

DOI: 10.13382/j.jemi.B1902802

基于多阈值分割和 B 样条插值的 CT 图像金属伪影去除方法研究*

李长春¹ 李元金²

(1. 滁州职业技术学院 信息工程学院 滁州 239000; 2. 滁州学院 计算机与信息工程学院 滁州 239000)

摘要:为了解决重建后 CT(computed tomography)图像中出现的金属伪影问题,提出了基于多阈值分割和 B 样条插值的 CT 图像金属伪影去除方法。首先,介绍了 CT 图像中金属伪影产生的原因;然后详细剖析基于多阈值分割和 B 样条插值的 CT 图像金属伪影去除方法实施过程;最后,使用基于多阈值分割和 B 样条插值的 CT 图像金属伪影去除方法对含有金属伪影的临床 CT 图像和模拟 phantom 图像进行实验。实验表明,提出的 CT 图像金属伪影去除方法能够有效地对 CT 图像中的金属伪影进行减少或去除,这将为医务工作诊断病灶提供了清晰的 CT 图像。

关键词:多阈值分割;B 样条插值;均值滤波;CT 图像;金属伪影去除

中图分类号:TP391.41 **文献标识码:**A **国家标准学科分类代码:**520.2040

Research on metal artifacts reduction for CT image based on multi-threshold segmentation and B-spline interpolation

Li Changchun¹ Li Yuanjin²

(1. School of Information Engineering, Chuzhou Polytechnic University, Chuzhou 239000, China;

2. School of Computer and Information, Chuzhou University, Chuzhou 239000, China)

Abstract:To solve the problem of metal artifacts in reconstructed CT images, a method based on multi-threshold segmentation and B-spline interpolation is proposed to remove metal artifacts in CT images. Firstly, the causes of metal artifacts in CT images are introduced. Secondly, the implementation process of metal artifacts reduction method of CT image based on multi-threshold segmentation and B-spline interpolation is analyzed in detail. Finally, this approach is tested on clinical CT and simulated phantom images. Experiments show that the proposed metal artifact removal approach can effectively reduce or remove the metal artifacts in CT images, which provides clear CT images for the diagnosis of lesions in medical work.

Keywords:multi-threshold segmentation; B-spline interpolation; median filter; CT image; metal artifacts reduction

0 引言

作为放射成像技术之一,CT^[1]成像系统在医疗诊断、工业和安全检测等领域都有着广泛地应用。在医疗领域,在 CT 成像系统围绕人体转运过程中,探测器采集投影数据;然后,将这些数据输入计算机,并在计算机的帮助下重建并显示二维断层图像或三维立体图像。正常情况下,CT 图像是清晰。但是,CT 成像系统扫描人体过程中,如果扫描区域出现牙植入物、

内部固定器和假体等高密度物质时,重建后的 CT 图像中将出现以高密度物质为中心向四周发射的金属伪影,如图 1 所示。在 CT 成像系统使用过程中,造成产生这种现象的原因很多。总体来说,它们可以归纳为射束硬化^[2]、散射^[3]、部分容积效应、噪声和物体运动等方面的原因。CT 图像中的金属伪影影响 CT 图像可分辨性,降低 CT 图像质量,并严重影响医务工作者的诊断效果。因此,人们想出了大量方法除去或减少这种金属伪影^[4-16]和提高重建后 CT 图像质量。在这些方法中,其中具有代表性的方法是 1987 年

收稿日期:2019-12-02 Received Date: 2019-12-02

* 基金项目:国家自然科学基金(2017YFC0107900)、安徽省教育厅重点研究项目(KJ2019A1136,KJ2018A0431)、安徽省高校优秀青年骨干人才国内外访学研修项目(gxfx2018077)、安徽省质量工程校企合作示范实训中心项目(2019xqsxx31)资助

Kalender 等^[5]提出的基于线性插值的金属伪影去除方法。该方法的优点是能够有效去除 CT 图像中部分金属伪影而且运行速度快,该方法最大缺点是在去除 CT 图像中部分金属伪影后,引入了新伪影。本文在文献[5]的基础上,提出了基于多阈值分割和 B 样条插值的 CT 图像金属伪影去除方法。研究内容主要包括滤波反投影重建、多阈值 CT 图像分割、非金属 CT 图像投影、B 样条插值、滤波反投影重建和金属图像补偿。



图 1 金属伪影

Fig. 1 Metal artifact

1 多阈值分割和 B 样条插值的 CT 图像金属伪影去除方法

图 2 所示为多阈值分割与 B 样条插值校正 CT 图像金属伪影过程流程图。总体来说,这一过程主要包括滤波反投影重建、CT 图像分割、投影、B 样条插值、重建和金属补偿。

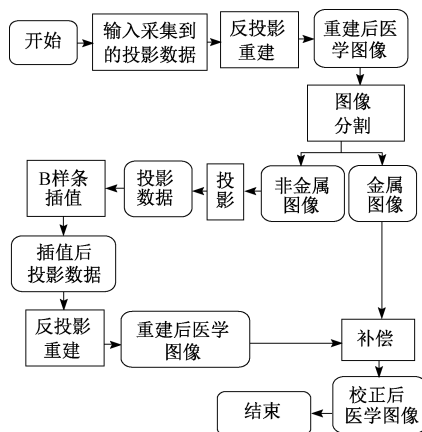


图 2 基于多阈值分割和 B 样条插值的 CT 图像金属伪影去除方法程序流程

Fig. 2 Program flow chart of a method based on multi-threshold segmentation and B-spline interpolation and proposed to remove metal artifacts in CT images

1.1 滤波反投影重建

CT 图像重建可分为解析法和迭代法二种方式。滤波反投影重建 (filtered back projection, FBP) 算法是在傅里叶变换理论基础之上引申出的一种空域处理技术,属于解析法 CT 图像重建算法。其基本原理如下。

如图 3 所示,设 $f(x, y)$ 表示重建 CT 图像, $\rho(t, \theta)$ 表示 $f(x, y)$ 在角度为 θ , 投影射线到旋转中心的距离为 t 时的平行投影数据, s 表示在 θ 角度下投影 X 线平行的坐标轴, t 表示与 s 坐标轴垂直, 则:

$$f(x, y) = \int_0^\pi \rho(t, \theta) d\theta \quad (1)$$

其中 $t = x \cos \theta + y \sin \theta$ 。式 (1) 的物理意义为对于 θ 范围在 $0^\circ \sim 180^\circ$ 的所有射线 (t, θ) , 将投影值 $\rho(t, \theta)$ 累加到射线上的所有的点即可重建出 CT 图像 $f(x, y)$ 。根据式 (1) 描述, 反投影重建理论简单而且也很好理解, 但重建效果不理想。因此, 实际应用时常使用由傅里叶切片定理推到出来的滤波反投影重建算法重建 CT 图像。

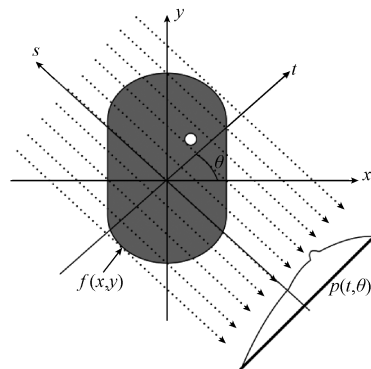


图 3 图像空间坐标系和投影空间坐标关系

Fig. 3 The relation between image space coordinate system and projection space coordinate system

1.2 多阈值 CT 图像分割

图像分割技术是图像处理的最基本技术,是后继处理的提前和手段。通常 CT 图像中可能含有多个高密度物质,造成 CT 图像中出现多条条状伪影。因此,为了将这些高密度物质从 CT 图像中最佳地分割出来,这里使用了多阈值对 CT 图像进行分割。阈值选取方法采用了最大类间方差法 (Ostu)。

Ostu 算法扩展到多阈值 CT 图像分割,其原理是利用 N 阈值将 CT 图像分割成 $N + 1$ 个类,则 $N + 1$ 个类的类间方差为^[17]:

$$D(t_1, t_2, \dots, t_n) = \omega_0 \omega_1 (\mu_0 - \mu_1)^2 + \dots + \omega_{n-1} \omega_n (\mu_{n-1} - \mu_n)^2 \quad (2)$$

其中, $\omega_{k-1} = \sum_{i=t_{k-1}+1}^{t_k} p_i, \mu_{k-1} = \sum_{i=t_{k-1}+1}^{t_k} ip_i / \omega_{k-1}, k \in [1, n + 1]$, 则最佳分割值 $0 \leq t_1 \leq t_2 \leq \dots \leq t_n \leq L - 1$ 应使

$n + 1$ 个类间的总方差 $D(t_1, t_2, \cdots, t_n)$ 最大, 即 $(t_1, t_2, \cdots, t_n) = \operatorname{argmax}\{D(t_1, t_2, \cdots, t_n)\}$ 。

通过多阈值, 含有金属伪影的 CT 图像被分割成高密度物质图像和非高密度物质图像, 并将原始 CT 图像和高密度物质 (金属伪影) 图像投影成对应的正弦图。

1.3 非金属 CT 图像投影

非金属 CT 图像投影是将分割下来的 CT 图像中非金属部分的图像投影成对应的投影数据 (正弦图), 理论上与其他 CT 投影数据采集过程一样。图 4 所示为 CT 成像系统采集投影数据的基本过程和原理。在设备工作前, 旋转中心、投射对象、数据采集器分别固定在对应的位置, 投射对象与数据采集器分别分布于旋转中心的两侧; 采集数据过程中, 投射对象与数据采集器围绕旋转中心旋转并不断地采集投影数据。式 (3) 是 CT 图像投影公式。其中 $f(x, y)$ 和 $\rho(u)$ 分别表示投射体和投影后对应的图像。

$$\rho(u) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-i2\pi ux} dx dy \tag{3}$$

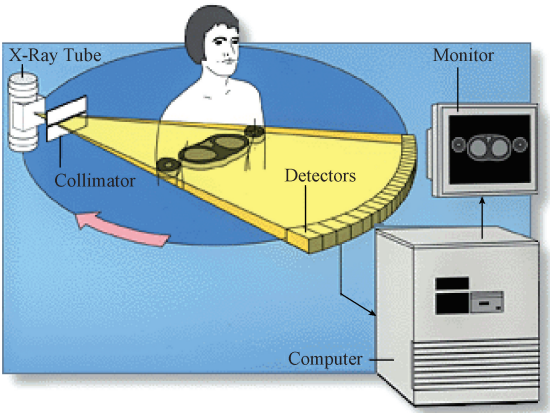


图 4 CT 成像系统采集投影数据过程
Fig. 4 The projection data collection system of CT image

1.4 B 样条插值

在传统的样条曲线 (spline curves) 理论中, 曲线由一组控制点来生成, 它的形状也大体上由这些控制点来决定。一般来说, 样条曲线可分为两种形式, 即插值样条和逼近样条。相对于分段线性插值来说, 样条曲线具有在节点处可导, 具有光滑性等优点, 因此, 在实际中有着广泛地应用。B 样条的相关定义^[18-20]如下。

设控制点为 $P_i (i = 0, 1, \cdots, n)$, 则 m 次 B 样条曲线为:

$$C_m(u) = \sum_{i=0}^n N_{i,m}(u) P_i \tag{4}$$

式中: $N_{i,m}(u)$ 是 m 次 B 样条基函数, $u = [u_0, u_1, \cdots, u_m]$ 为节点矢量。为了将曲线的首末端点分别与首末数据点对应, 需要将首末端点都做 $m+1$ 重, 即:

$$0 = u_0 = \cdots = u_m \leq u_{m+1} \leq \cdots \leq u_{p-m} = u_p = 1 \tag{5}$$

即:

$$\begin{cases} u_0 = u_1 = \cdots = u_m \\ u_j = u_{j-1} + \frac{1}{p - 2m} \\ u_{p-m} = u_{p-m+1} = \cdots = u_p \end{cases} \tag{6}$$

其中 $j = m + 1, \cdots, p - m - 1, p = n + 1 + m$ 。当 $m = 3$ 时, 就是三次 B 样条, 实验时所用样条为三次 B 样条。

1.5 金属图像补偿

经过以上几步校正之后, 重建后的 CT 图像金属伪影已经被大大减少, 但在金属对象所在的区域缺少金属对象。因此, 为了保持重建后 CT 图像中的金属对象, 对重建后非金属 CT 图像部分保持不变, 金属对象部分使用重建后的 CT 图像加上金属对象。即:

$$I_c(i, j) = \begin{cases} I(i, j), & I(i, j) \notin R \\ M(i, j) + I(i, j), & I(i, j) \in R \end{cases} \tag{7}$$

式中: $I_c(i, j)$ 表示校正后的 CT 图像; $I(i, j)$ 表示重建后 CT 图像; $M(i, j)$ 表示金属部分; R 表示金属对象所在的区域; m 和 n 分别表示 CT 图像的行数与列数; i 和 j 表示当前所在行坐标与列坐标。

2 数据采集与实验结果

2.1 数据采集

为了验证本文所提基于多阈值分割和 B 样条插值的 CT 图像金属伪影去除方法的有效性, 实验时使用了临床 CT 图像, 也使用了模型 phantom。这些具有 DICOM 格式的临床 CT 图像是从专业研究机构 (<http://www.revisionrads.com>) 下载。模型 phantom 参数如表 1 所示。在模型 phantom 中, 共有 n 个椭圆, 每个椭圆中心坐标为 (x, y, z) , 每个方向半轴长度分别为 a, b 和 c, ρ 表示吸收系数, θ° 是旋转角度。

表 1 模型 phantom 参数

Table 1 Model phantom parameters								
	a	b	c	x	y	z	θ°	ρ
1	0.960	0.850	0.920	0.0	0.0	0.0	0.0	4.0
2	0.350	0.250	0.250	0.0	0.2	0.1	0.0	1.5
3	0.350	0.250	0.250	0.0	0.2	-0.1	0.0	-1.5
4	0.075	0.075	0.075	-0.705	0.0	-0.25	0.0	53.5
5	0.075	0.075	0.075	0.705	0.0	-0.25	0.0	53.5

2.2 实验结果

图 5(a) 和 (c) 是原始含有金属伪影的 CT 图像。图 5(b) 和 (d) 分别显示了使用多阈值分割和 B 样条插值方法校正之后的 CT 图像。相对于原始含有金属伪影的 CT 图像 (图 5(a)、(c)) 而言, 经过使用基于多阈值分割和 B

样条插值的 CT 图像金属伪影去除方法处理之后,CT 图像(图 5(b)、(d))上的金属伪影已经基本上被去除。同样,图 6 所示为表 1 参数对应模型 phantom 经过基于多阈值分割和 B 样条插值的 CT 图像金属伪影去除方法处理之后,CT 图像上的金属伪影已经减少了很多。在图 6 (a)、(b)和(c)分别表示表 1 参数对应的理想图像、表 1 对应图像投影后使用滤波投影重建后含有金属伪影图像与经过基于多阈值分割和 B 样条插值的 CT 图像金属伪影去除方法处理之后的图像。

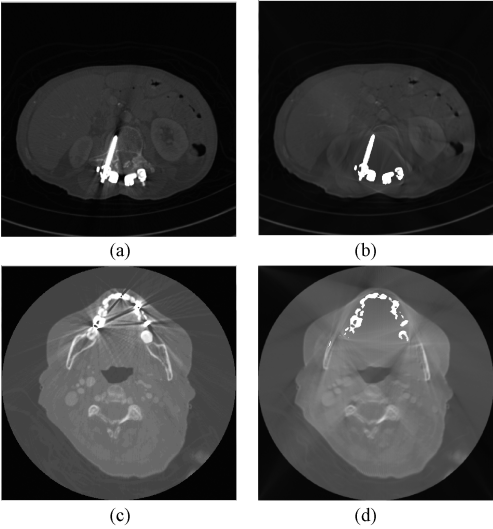


图 5 原始图像与校正后图像

Fig. 5 The original image and the corrective images

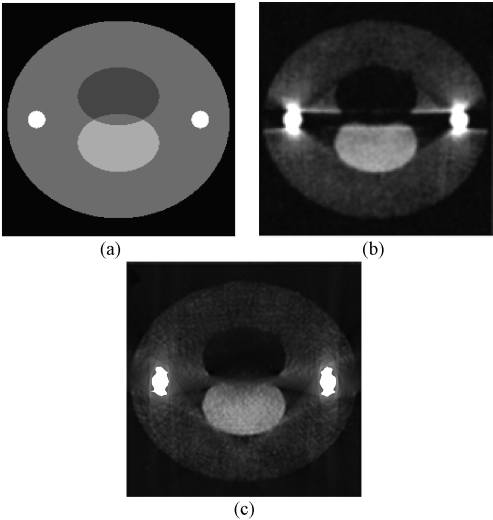


图 6 模型 phantom

Fig. 6 The simulated phantom images

3 结 论

自从 CT 成像系统在临床使用以来,金属伪影现象就

在 CT 图像中频繁出现。时至今日,该问题也未能彻底解决。在分析 CT 成像系统产生金属伪影成因的基础上,本文提出了多阈值分割和 B 样条插值的方法对 CT 图像中的金属伪影现象进行去除,并将该方法应用于临床 CT 图像和模型 phantom。实验结果表明,本文所提出的基于多阈值分割和 B 样条插值的 CT 图像金属伪影去除方法能够有效地对 CT 图像中的金属伪影问题进行去除,这将为未来医务工作者诊断病灶提供了基础。

参考文献

[1] LI Y J, SHU H Z, XIAO G, et al. Sinogram fusion-based metal artifact correction method [J]. Journal of Southeast University (English Edition), 2017, 33 (2): 145-149.

[2] ESMAEILI F, JOHARI M, HADDADI P. Beam hardening artifacts by dental implants: Comparison of cone-beam and 64-slice computed tomography scanners[J]. Journal of Dental Research, 2013, 10(3): 376-81.

[3] BOOTSMA G J, VERHAEGEN F, JAFFRAY D. Spatial frequency spectrum of the X-Ray scatter distribution in CBCT[J]. Medical Physics, 2011, 38(5): 897-904.

[4] LI Y J, CHEN Y, LUO L M, et al. Fast CT metal artifacts correction based on derivative and region-based filling[J]. Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology, 2011, 55(6): 535-541.

[5] KALENDER W A, HEBEL R, EBERSBERGER J. Reduction of CT artifacts caused by metallic implant [J]. Radiology, 1987, 164(2): 576-577.

[6] AISSA J, THOMAS C, SAWICKI L M, et al. Iterative metal artefact reduction in CT: Can dedicated algorithms improve image quality after spinal instrumentation [J]. Clinical Radiology, 2017, 72(5): 428-432.

[7] DONG J, KANNENBERG S, KOBER C. Metal-induced streak artifact reduction using iterative reconstruction algorithms in X-ray computed tomography image of the dent alveolar region [J]. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, and Oral Radiology, 2015, 115 (2): 63-73.

[8] LI M, ZHENG J, ZHANG T, et al. A prior-based metal artifact reduction algorithm for x-ray CT [J]. Journal of X-Ray Science and Technology, 2015, 23(2): 229-241.

[9] WELLENBERG R H H, HAKVORT E T, SLUMP C H, et al. Metal artifact reduction techniques in musculoskeletal CT imaging [J]. European Journal of Radiology, 2018, 107: 60-69.

[10] KARIN M, ANDERSSON, ANDERS A, et al. Evaluation of a metal artifact reduction algorithm in CT

- studies used for proton radiotherapy treatment planning[J]. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 2014, 15(5): 112-119.
- [11] LIANG K C, ZHANG L, YANG H. Metal artifact reduction for practical dental computed tomography by improving interpolation-based reconstruction with deep learning[J]. Medical Physics, 2019, 46(12): e823-e834.
- [12] STEFAN M N, JANIS L V, DANIEL T. Impact of single-energy metal artifact reduction on CT image quality in patients with dental hardware[J]. Computers in Biology and Medicine, 2018, 103(1): 161-166.
- [13] SHEN Z L, XIA P, KLAHR P, et al. Dosimetric impact of orthopedic metal artifact reduction (O-MAR) on spine SBRT patients [J]. Journal Application Clinical Medical Physics, 2015, 16(5): 106-116.
- [14] ARNE E, MALTE B, CHRISTOPH T. Application of a metal artifact reduction algorithm for C-arm cone-beam CT: Impact on image quality and diagnostic confidence for bronchial artery embolization [J]. Cardiovascular and Interventional Radiology, 2019, 42(10): 1449-1458.
- [15] HEGAZY M A A, ELDIB M E, HERNANDEZ D, et al. Dual-energy-based metal segmentation for metal artifact reduction in dental computed tomography [J]. Medical Physics, 2018, 45(2): 714-724.
- [16] NIEHUES S M, VAHLIDIEK J L, TROLTZSCH D. Impact of single-energy metal artifact reduction on CT image quality in patients with dental hardware [J]. Computers in Biology and Medicine, 2018, 1(103): 161-166.
- [17] 于洋, 孔琳, 虞闯. 自适应粒子群集优化二维 OSTU 的图像阈值分割算法[J]. 电子测量与仪器学报, 2017, 31(6): 827-832.
- YU Y, KONG L, YU CH. Image threshold segmentation algorithm based on adaptive particle swarm optimization of two-dimensional OSTU [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2017, 31(6): 827-832.
- [18] 龚小龙, 孔玲爽, 袁川来, 等. 非线性时间序列粒子群优化 B 样条网络预测模型[J]. 电子测量与仪器学报, 2017, 31(12): 1890-1894.
- GONG X L, KONG L SH, YUAN CH L, et al. Nonlinear time series prediction model based on particle swarm optimization B-spline network [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2017, 31(12): 1890-1894.
- [19] 邱伟, 唐求, 刘旭明, 等. 基于 MBBS 的电能量设备故障率预估[J]. 仪器仪表学报, 2019, 40(1): 43-51.
- QIU W, TANG Q, LIU X M, et al. Failure rate estimation of power metering equipment based on multilayered Bayesian B-spline method [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2019, 40(1): 43-51.
- [20] JEFFREY, HOGAN A, PETER R. Quaternionic fundamental cardinal splines: interpolation and sampling [J]. Complex Analysis and Operator Theory, 2019, 13(7): 3373-3403.

作者简介



李长春, 2015 年于华东师范大学获得硕士学位, 现为滁州职业技术学院副教授, 主要研究方向为图像处理、物联网和网络安全。

E-mail: lccwkl@163.com

Li Changchun received M. Sc. from East China Normal University in 2015. Now he is an associate professor at Chuzhou Polytechnic University. His main research direction is image processing, internet of things and network security.



李元金(通信作者) 2012 年于东南大学获得博士学位, 现任滁州学院教授, 主要研究方向为图像与科学可视化、模式识别和软件工程。

E-mail: liyuanjin11@126.com

Li Yuanjin (Corresponding author) received Ph. D. from Southeast University in 2012. Now he is a professor at Chuzhou University. His main research interests include image processing and scientific visualization, pattern recognition and software engineering.