DOI:10.19789/j.1004-9398.2019.01.006

CT系统参数标定及成像研究与设计*

徐沈阳[1] 马婧元[2] 韩 刚[3] 汪晓银[4**] 刘秀明[1]

(1.天津工业大学纺织学院,天津 300387; 2.天津工业大学机械工程学院,天津 300387;
3.天津工业大学电子与信息工程学院,天津 300387; 4.天津工业大学理学院,天津 300387)

摘 要

CT系统除需要设备支持外,参数标定精度和成像模型对扫描效果具有显著影响.本文巧妙地利用模板与探测器的关系,寻找最佳标定位置,精确地对CT扫描系统进行参数标定,在此基础上,建立含有插值、滤波、局部搜索算法的CT介质成像优化模型,并列举实例进行图像重构模拟分析,最后利用逐差法设计更加精确的标定模板.

关键词: CT系统; 介质成像模型; 局部搜索算法; 逐差法

中图分类号: TP391.41; O434.19

CT扫描系统能利用样品对射线能量的不同吸收特性,对具有一定厚度的物体进行扫描成像,从而获取样品内部结构信息.在实际情况中,CT系统安装时或多或少会产生误差,任何一个装置的位置偏差都会使得重建的图像产生伪影,影响断层图像的成像质量[1].目前的解决方法,大多未提及对非均匀介质的分析和模型的矫正,把注意力集中在使用图像重建的算法研究上.即使有提到对重建后的图形进行矫正,也并未利用该方法对重建后图像进行重新定位,得出结论应用有限[2].如何通过分析计算排除扫描角度等产生的不利影响,结合实际情况对CT系统参数进行标定,并建立出适用于均匀介质和非均匀介质的成像模型,具有广泛的研究价值.

1 成像模型的建立

1.1 CT系统的参数标定

1.1.1 中心位置和间距的确定

一般状态下,在CT扫描过程中,最多探测器工作的位置与单个探测器检测到最大信息量的位置最能精确标定参数.本文在给定模板下,确定了这2种标定位置计算方式.

根据探测器所处的不同方向,统计每一个方向能够接收到信息的探测器数目,引入0-1变量矩阵:

$$W = x_{ij}, \tag{1}$$

其中 $x_{ij} = \begin{cases} 1, & j\text{次探测时探测器}\ i\ \text{检测到吸收量} \\ 0, & \text{检测的吸收量为}\ 0 \end{cases}$, $i = 1,2\cdots n; j = 1\cdots m.$

利用 $\sum_{i=1}^{n} x_{ij}$ 得到 m 次探测中,最多探测器可探测到信息的情况,根据现有模板,所处位置为探测器位于模板左侧竖直方向,射线水平穿过介质.

如图1,对于最多探测器工作的位置,确定出图中两条边界射线,求解出上、下方射线对应探测器的编码 b、a,相应的纵坐标位置为 y、y',从而求出探测器位于该方向时的中心竖直坐标值为:

$$Y = y + \left(\frac{t}{2} - a\right)\frac{y' - y}{b - a}. \tag{2}$$

考虑到探测器之间存在间隔,导致射线在空间上是离散的,所以会存在边界与射线之间的距离误差,因此在与该特殊位置有微小角度偏差的方向上,会得到相同的最多探测器数目.在与竖直方向有角度偏差的 t 个方向上,每个方向上探测器中心得竖直坐标为:

$$Y_n = y_t + \left(\frac{n}{2} - a_t\right)\frac{y_t' - y_t}{b_t - a_t}. \tag{3}$$

收稿日期: 2018-03-20

* 国家科技支撑计划资助项目(2014BAE01B01); 国家级创新训练项目(201710058010); 天津市应用基础与前沿技术研究计划资助项目(14JCZDJC37200)

** 通信作者

(C)1994-2020 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

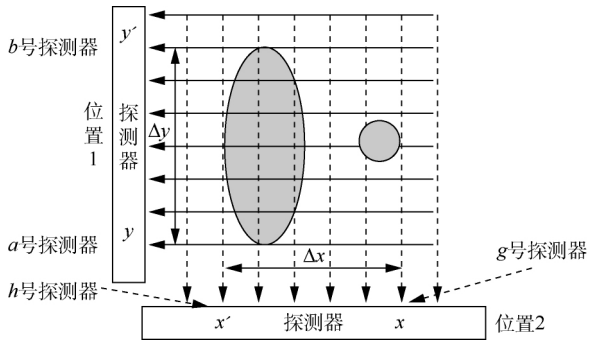


图 1　重要位置检测示意图

对于所有的竖直坐标求平均得到 CT 系统的竖直坐标 y_0 的值为:

$$y_0 = \frac{1}{t}\sum_{i=1}^{t} Y_i. \tag{4}$$

对于单个探测器检测到最大信息量的位置,由于圆形介质的直径为定值,有固定数目的射线穿过其内部,检测到吸收量的探测器数目与其方向无关,所以重点考虑不同方向入射时,椭圆形介质吸收能量对能否检测到信息探测器数目的影响.而椭圆中,过圆心时短轴长度最短,故探测器方向不水平时,描述射线穿过介质宽度满足不等式关系:

$$D_1 + D_2 < D_1' + D_2', \tag{5}$$

其中 D_1、D_2 分别为探测器水平时椭圆短轴长和圆的直径,D_1'为探测器位于水平偏转较小角度时所截椭圆的弦长,D_2'为此时圆直径,可得射线穿过介质的长度变长,探测器检测到吸收量的数目增多.

利用与竖直方向检测时同样的方法,可求得探测器位于水平位置时的中心水平坐标 x_0 为:

$$X_{t^*} = x_{t^*} + \left(\frac{t^*}{2} - g_t\right)\frac{x'_{t^*} - x_{t^*}}{h_{t^*} - g_{t^*}}, \tag{6}$$

$$x_0 = \frac{1}{t^*}\sum_{i=0}^{t^*} X_i. \tag{7}$$

因此,CT 探测系统旋转中心的坐标为 (x_0, y_0).

对于探测器之间的间距,其位于竖直方向上时,上、下方射线对应探测器的编码,上方射线对应探测器的编码,令椭圆介质长轴宽度为 l,可以得到探测器单元之间的距离:

$$d_1 = \frac{l}{b - a}. \tag{8}$$

探测器位于单个检测信息量最大位置时:

$$d_2 = \frac{45}{g - h}. \tag{9}$$

因此,为了使得间距的误差相对较小,最终确定的探测器单元之间的距离 d 为:

$$d = \frac{d_1 + d_2}{2}. \tag{10}$$

1.1.2　确定探测器旋转方向

由朗伯比尔定律(Lambert-Beer law)可知: 光被透明介质吸收的比例与入射光的强度无关; 在光程上每等厚层介质吸收相同比例值的光.因此,定义吸收量 I 与射线穿过介质长度 L 函数表达式:

$$I = \beta L + \gamma, \tag{11}$$

其中,γ 为线性方程一次项系数,β 为常数项.

首先,取探测器位于竖直方向特殊位置,以探测器旋转中心坐标所对应的一个探测器为研究对象,建立相应射线所在直线方程,来研究其旋转过程中所穿过介质的长度:

$$(y - y_0) = \begin{cases} \tan(\alpha + \pi/2)(x - x_0), \alpha \neq 0, \pi \\ 0, \alpha = 0, \pi \end{cases}. \tag{12}$$

如图 2,以正方形底座左下角为原点建立二维直角坐标系,建立椭圆、圆形介质的方程分别为:

$$\frac{(x - 50)^2}{15^2} + \frac{(y - 50)^2}{40^2} = 1, \tag{13}$$

$$(x - 95)^2 + y^2 = 16. \tag{14}$$

设射线所在直线与椭圆介质的两个交点分别为 (x_1, y_1)、(x_2, y_2),与圆形介质的两个交点分别为 (x_3, y_3)、(x_4, y_4). 射线穿过椭圆和圆形介质的长度分别为:

$$l_1 = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2}, \tag{15}$$

$$l_2 = \sqrt{(x_3 - x_4)^2 + (y_3 - y_4)^2}. \tag{16}$$

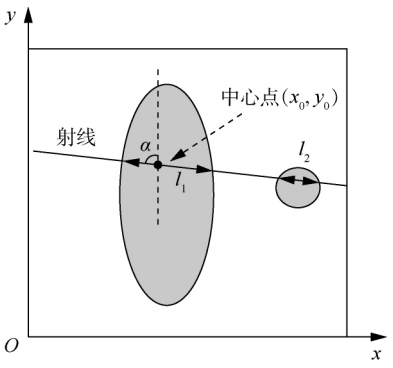


图 2　射线所截介质长、探测角度示意图

其中,(x_0, y_0) 为 CT 系统旋转中心点,x 为射线上的任意一点所对应的横坐标值,y 为射线上任意一点所对应的纵坐标值,α 为引入射线所在直线与竖

(C)1994-2020 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved.　http://www.cnki.net

直方向夹角.当与圆形区域无交点或只有一个交点时,$l_2=0$.因此,射线所穿过介质的长度可表示为:

$$L=l_1+l_2. \tag{17}$$

综上所述,我们建立了射线穿过介质长度 L 与旋转角度 α 的函数关系:

$$L=f(\alpha). \tag{18}$$

以长度 L 作为中间变量,建立了吸收量 I 与探测器旋转角度 α 的函数关系:

$$I=\gamma f(\alpha)+\beta. \tag{19}$$

将连续问题转化为离散问题:由于探测器检测过程中会在某一较小的角度范围内检测到模板中的圆形区域,导致 I 与 α 的关系用拟合的方式得出会使检测到圆形区域范围的接收信息 I 在拟合时信息量有所损失,所以将该连续的问题转化为离散的问题,使结果更加精确.将每一对应角度得到的 I 值,与实际数据角度进行匹配,得出相应的角度值.

1.2 非均匀介质成像模型

1.2.1 三次样条差值处理

对于均匀介质的成像相较非均匀介质,伪影等干扰大大降低,非均匀介质成像模型同样适用于均匀介质.CT 系统的图像重建理论基础需要完备的探测器接收数据集,由于探测器旋转角度有限,射线平行采样和角度采样都是离散化的方式,所给的数据无法达到图像重建要求,所以通过三次样条插值来补全数据集再进行图像的重建.三次样条函数是分段的光滑插值,在由两相邻节点所构成的每一个小区间内用低次多项式来逼近,来保证探测器接收的信息数据在各个节点处是光滑的.

三次样条插值方法为:根据平面中存在的 n 个点 (x_i,y_i) $(i=1,2,\cdots,n)$,其中 $x_1<x_2<\cdots<x_n$,称为样本点.如果存在某个函数 $S(x)$ 满足以下条件,则称 $S(x)$ 为经过该 n 个点的三次样条函数.其满足以下三个条件

(1) $S(i)=y_i(i=1,2,\cdots,n)$,即此函数经过样本点;

(2) 在每个子区间 $[x_i,x_{i+1}]$ 上,$S(x)$ 为三次多项式:

$$S(x)=c_{i1}(x-x_i)^3+c_{i2}(x-x_i)^2+c_{i3}(x-x_i)+c_{i4}; \tag{20}$$

(3) 在整个区间 $[x_1,x_n]$ 上,$S(x)$ 有连续的一阶导数以及二阶导数.

在对接收数据进行三次样条插值的基础上对未知介质的图像进行重建.

1.2.2 对图像进行重构

查阅文献,根据图像重建的理论基础 Radon 变换[4]和傅里叶中心切片定理[5].将待检测介质抽象为空间上的函数 $F(x,y)$,物体的投影可表示为沿着某一条直线 L 的积分:

$$g=\int_{-\infty}^{\infty}f(x,y)\,\mathrm{d}L, \tag{21}$$

上式方程可以进一步变换为:

$$g(\theta,L)=\int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty}f(x,y)\,\delta(x\cos\theta+y\sin\theta-L)\,\mathrm{d}x\mathrm{d}y, \tag{22}$$

上述方程的逆变换为:

$$F(x,y)=\frac{1}{2\pi^2}\int_0^{\pi}\int_{-\infty}^{\infty}\frac{1}{\sqrt{x^2+y^2}\cos\left(\mathrm{tg}^{-1}\frac{y}{x}-\theta\right)-L}\frac{\mathrm{d}g}{\mathrm{d}L}\mathrm{d}L\mathrm{d}\theta. \tag{23}$$

由此可以看出,逆变换可以根据探测器在若干扫描角度下的吸收数据来重建介质的图像.接下来以该理论为基础,针对已知吸收数据进行未知介质的图像重建研究.所以引入有窗函数 $q(\omega)$,限带宽函数 $p(\omega,\theta)$ 在频率区间 $(-\tau,\tau)$ 之外的能量为 0,设计滤波器的系统函数为:

$$H(\omega)=|\omega|q(\omega). \tag{24}$$

对于投影采样,滤波器的时域表达式[6]为:

$$h(t)=\frac{1}{2\delta^2}\frac{\sin 2\pi\tau t}{2\pi\tau t}-\frac{1}{4\delta^2}\left(\frac{\sin\pi\tau t}{\pi\tau t}\right)^2. \tag{25}$$

根据卷积公式[6]可以得到:

$$F(x,y)=\int_0^{\pi}\mathrm{d}\theta\int_{-L_m}^{L_m}g(\theta,L)\,h(L-L')\,\mathrm{d}L, \tag{26}$$

其中,$g(\theta,L)$ 为探测器检测到的接收信息,$h(t)$ 为滤波器函数,重建图像可以从吸收数据和系统函数 $h(t)$ 卷积后得到.采用 Ram-Lak 滤波器,其频带有限的斜坡滤波函数,对图像中的噪声较为敏感.为了确定介质在托盘中位置,引入数学上映射概念,将空间位置 x 与空间位置 y 的相对关系抽象为一个对应法则,记为 $x\overset{f}{\leftrightarrow}y$. 未知介质图像的位置记为位置 A,探测器旋转中心记为位置 B,则两者相对位置的对应法则可表示为 $A\overset{f_1}{\leftrightarrow}B$. 正方形模板中心记为

(C)1994-2020 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

位置 C,则探测器的旋转中心与正方形模板中心的空间对应法则表示为 $B \overset{f_2}{\leftrightarrow} C$. 进一步可以求解得到 A 与 C 空间位置的对应关系:

$$A \overset{f_1}{\leftrightarrow} B \overset{f_2}{\leftrightarrow} C. \tag{27}$$

因此,未知介质图像在正方形模板中位置可以同归该对应关系确定.

1.2.3　局部搜索算法去噪

对于较为复杂的不均匀介质,其灰度值排布交错复杂,存在明显的像素相同环状区域,因此在重构后图像进行去噪处理.

本文定义“空穴”为一定范围内,有大量相近灰度值的区域,并在其内部有少量与之灰度值相差较大的点.每个空穴的确定包含其周围的第一层和第二层像素位置.设 η 为重构图像的灰度值,则局部搜索算法原理可以表示为以下三种情况.

情况 1: 局部中心区域灰度值小.搜索到图像中的“空穴”位置,即局部灰度值较小的区域,将与该“空穴”中最小灰度值像素附近的较大灰度值更新为最小灰度值,局部最小灰度值保持不变,将其记为 $\eta_{\min}$,在该“空穴”范围内,如果满足 $\eta_i > \eta_{\min}$ 时,则改变像素位置的灰度值为 $\eta_i = \eta_{\min}$.

情况 2: 局部中心区域灰度值大.搜索到图像中的“空穴”位置,该区域像素的灰度值保持不变,设定该互补区域局部最大灰度的阈值,将灰度值小于该阈值的像素位置更换为阈值 m_0 灰度值,局部最大灰度值保持不变.将最大灰度值记为 $\eta_{\max}$.在该像素附近像素的灰度值大小如果满足 $\eta_i < \eta_{\max}$,则改变 i 像素位置的灰度值为 $\eta_i = \eta_{\max}$.

情况 3: 个别像素点灰度值不同.存在极少的几个像素灰度值与周围灰度值差别较大时,则采用均值滤波的方法,将该像素的灰度值更新为周围灰度值得均值.将像素 i 周围 $2n$ 个像素的灰度值记为:

$$\eta_{i-n}, \eta_{i-n+1}, \cdots, \eta_{i+n-1}, \eta_{i+n}, \tag{28}$$

此时像素的灰度值改变为:

$$\eta_i = \frac{1}{2n}\left(\eta_{i-n} + \eta_{i-n+1} + \cdots + \eta_{i+n-1} + \eta_{i+n}\right). \tag{29}$$

通过对上述三种灰度值分布的情况进行处理,可以将像素的灰度值做出明显的区分.经过 Radon 逆变换和去噪处理得到介质重建图像的灰度矩阵,根据上述相对位置的确定,识别介质重建图像的边缘轮廓,将轮廓之外的灰度矩阵数值赋值为 0,最终重构图像灰度矩阵可表示为

$$\boldsymbol{M} = \begin{bmatrix} \eta_{11} & \cdots & \eta_{1m} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \eta_{n1} & \cdots & \eta_{nm} \end{bmatrix}. \tag{30}$$

2　应用实例

为进行应用验证,考察模型的适用情况,本文选取了均匀介质和非均匀介质分别验证其重构和定位效果,未检验模型抗外部因素干扰能力,本文人为加入 10 dB 噪声,验证算法的合理性.

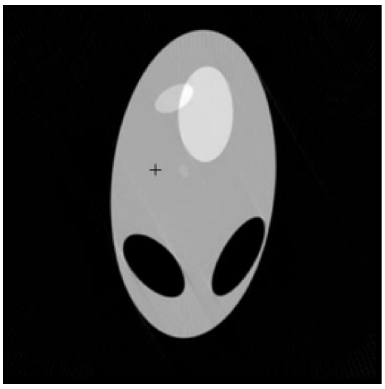


图 3　重建介质图像

从上图 3 即可以看出介质是一个 100 mm × 100 mm 均匀的椭圆形,其内部存在多个吸收率不同的小椭圆形状.图像中小椭圆颜色不同,是因为每个小椭圆的吸收强度不同.图中“+”号为 CT 系统的旋转中心,中心坐标为(40.694 4,55.972 2) mm.图中无噪声存在,重构效果显著,图像清晰.由图 4 可观察到重建图像的清晰度不够理想,图像噪声较大,因此我们采用局部搜索算法进行图像去噪处理,得到更为清晰的重建图像.

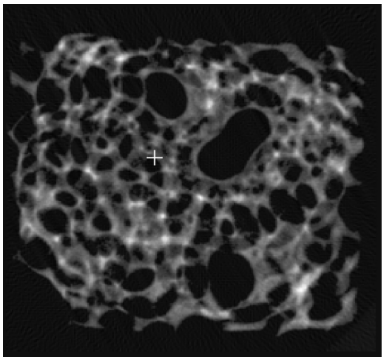


图 4　介质重建图像

(C)1994-2020 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved.　http://www.cnki.net

图 5 为去噪后图像,图中“+”号为 CT 系统的旋转中心,中心坐标为(40.694 4,55.972 2) mm.展示了一个存在不同大小空穴的不均匀网状结构.图像中颜色变化较大,是因为介质各处的吸收强度不同,轮廓明显较图 4 清晰,孔洞颜色更加纯粹,说明该介质不均匀重构效果得到提升.

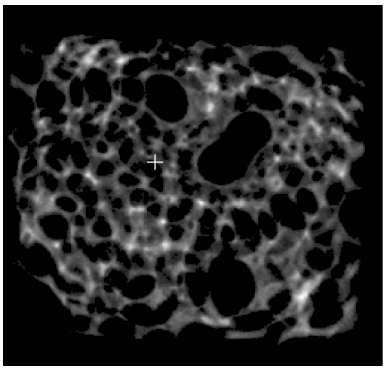


图 5 局部搜索算法去噪处理后图像

3 逐差法设计新模板

为改良模板标定的精度和稳定性,提高测量数据的利用率,减小随机误差的影响,减小测量过程中探测单元的误差分量,本文通过参考“摄像机标定的棋盘格模板”得到启发,分析得到其减少误差的原理——逐差法[7],设计了如下的新模板以为更加精确地标定 CT 系统的参数提供解决方案.

当能量吸收变化曲线出现等间距的 3 个吸收峰值时,说明这两个位置处于与正方形托盘边长正对的位置.若按照探测单元编号从 1 至 m 号的顺序观察,3 个峰值能量接收信息 I 比例为 2∶1∶3 时 CT 系统旋转至图 6 中 A 位置;比例为 1∶2∶3 时 CT 系统旋转至图 6 中 B 位置;同理,C 位置和 D 位置也具有不同的比例.

当确定 A、B 位置所接收到的能量吸收信息时,便可利用单元所能探测到的模板特殊位置点:3 个能量吸收峰值点、6 个菱形均匀固体介质的顶点.将这 9 个特殊位置由小至大编号为 $N_1 \sim N_9$,它们的 y 轴方向间距相同,设 9 个特殊位置点的 y 轴

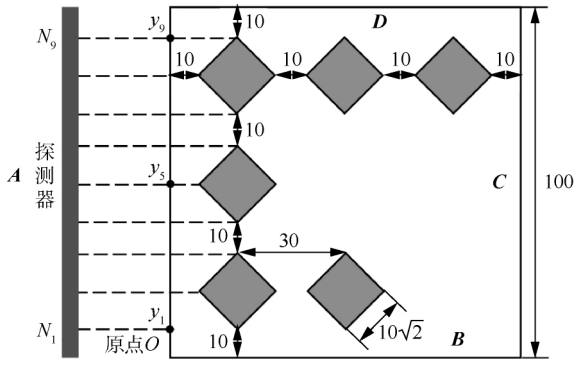


图 6 新模板示意图

坐标分别为 $y_1 \sim y_9$,通过逐差法可以确定探测单元的间距 d:

$$d = \frac{1}{5} \times \sum_{i=1}^{5} \left(\frac{y_{i+4} - y_i}{N_{i+4} - N_i} \right). \tag{31}$$

对于 CT 系统旋转中心,通过 A 位置的接收信息可以确定 CT 系统旋转中心的 y 轴坐标 y_0

$$y_0 = (y_{n/2} - N_5) \times d + 50, \tag{32}$$

其中,$y_{n/2}$ 为在 n 个探测单元中心位置的纵坐标.同理,x 轴坐标 x_0 可在 B 位置上以相同方法求得.与问题一中模板的比较,当探测器能检测到介质最外侧两端特殊位置点间距与实际间距长度产生的误差 Δd 为最大值 $2d$ 时,计算得到的探测器单元之间的距离相对误差为 0.14%,相对之前的标定模板产生的测量误差大大缩小,明显提高了参数标定的精度.

4 结束语

CT 成像的成像应该综合考虑系统的实际安装误差以及扫描角度产生的不利影响,对模板进行校正,从而投入到介质成像的实际应用中去.在建模计算以及分析后,需根据不同类别不断修正偏差,以便能去除扫描过程中产生的伪影等干扰因素,还原最真实的图像.在未来 CT 成像实际应用中,还需不断发现其他不利因素,从而设计出精确和稳定性更佳的模板,在成像质量方面取得新的突破.

参 考 文 献

[1] 卢彦斌.X 射线 CT 成像技术与多模态层析成像技术研究[D].北京:北京大学,2012.

[2] 陈思,李敬,李世根,等.一种用于标定工业 CT 设备点云提取精度的配准及评价算法[J].CT 理论与应用研究,2016,25(6):671-678.

(C)1994-2020 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

[3] 池明辉.锥束工业 CT 系统几何参数误差校正算法研究[D].重庆: 重庆大学,2015.
[4] 张俊,闫镔,陆利忠,等.一种锥束 CT 系统几何参数标定方法[J].核电子学与探测技术,2014,34(2):235-238.
[5] 毛小渊.二维 CT 图像重建算法研究[D].南昌: 南昌航空大学,2016.
[6] 罗海.CT 图像重建及运动伪影校正方法研究[D].合肥: 中国科学技术大学,2011.
[7] 张浩鹏,王宗义,吴攀超,等.摄像机标定的棋盘格模板的改进和自动识别[J].仪器仪表学报,2012,33(5):1102-1109.

Research and Design of CT System Parameter Calibration and Imaging

XU Shenyang[1] MA Jingyuan[2] HAN Gang[3] WANG Xiaoyin[4] LIU Xiuming[1]

(1. School of Textiles, Tianjin Polytechnic University, Tianjin 300387;
2. School of Mechanical Engineering, Tianjin Polytechnic University, Tianjin 300387;
3. School of Electronics and Information Engineering, Tianjin Polytechnic University, Tianjin 300387;
4. School of Science, Tianjin Polytechnic University, Tianjin 300387)

Abstract

In the CT system, parameter calibration accuracy and imaging model had a significant impact on the scanning results besides equipment support. In this paper, the relationship between the template and the detector was used to find the best calibration position skillfully, and the CT scan system was calibrated accurately. Based on this, a CT medium imaging optimization model was established based on interpolation, filtering and local search algorithm, then we enumerated examples for image reconstruction simulation analysis. Finally, a more accurate calibration template was designed by using the successive difference method.

Keywords: CT system; medium imaging model; local search algorithm; successive difference method

(C)1994-2020 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net