

文章编号:1004-4140(2003)03-0046-07

CT 图像质量评价技术中若干问题的探讨

王学礼

(航卫通用电气医疗系统有限公司,中国 北京 100716)

摘要:目的:文中详细讨论了典型的 CT 图像评价指标。方法和资料:考虑到不同图像评价方法的专有特征,以及不同厂家评价方法的各异性。结果:本文只对典型的图像评价技术原理和实际中应该注意的问题做详细阐述。结论:已达到有效地帮助 CT 理论研究工作者和医务工作者加深对 CT 图像的理解和正确应用 CT 图像所传达的有效信息的目的。

关键词: CT ; 图像评价 ; 伪影 ; 分辨率

中图分类号:R 814.42 ; TP391.41

文献标识码:A

Research and Discussion for CT Image Quality Evaluation

WANG Xue-li

(GE HangWei Medical System, Beijing 100716, China)

Abstract: Objective: this paper only discusses the typical methods for CT image quality evaluation considering that different vendors use different evaluation methods. **Methods:** we discuss the typical CT image quality evaluation techniques. **Results:** principles and issues to be paid more attention. **Conclusion:** this paper will give CT researchers and doctors' good guide or hint for comprehending the information in the clinical images.

Key words: CT ; image evaluation ; artifact ; resolution

1 CT 图像向我们展示了什么?

图 1 演示了第三代 CT 的工作原理。高压电场使 X-ray 球管发出对人体具有穿透力的 X-ray。X-ray 经 Collimator 的约束,形成一扇束 X-ray。此扇束 X-ray 穿透人体某截面,被人体组织部分吸收后由 Detectors 接收,得到一数据向量。针对同一人体截面,人体不动, X-ray 球管和 Detectors 绕人体旋转某一微小角度,同样可采集到另一向量。如此重复,我们可得到全部原始数据(一数据矩阵)。

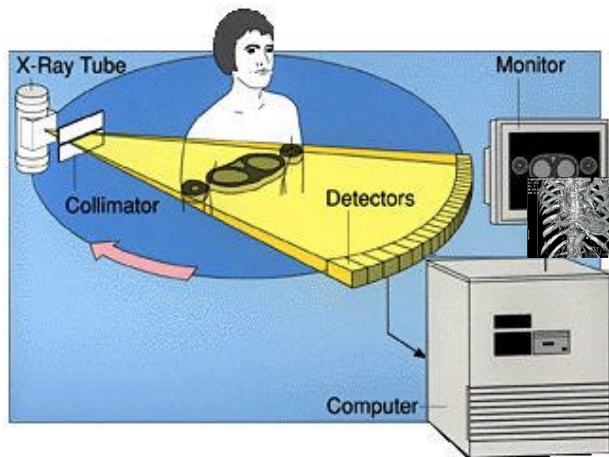


Fig 1: 第三代 CT 原理图

把上述原始数据做“预处理”,“图像重建”和“图像后续处理”就可得到反映人体此断面几何结构的灰度图像。此灰度图像反映了人体组织对 X-ray 的不同吸收系数,同一吸收系数具有相同的灰度显示。人体内不同组织对 X-ray 的吸收系数不同。如果某一组织(正常情况下应具有相同的图像灰度)的局部发生了病变,医生可明显观察到此组织局部图像灰度的变化的直观显示,从而帮助医生做出诊断。

2 关于 CT 图像评价指标的评论

正确的 CT 图像应能客观准确地反映被测物的断面几何特征。因此，医学图像的评价在很大程度上不同于一般意义上的图像评价。

一幅完美的医学图像不应扭曲被测物断面的任何几何特征。这要求：1) 均匀的物质在图像上应有很好的均匀度。2) 不同吸收系数的物质的图像灰度级应有明确的分界线，而不应模糊或图像灰度缓慢过渡。3) 对足够小的细微特征，系统应有足够的空间分辨率（高对比度分辨率）。4) 对吸收系数差别细微的物质，系统应有足够的组织差异分辨率（低对比度分辨率）。5) 足够好的时间分辨率，系统应具有足够好的时间响应性能。6) 物体吸收系数的正确比例映射。例如客观吸收系数间的线性关系在图像灰度级上也应具有等等的线性关系。7) 客观组织的几何形状应正确显示，不应扭曲。

基于以上分析，通常各个 CT 生产厂家要考察 CT 图像的下列指标：1) 图像均匀度（环状伪影、带状伪影、Smudge 伪影、Dot 伪影、波束硬化、Streak 伪影、运动伪影、After-Glow 伪影等）。2) 边缘过渡不锐利伪影。3) 高对比度分辨率。4) 低对比度分辨率。5) 图像噪声水平指标。6) 吸收系数的正确比例映射（映射成同比例的图像灰度值），等。

实际医学扫描中，不同病人的医学图像千变万化。为简化而不失有效性地测试系统的上述性能。通常各 CT 生产厂家使用了不同的模（Phantom）来测试系统的不同性能指标。如，用水模测试系统图像的均匀度，用线性模测试吸收系数的正确比例映射等。

另外，随着 CT 设备的深入应用，一些新的应用或图像功能被开发出来。如人体图像的三维重构，为减少病人剂量而采用的 Auto-mA 等专用技术的出现，带来了专用的图像评价技术。同样，即使较为通用的评价指标（如图像均匀度等），不同的生产厂家通常也有各自独到的评价体系。考虑到不同图像评价方法的专有特征，以及不同厂家评价方法的公司秘密。本文只对典型的图像评价机理做详细阐述，但又不失完备性和达到抛砖引玉的效果。

3 常用的 CT 图像评价指标

下面详细论述常用的 CT 图像评价指标：图像均匀度（环状伪影、带状伪影、Smudge 伪影、Dot 伪影、波束硬化、Streak 伪影、运动伪影、After-Glow 伪影等），高对比度分辨率，低对比度分辨率，图像噪声水平，CT 值线性度。

3.1 图像均匀度：广义地讲，均匀图像是指无论选择比较大或比较小的 ROI（Region of Interested）图像也应是均匀的。即，采用不同的窗宽(Window Width)窗位(Window Level)，图像不应有肉眼能看得

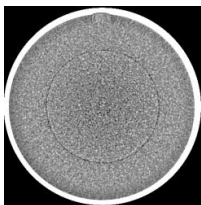


Fig2: 环状伪影

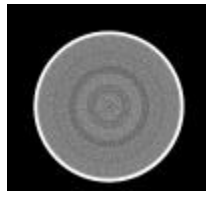


Fig3: 带状伪影

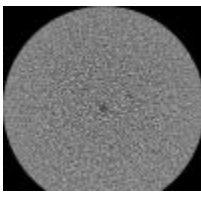


Fig4: Smudge 伪影

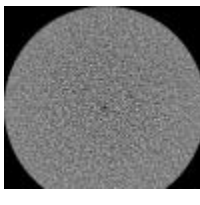


Fig5: Dot 伪影

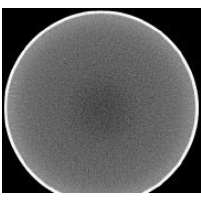


Fig6: 波束硬化

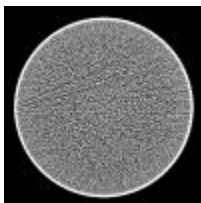


Fig7: Streak 伪影

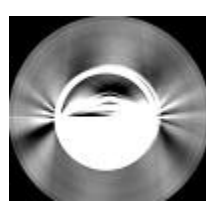


Fig8: 运动伪影

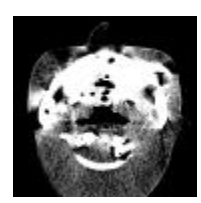


Fig9: Afterglow 伪影

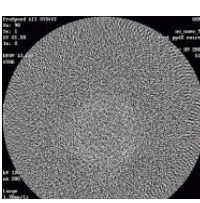


Fig10: Moiré 伪影

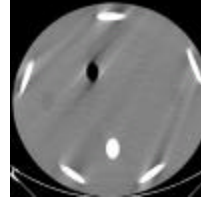


Fig11: Helical 伪影

见的环状伪影、带状伪影、Smudge 伪影、Dot 伪影、波束硬化、Streak 伪影、运动伪影、After-Glow 伪影等。如下列各图所示的图像就是非均匀图像。当然，针对以上不同情况，每种情况都可开发各自的评价技术。

即使肉眼观察看不出明显的不均匀性，为消除不同评价者间的主观差异，量化的评价方法还是很有必要的。例如，我们可用下面的方法评价第三代 CT 的图像均匀性。考虑到基于第三代 CT 原理的图像，如果以扫描旋转中心作为重建中心（大部分情况），在图像相同半径区域，图像具有相同或相似的性质（分辨率、噪声水平、环状伪影等）。因此，评价技术仅考虑到某一半径区域

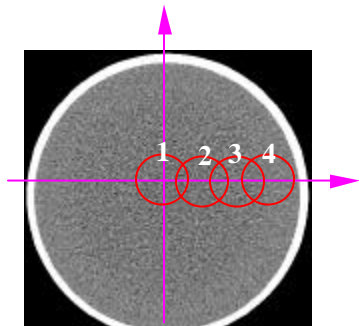


Fig12: 均匀水模图像

从左图，我们可得到 Mean1, Mean2, Mean3, Mean4。通过比较“Mean2- Mean1”，“Mean3- Mean1”，和“Mean4- Mean1”，就可以较好地描述不同区域间的图像不均匀性。

当然，除了圆形的 ROI，还可选取矩形、扇环等不同形状的 ROI。

3.2 空间分辨率（高对比度分辨率）：

空间分辨率是指系统不存在噪声的情况下，区分二维平面内物体结构的能力。常用的测试 Phantom 通常包括不同间隔的相邻孔或线条。

下图示出了常用的空间分辨率模的截面图：



Fig13: 高分辨率模 1

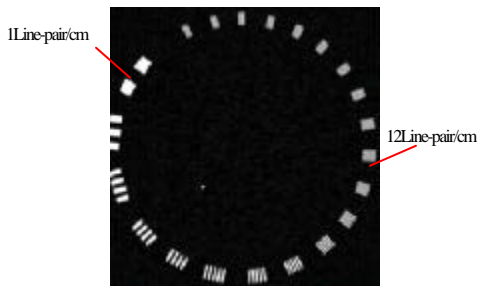


Fig14: 高分辨率模 2

空间分辨率的结果与窗宽窗位的设置有关。例如窗宽从 500 变到 150，空间分辨率结果可能从 1.00mm 变到 1.75mm。空间分辨率与 X-ray 的波束宽度有关，而 X-ray 的波束宽度是与 Collimator 和检测器的尺寸紧密相关。与空间分辨率相关的其它因素有空间采样距离（检测器单元之间的距离）、重建算法中滤波器的选择等。因此空间分辨率并非由采样原始数据唯一确定。

通常 CT 图像是在某指定矩形范围和指定图像尺寸的情况下重建的。像素尺寸通常足够小，以至于对系统的空间分辨率没有影响。偶尔计算机的内存容量及监视器的显示能力影响到图像的显示。这些影响可通过像素间插值等方法解决，不是影响系统空间分辨力的根本因素。

除了上面直观的测试方法，还有若干其它的方法测试系统在某一脉冲输入后，输出的扩展效应。方法之一是测试系统的 PSF（点扩展函数）：扫描圆形截面的细金属线（金属线垂直于扫描平面）。结果图像中会有一扩展的模糊的点。确定模糊点的确切中心位置，相对于此中心位置，可做出距此点不

同距离的吸收系数曲线（点扩展函数曲线）。此曲线反映了系统对点输入的输出扩展效应。通常用 PSF 曲线的 FWHM（半高度全宽）来量化系统的空间分辨率特性。

一个更加简单的方法是测试系统的 LSF（线扩展函数）。测试模中放置一薄金属板（金属板平面垂直于扫描平面），结果图像中会有边缘扩展的高密度物体线。系统的线扩展函数曲线就是此高密度线的截面吸收系数分布曲线。同样也可用 LSF 曲线的 FWHM（半高度全宽）来量化系统的空间分辨率特性。

另一种表示系统空间分辨率的常用方法是 MTF（调制传递函数）。为阐述方便起见，我们只考虑某一方向和非常窄范围内的线图像。在空间域内，根据傅立叶变换理论，我们可认为此线图像图样是由无数不同幅度却有着同一基频的正弦线图样叠加而成的。其中的正弦线图样的幅度（能量）随着谐波次数的增加而减小。画出正弦线频率与幅度的关系图，然后相对于零频率的幅度做归一化处理，即可得到系统的 MTF 曲线。它反映了系统对不同频率的正弦波具有不同的分辨率。系统对高频的正弦波具有较低的分辨率。下图直观地示出了 MTF 曲线的含义：

右图示出了三个系统的 MTF 曲线。表示了各系统对不同“线对/厘米”的分辨能力。系统 1 的截止频率是 8.2 线对/厘米。系统 2 的截止频率是 6.5 线对/厘米。系统 3 的截止频率是 4.5 线对/厘米。

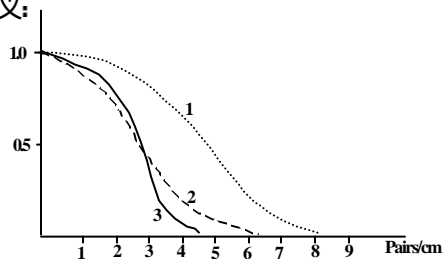


Fig 15 系统分辨率与线对表示

实际操作中值得注意的是，理论上，空间分辨率随测试位置和方向而改变。为得到系统各部分的性能，必须在系统不同方位测量。

3.3 对比度分辨率：

对比度分辨率是指系统检测目标相对于均匀背景在线性吸收系数方面微小差异的能力。对比度分辨率与物体尺寸、形状和检测剂量有关，当然正确的窗宽/窗位设置是必须的。

实践中的测试目标通常是具有圆形截面图像的球体或圆柱体。因此对比度分辨率可表述为具有给定直径大小的测试目标可被检测的最小吸收系数差异（相对与背景），或具有给定吸收系数差异可被检测的最小直径。物体直径越小，需要更大的吸收系数差异才能被检测出。同理，固定的吸收系数差异，较大直径的物体更容易被检出。

下图示出了常用的对比的对比度分辨率模的截面图：

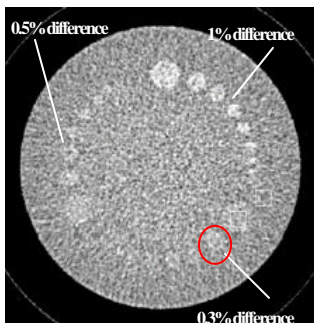


Fig16: 某种低分辨率模截面

左图展示了某种低分辨率模截面图。左图背景基体上嵌有三种材料。每种材料具有不同大小直径的系列。通过观察可分辨出的直径大小，可识别出微小吸收系数材料间的差异。如：左图图像的分辨率为 9mm @ 0.3% contrast @ 30mGy [Axial, CAT phantom, 10mm/2i, 120KV, 240mAs, STND]。（针对图像分辨率的说明，必须加注何种扫描和重建技术）。

对比度差异的可检测性受到图像噪声的限制。通常对比度分辨率由有经验的观察者目测确定。这带有很大的主观性。可采用一组专家共同评价的方式来统计性地得出更加客观的结果。当然，量化

的评价技术更客观，但怎样制定科学的量化标准却不是件容易的事。

制造有效的评价模是另一个值得注意的问题。可通过若干不同的方式实现不同测试区域具有不同的吸收系数。最容易想到的方法是在背景材料中不同孔径的内部充满不同系数的物质。需要注意的是，不同材料间不应出现空气泡，否则测试结果是不可靠的。

比较两种不同机型的对比度分辨率，更应牢记对比度分辨率与检测剂量有关的事实。

3.4 噪声：

噪声是指均匀材料图像中 CT 吸收系数值的随机变化，它在图像中以颗粒结构的形式出现，是影响低对比度分辨率的主要因素。这些随机变化的特征可由以下实例看出：理想水的 CT 值是 0，而在某种测试条件下实际测得数值却在 -23 和 25 之间变化。

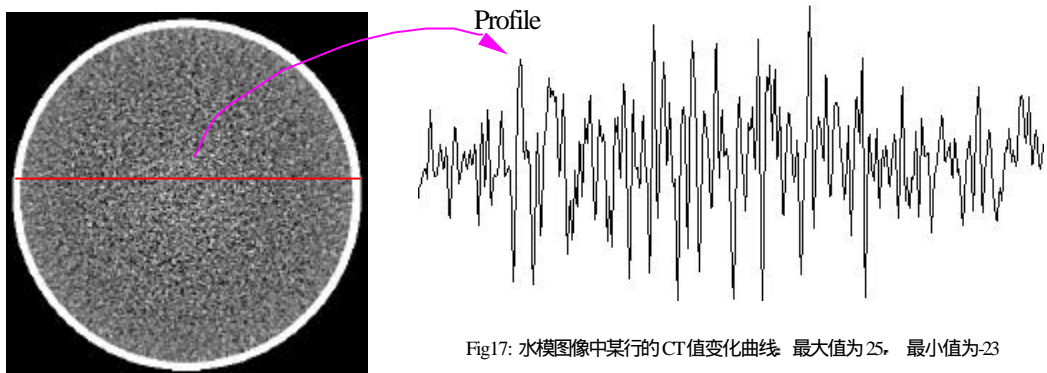


Fig17: 水模图像中某行的 CT 值变化曲线，最大值为 25，最小值为 -23

影响 CT 值的噪声可能是缓慢变化的低频噪声，也可能是快速变化的高频噪声。噪声功率谱是精确描述噪声频率分布的方法，但比较复杂。一种简单直观的噪声描述方法是标准偏差（假定噪声是正态分布），当然它不能展示噪声的频率分布。

影响噪声的因素主要有以下几个方面：

- (1) 被检测 X-ray 光子数的随机波动。
- (2) 电气，数据获取系统以及软件计算中的数据圆整操作。
- (3) 像素尺寸，X-ray 剂量[扫描时间，球管电流电压，切片厚度]。

通常有如下关系式成立： $d^2 = K / (W^3 \cdot H \cdot D)$ 。 d 是噪声的标准偏差， W 是像素尺寸， H 是切片厚度， D 是辐射剂量， K 是常量。

实践中，噪声通常通过测量水模图像中某均匀区域的标准偏差来确定。为缩小系统误差，测试区域应严格限制在图像中均匀一致的有限区域。但测试区域也不能过小。为得到一个可信的值，起码应包括 25 个以上的像素。

由于标准偏差并没有足够多地反映噪声特征，仅用其来比较不同扫描设备的噪声性能并不具有很强的说服力。既然某一具体设备的机械结构和算法是恒定不变的，作为定期维护某一具体设备而言，标准偏差应是十分有效和很有说服力的参数。

3.5 CT 值线性度：

用线性模测量 CT 值线性度。线性模由在水模中放置三个吸收系数在同一直线（吸收系数和 CT 值组成的二维坐标系）的圆柱状材料组成（截面形状如图 18）。此三种材料分别为：聚乙烯、树脂和聚四氟乙烯。

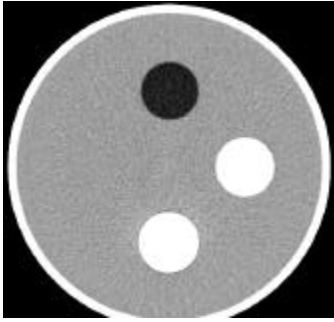


Fig18: 线性模截面图

X-ray 能谱结构从 100KVp 变化到 140KVp, 水的吸收系数从 0.205cm^{-1} 变化到 0.185cm^{-1} 。实际上, 人体大部分软组织的吸收系数差别很小 (例如: 水和脂肪的吸收系数仅差 0.01cm^{-1}), 由此可见, 能谱结构对吸收系数影响很大。

在目前 CT 的能谱结构下, 此四种材料的吸收系数只要在下列范围内: 水 ($0\pm$ 公差) 聚乙烯 ($-62\pm$ 公差)、树脂 ($118\pm$ 公差) 和聚四氟乙烯 ($920\pm$ 公差), 就可认为系统的 CT 值线性度符合技术要求。

4 不可忽视的几个重要问题

4.1 扫描技术与重建参数的选择:

任何图像参数的评价都与扫描技术与重建参数的选择有关。与扫描技术和重建参数割裂开的图像评价是没有任何意义的。在 CT 扫描中具有以下规律可循:

扫描层厚增加: 剂量增加, 图像噪声减小。

扫描时间增长: 剂量增加, 图像噪声减小。

扫描电流增大: 剂量增加, 图像噪声减小。

扫描电压增大 (140KV/120KV): 140KV 剂量大于 120KV, 图像噪声减小。

使用增强卷积核: 图像细节增强, 图像噪声加大。

使用不同的图像重建技术 (如滤波反投影重建, 迭代重建等), 针对同一原始数据, 得到的图像质量也有较大的区别。

另外, 同一机器的 FOV(Field of View)内, 通常在系统不同部位的分辨率也不一样。针对第三代 CT 硬件设备, 用滤波反投影重建技术, 以旋转中心为图像重建中心生成的图像, 中心区域比边缘区域具有更好的分辨率。

因此, 不同厂家和不同机型之间图像的比较, 必须设定一个可比较的扫描和图像重建条件, 否则比较是没有意义的。

4.2 窗宽(WW)/窗位(WL):

窗宽(Window Width)窗位(Window Level)的选取涉及是否能正确地观察到结果图像中不同部位的细节问题。



Fig 19 WL 100, WW50



Fig20 WL 50, WW50

CT 系统具有很高的分辨率（高对比度、低对比度等），可把人体的信息量化得很精细。常用的 CT 值量化范围为 2000HU(HU 为 CT 单位)。通常空气的 CT 值量化为-1000，水的 CT 值量化为 0，骨骼的 CT 值量化为 1000。

一幅常规的 CT 图像通常包括从空气到骨头所有的信号范围。而我们的观察工具——计算机——的屏幕显示灰度级是 256（人眼所能同时分辨的灰度级小于 256）。针对含有丰富信息的图像，我们可以调整信息的显示灰度中心（窗位）以及信息的显示灰度范围（窗宽）来清晰观察图像中所感兴趣的细节内容。下图 19、20 展示了同一幅图像（人体头部某一截面图）在不同窗宽窗位下的显示效果。窗位决定了观察者所想观察的组织（目标）；窗宽决定了观察者所能观察到的精细程度。

5 总结

文中首先阐述了 CT 图像的物理含义，对 CT 图像评价指标做了综合性的论述，然后系统详细地论述了常用的图像评价技术、原理和实际中应该注意的问题。本文可有效地帮助 CT 理论研究工作者和医务工作者加深对 CT 图像的理解和正确应用 CT 图像所传达的有效信息。

参考文献:

- [1] Thomas H. Newton, M.D., D. Gordon Potts, M.D. Radiology of the skull and brain technical aspects of computed tomography[C].1981,pp3956~3992.
- [2] 康晓东. 现代医学影像技术[M]. 天津: 天津科技翻译出版公司, 1999, 190~192.
- [3] B.De Man etc.,Reduction of mental streak artifacts in x-ray computed tomography using a transmission maximum a posteriori algorithm[J].IEEE Intern. Conf. On image Processing, 2000, 850~854.
- [4] Ge Wang etc.,Iterative Deblurring for CT Metal artifact reduction[J]. IEEE Transactions on medical imaging, 1996, Vol.15, NO.5, October, PP.657~664.
- [5] Chye Hwang Yan etc.,Reconstruction Algorithm for polychromatic CT Imaging: Application to Beam Hardening Correction[J]. IEEE Transactions on medical imaging, 2000, Vol.19, NO.1.

作者简介: 王学礼 (1973-), 男, 工学博士。毕业于西安交通大学 (2001, 博士)、浙江大学 (1998, 硕士)、山东工业大学 (1995, 学士); 2001.4 至 2002.9, 通用电气中国研究开发中心, 高级研发工程师; 2002.9 至今, 通用电气中国医疗系统技术部, 高级研发工程师; 曾在《电子科学学刊》、《光学学报》、《声学学报》中英文版、《仪器仪表学报》等刊物上以第一作者发表论文 11 篇; 目前以第一作者拥有三项不同的专利 (在美国、欧洲、日本、中国等地区申请)。

E-mail: xueli.wang@geahk.ge.com