,各个自由度上的误差应当根据它们对于图像质量的影响不同进行合理分配。其中影响最大的是由射线源、扫描工作台在原始状态下的旋转中心和探测器数组的中心等三点决定的  $x$  轴,也称为对称中心轴。理论分析和实验都证明了工作台的旋转中心如果偏离 ( $y$  方向上) 对称轴一个像素,CT 图像上的细节就要展宽为两个像素<sup>[24]</sup>。直观上严重地影响空间分辨率,事实上图像反差也明显下降。实验证明,相对于中心偏离的影响,其他各自由度上的误差对于图像质量的影响都要小得多。为了减小中心偏离的影响,除了在系统初次安装时要特别注意以外,还需要利用软件做进一步的测定和精细调整。这是因为射线源有一定的尺寸大小,探测器的物理中心无法直接测量。尤其是那些高大的扫描工作台,可能需要对于不同高度的旋转中心做出校正曲线,然而对于机械系统自身的不稳定性造成的偏离是无法调整和修正的。

判别 CT 系统的质量,还有一些经验的方法可以参考<sup>[25]</sup>。例如,检测主要目标在于发现夹杂等细小 (如 4 个像素) 的高对比度缺陷,在背景均匀的情况下,其图像对比度只要高于单个像素平均噪声 5~6 倍就可以被识别。如果感兴趣区内图像噪声水平是 2%,小的缺



陷至少要有大约 10% 的对比度才能被识别。再假定检测主要目标在于鉴别大面积(如 400 个像素)的微小辐射密度变化,在背景均匀的情况下,可以识别的密度变化等于 3 倍单个像素平均噪声除以像素数的平方根。如果感兴趣区内图像噪声水平还是 2%,上述面积内( $0.3\% = 3 \times 2\% / \sqrt{400}$ )的密度变化可以被识别。从上面的实例,可以更进一步了解到一台工业 CT 的检测能力与系统噪声的关系是多么密切。作为参考,有人这样来评价 CT 系统的优劣,图像噪声水平低于 1% 的为优,图像噪声水平等于 2%~4% 的为好,图像噪声水平等于 5% 的算中等,图像噪声水平大于 10% 的为差<sup>[25]</sup>。

## 5 结束语

本文的目的是讨论影响工业 CT 系统性能指标的主要因素。首先分析了物理上的或数学上的“基础性”的近似对于 CT 性能的影响。其次介绍了最受人们关注的空间分辨率及密度分辨率这两项技术指标的基本概念和相互关系,在此基础上着重分析了在 CT 扫描到重建的全过程中,设备参数怎样影响原始数据质量(包括 X 射线的强度和扫描的位置两种基本信息)以及进一步影响到各项技术指标的具体机制。希望在设计或使用 CT 的过程中建立这样一系列的思维模式,减少盲目性。

## 参考文献

- [1] Herman GT. Image reconstruction from projection: The fundamentals of computerized tomography[C]. New York: Academic Press, 1980.
- [2] 庄天戈. CT 原理与算法. 上海: 上海交通大学出版社, 1992.
- [3] 阮秋琦. 数字图像处理学[M]. 北京: 电子工业出版社, 2001: 1-20.
- [4] 复旦大学, 清华大学, 北京大学. 高等学校教材: 原子核物理实验方法(上册)[M]. 2 版. 北京: 原子能出版社, 1985: 67-83.
- [5] 安继刚. 电离辐射探测器[M]. 北京: 原子能出版社, 1995: 20-33.
- [6] 张朝宗, 郭志平, 董宇峰. 工业 CT 的系统结构与性能指标[J]. CT 理论与应用研究, 1994, 3(3): 13-17.  
Zhang CZ, Guo ZP, Dong YF. Industrial CT system constituents and performance[J]. CT Theory and Applications, 1994, 3(3): 13-17.
- [7] 郭志平, 董宇峰, 张朝宗. 工业 CT 技术[J]. 无损检测, 1996, 18(1): 27-30.  
Guo ZP, Dong YF, Zhang CZ. Industrial computed tomography[J]. Nondestructive Testing, 1996, 18(1): 27-30.
- [8] 张朝宗, 郭志平, 张朋, 等. 工业 CT 技术和原理[M]. 北京: 科学出版社, 2009.
- [9] Jiang Hsieh. Computed tomography: Principles, design, artifacts, and recent advances[C]// Bellingham, Washington USA: SPIE Press, 2003.
- [10] Glover GH, Pele NJ. Nonlinear partial volume artifacts in X-ray computed tomography[J]. Medical Physics, 1980, 7(3): 238-248.
- [11] Henrich G. A simple computational method for reducing streak artifacts in CT images[J]. Computerized Tomography, 1980, 4: 67-71.
- [12] Hsieh J. Nonlinear partial volume artifact correction in helical CT[J]. IEEE Transactions on Nuclear Science, 1999, 46(3): 743-747.
- [13] Endo M, Tsunoo T, Nakamori N, et al. Effect of scattered radiation on image noise in cone beam CT[J]. Medical Physics, 2001, 28(4): 469-474.
- [14] Ning R. Flat panel detector-based cone-beam CT angiography imaging: System evaluation[J]. IEEE Trans. Medical Physics, 2000, 19: 949-963.

- [15] Siewerdsen JH, Jaffray DA. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: Magnitude and effects of X-ray scatter[J]. Medical Physics, 2001, 28(2): 220-231.
- [16] Glover GH. Compton scatter effects in CT reconstructions[J]. Medical Physics, 1982, 9: 860-867.
- [17] Crawford CR, Kak AC. Aliasing artifacts in computed tomography[J]. Applied Optics, 1979, 18(21): 3704-3711.
- [18] Sohval AR, Freundlich D. Plural source computed tomography device with improved resolution[P]. U. S. Patent 4, 637, 040. 1986.
- [19] Hsieh J, Gard MF, Grevelle S. A reconstruction technique for focal spot wobbling[J]. Proceedings of SPIE, Medical Imaging, 1992: 175-182.
- [20] Schneberk DJ. Source of error in industrial tomographic reconstruction[J]. Materials Evaluation, 1990, 48(5): 609-617.
- [21] American society of testing materials committee of standard. E 1441—00 standard, guide for computed tomography (CT) imaging[M]. West Conshohocken, PA 19428, USA: ASTM, 2000.
- [22] 中华人民共和国国家质量监督检验检疫总局&中国国家标准化管理委员会. GB\_T29069-2012 无损检测工业计算机层析成像(CT)系统性能测试方法[S]. 北京: 中国标准出版社出版发行, 2013.
- [23] 李月卿, 李萌, 王昌元, 等. 医学影像成像原理[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2002: 128-134.
- [24] 吕军震, 张朝宗, 郭志平. 微焦点 X-CT 系统的伪像研究及滤波函数分析[J]. CT 理论与应用研究, 1991, (2): 4-7.
- Lv JZ, Zhang CZ, Guo ZP. The study of artifacts and filter function in microfocal X-CT system[J]. CT Theory and Applications, 1991, (2): 4-7.
- [25] American society of testing materials. E 1672—95 standard, guide for computed tomography (CT) system selection[M]. West Conshohocken, PA 19428, USA: ASTM, 1995.

## System Structure and Performance Parameters of Industrial CT

ZHANG Chao-zong<sup>✉</sup>

(Institute of Nuclear and New Energy Technology, Tsinghua University, Beijing 100084, China)

**Abstract:** Start with and based on the elementary knowledge of computed tomography, analyzing divergence between the system structure and basic presumption, the influence of divergence on the performance parameters of computed tomography system is discussed.

**Key words:** computed tomography; artifacts; density resolution; spatial resolution



作者简介: 张朝宗<sup>✉</sup> (1938—), 男, 清华大学研究员, 实验核物理专业, 主要从事核技术应用及工业 CT, Tel: 010-89796113, E-mail: zhangcz@tsinghua.edu.cn。