

CT值线性评价方法

理想的CT系统,物质的CT值与其对应的X射线衰减系数 μ 呈线性关系,称为CT值线性(CT number linearity),作为质量保证的重要参数,可反映设备的性能。受成像理论和设备本身条件的限制,实际应用中的CT系统的这两个参数之间并非理想的线性关系。对设备进行检测,一般采用专门的检测体模,扫描若干种已知X射线衰减系数的物质以得到相应的CT值,统计分析它们的相互关系并进行评价[1][2][3]。检测中存在的主要问题是方法不一致,尤其在采用不同体模时缺乏统一的度量指标。本研究基于国际公认的Catphan500体模,从统计学的角度验证了2阶拟合曲线更符合物质的CT值与其对应的X射线衰减系数 μ 的分布关系,在此基础上给出非线性度量指标,并通过大量的检测实践证明了该方法的科学性。

1 材料与方法

1.1 设备与工具

2000年度南京军区受检CT设备共43台;美国体模实验室生产的Catphan500体模一套,其中CTP401模块用于检测CT值线性,其四种目标物质分别为空气(air)、丙烯酸(acrylic)、低密度聚氯乙烯(LDPE)和聚四氟乙烯(teflon)。

1.2 原理

测量若干已知X射线衰减系数 μ 的物质,得到相应的CT值。由于体模的目标物质数目较少(4个),采用3阶曲线拟合将通过所有样本点,且度量线性度的指标不易给出,所以采用2阶曲线拟合。样本集为: $\{(CT_i, \mu_i), i=1, 2, 3, 4\}$, i 分别代表空气、丙烯酸、低密度聚氯乙烯和聚四氟乙烯。拟合目标曲线为:

$$y=f(a, x)=a_1x^2+a_2x+a_3 \quad (1)$$

参数数组 a 由以下公式求得:

$$a=V/y \quad (2)$$

其中, $y=[\mu_1 \ \mu_2 \ \mu_3 \ \mu_4]$, Vandermonde矩阵:

$$V=\begin{bmatrix} CT_1^2 & CT_1 & 1 \\ CT_2^2 & CT_2 & 1 \\ CT_3^2 & CT_3 & 1 \\ CT_4^2 & CT_4 & 1 \end{bmatrix}$$

(3)

拟合参数 a 的2-范数:

$$\|r_2\|=\left(\sum_{i=1}^4 (y_i-f(a, x))^2\right)^{1/2}$$

(4)

连接拟合曲线上两点 $(CT_1, f(a, CT_1))$ 和 $(CT_4, f(a, CT_4))$ 的直线方程记为:

$$y'=g(b, x)=b_1x+b_2 \quad (5)$$

定义: 拟合目标曲线(1)的弯曲程度为CT值非线性度:

$$\tau = \frac{\max(|y-y'|)}{f(a, CT_4) - f(a, CT_1)}$$

(6)

其中, $\max(|y-y'|)$ 为 $|y''| = |y-y'| = |q(a, b, x)| = |a_1x^2 + a_2x + a_3 - (b_1x + b_2)|$ 的极值。

1.3 方法

取标准头部扫描条件(管电压一般设为120 kV, 使之具有可比性)。在成像区域取适当大小的感兴趣区(ROI), 获得各物质的平均CT值, 得到样本集 $\{(CT_i, \mu_i), i=1, 2, 3, 4\}$ 。采用MATLAB 6.1编程:

```
p2=polyfit(x, y, 2)
[a, s]=polyfit(x, y, 2)
xcurve=-1250:0.1:1250
p2curve=polyval(p2, xcurve)
y(1)=polyval(p2, x(1))
y(4)=polyval(p2, x(4))
m=(y(4)-y(1))/(x(4)-x(1))
aa=a-[0 m -m*x(1)+y(1)]
d=abs(aa(3)-aa(2)*aa(2)/(4*aa(1)))
l=y(4)-y(1)
tau=d/l
```

其中, x和y是样本集决定的数组, $x=[CT_{Air} \quad CT_{LDPE} \quad CT_{Acrylic} \quad CT_{Teflon}]$; $y=[0 \quad 0.177 \quad 0.219 \quad 0.374]$, 为各物质对应于66 keV能量的X射线的衰减系数。拟合参数的2-范数 $\|r_2\| = s.normr$ 。同理, 对该样本集做1阶(直线)拟合的程序如下:

```
p1=polyfit(x, y, 1)
[b, p]=polyfit(x, y, 1)
p1line=polyval(p1, xcurve)
```

定义拟合直线的斜率为对比度标度, 即 $\phi = b(1)$, 2-范数 $\|r_1\| = p.normr$ 。程序运行结果见图1、2。

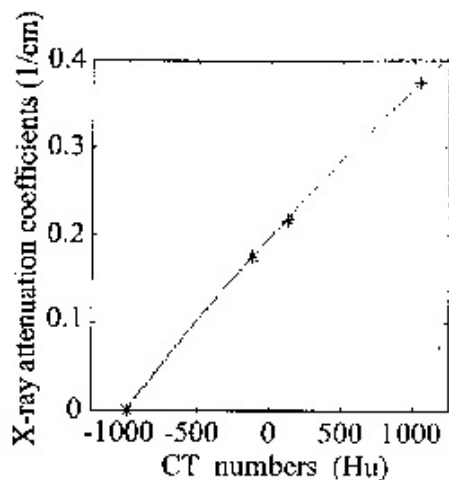


图1 2阶曲线拟合

Fig.1 Result of 2-order fitting of a set with MATLAB 6.1

CT numbers of 4 targets: -1000, -114, 125, 1052; Fitting equation: $y = -(1.4188e-008)x^2 + 0.0001829x + 0.19719$; Non-linear degree: $\tau = 0.039954$; 2-norm of fitting coefficients: $\|r_2\| = 0.014769$

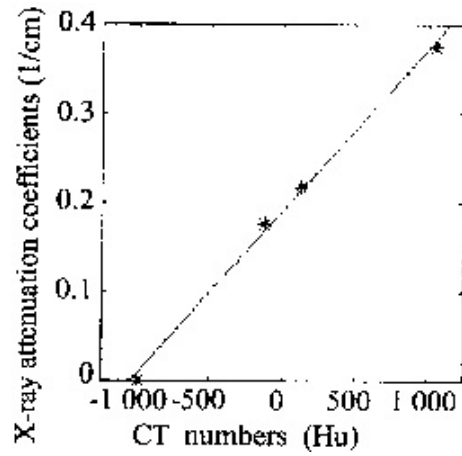


图2 直线拟合

Fig.2 Result of linear fitting of a set with MATLAB 6.1
 CT numbers of 4 targets: -1000, -114, 125, 1052; Fitting equation: $y=0.00018194x+0.18964$;
 Contract scale: $\varphi=0.00018194$; 2-norm of fitting coefficients: $\|r_1\|=0.014769$

2 结果

2阶拟合参数的2-范数数值范围为 $0.06e-3 \sim 3.10e-3$, 比直线拟合参数的2-范数 $\|r_1\|$ ($0.30e-2 \sim 2.97e-2$) 平均小一个数量级, 说明拟合的效果良好, 更符合母体的分布规律。

非线性度 τ 数值范围为 $0.80\% \sim 8.06\%$, 结合对拟合曲线图形的直观观察发现: τ 越大, 曲线越弯曲; τ 越小, 曲线越近似于直线。同时, τ 随 $\|r_1\|$ 的增长呈单调递增关系, 而 $\|r_1\|$ 越大, 说明直线拟合的可信度越低, 反之则说明非线性度越大。因此, τ 反映了拟合曲线的线性度。

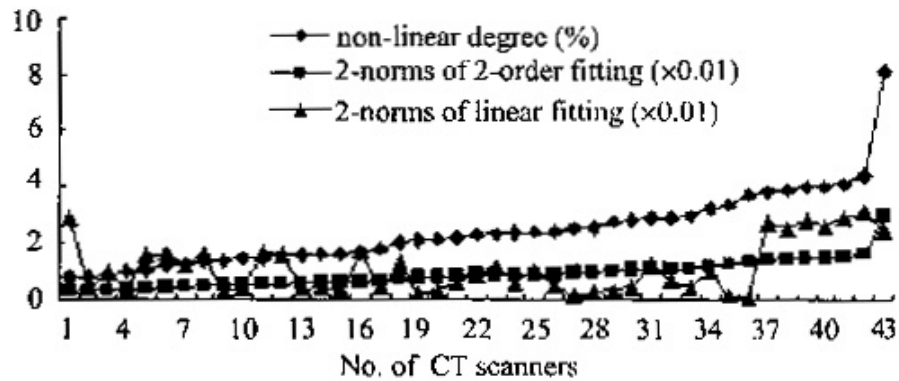


图3 2阶拟合曲线的非线性度、拟合参数的2-范数与直线拟合参数的2-范数的分布及相互关系
 Fig.3 Distribution and interrelation of non-linear degrees and 2-norms of 2-order and linear fitting

3 讨论

3.1 关于扫描条件

物质的X射线衰减系数随着X射线能量的变化而变化, 而X射线能量不但受管电压的影响, 还与靶材料有直接关系, 不同设备的球管采用的靶材料是不一样的[4]。也就是说, 不同设备的数组 $y=[\mu_{Air} \mu_{LDPE} \mu_{Acrylic} \mu_{Teflon}]$ 是不同的。另一方面, 探测器的品质和重建算法等软硬件因素也影响CT值线性度。近年出现的平板探测器阵列(flat panel detectors, FPDs), 具有结构紧凑、高效、宽动态范围等特点, 有利于改善CT值线性[5]。

举例来说，对一台SIEMENS SOMATOM EMOTION设备按前述方法进行检测，如采用不同算法重建，数据的分析结果将是明显不一样的。从表1中可看出，锐利(sharp)算法与平滑(smooth)算法的线性度和对比度标度差别显著。

表 1 一台 SIEMENS SOMATOM EMOTION 设备在不同算法下的检测和分析结果
 Tab.1 Testing and analyzing results of a SIEMENS SOMATOM EMOTION scanner with different reconstruction algorithms

Algorithms	CT numbers of 4 targets(Hu)				2-order fitting		Linear fitting	
	Teflon	Air	LDPE	Acrylic	Non-linear degree(%)	2-norm($\times 10^{-3}$)	Contrast scale ($\times 10^{-4}$)	2-norm($\times 10^{-3}$)
Very Smooth	1050.2	-1022.7	-110.7	128.2	3.23	0.79	1.80	1.19
Smooth	1050.9	-1023.5	-110.4	128.3	3.21	0.75	1.80	1.19
Medium Smooth	1051.6	-1023.5	-110.8	128.1	3.25	0.76	1.80	1.19
Medium	1052.6	-1023.7	-111.4	127.9	3.28	0.80	1.80	1.21
Moderate Sharp	1049.3	-1023.9	-111.1	127.7	3.20	0.77	1.80	1.18
Medium Sharp	951.4	-996.0	-90.2	124.3	0.93	0.61	1.92	0.35
Sharp	954.5	-999.5	-90.0	123.9	0.93	0.79	1.92	0.35
Very Sharp	952.6	-997.3	-89.5	123.7	0.93	0.82	1.92	0.35
Ultra Sharp	952.0	-996.2	-90.1	124.6	0.93	0.59	1.92	0.35

3.2 关于对比度标度

CT值线性度 τ 与对比度标度 ϕ 是两个相关的参数，只有在满足CT值线性的基础上，后者的讨论才有意义。假设规定 $\tau > 3$ 为不合格，对合格的33台设备的 τ 与 ϕ 进行比较分析，结果见图4。从图中看出，二者之间没有明确的数值关系。所以，在应用质量检测中，这两项性能参数必须分别评价，且应将CT值线性度置于优先位置。

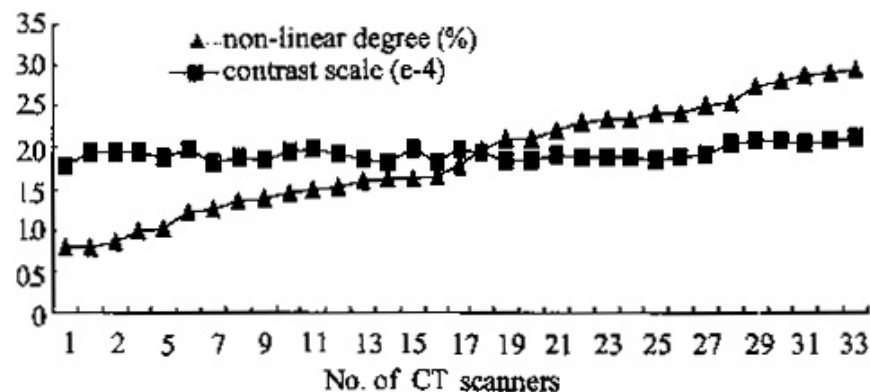


图4 非线性度 $\tau < 3$ 的设备的对比度标度分布

Fig.4 Distribution of contrast scales of scanners with non-linear degree $\tau < 3$

3.3 关于检测方法和数据处理

采用Catphan体模检测CT值线性，从统计学的角度即用4个样本点反映母体的分布规律。如果增加目标物质的数目，即增大样本集的规模，拟合曲线的置信度将相应提高，而拟合方法类推；同时可以做分段分析，比如平滑算法，主要应用于软组织成像，CT值在水附近的线性要求较高，是评价的重点。

对数据的处理，一种简便的方法是：理论推导四种物质在已知扫描条件下的理想CT值，记为数组 $A = [CT_1 \ CT_2 \ CT_3 \ CT_4]$ ，实际检测的CT值数组 $B = [CT_{Air} \ CT_{LDPE} \ CT_{Acrylic} \ CT_{Teflon}]$ ，考察它们之间的差别作为线性度的度量，对于判断设备的长期稳定性是一种简便易行的方法[6]。

参考文献：

[1] Maureemootoo K, Webb S, Leach MO, et al. The performance characteristics of a simulator-

based CT scanner [J]. IEEE Trans Med Imaging, 1988, 7(2): 91-8.

[2] GaNun PA. Understanding quality control [J]. Radiol Technol, 1993, 65(1): 37-8.

[3] Goodenough DJ, Levy JR, Kasales C. Development of phantoms for spiral CT[J]. Comput Med Imaging Graph, 1998, 22(3): 247-55.

[4] White DR, Speller RD. The measurement of effective photon energy and "linearity" in computerized tomography[J]. Br J Radiol, 1980, 53(1):5-11.

[5] Ning RL, Chen B, Yu RF, et al. Flat detector-based cone-beam volume CT angiography imaging: system evaluation [J]. IEEE Trans Med Imaging, 2000, 19(9): 949-63.

[6] Josip N, Keith IP, Richard AS. Linearity and contrast scale control in computed tomography [J]. Med Phys, 1989, 16(1): 110-3.

参考文献:

[1] Maureemootoo K, Webb S, Leach MO, et al. The performance characteristics of a simulator-based CT scanner [J]. IEEE Trans Med Imaging, 1988, 7(2): 91-8.

[2] GaNun PA. Understanding quality control [J]. Radiol Technol, 1993, 65(1): 37-8.

[3] Goodenough DJ, Levy JR, Kasales C. Development of phantoms for spiral CT[J]. Comput Med Imaging Graph, 1998, 22(3): 247-55.

[4] White DR, Speller RD. The measurement of effective photon energy and "linearity" in computerized tomography[J]. Br J Radiol, 1980, 53(1):5-11.

[5] Ning RL, Chen B, Yu RF, et al. Flat detector-based cone-beam volume CT angiography imaging: system evaluation [J]. IEEE Trans Med Imaging, 2000, 19(9): 949-63.

[6] Josip N, Keith IP, Richard AS. Linearity and contrast scale control in computed tomography [J]. Med Phys, 1989, 16(1): 110-3.