

文章编号:1007-2780(2015)06-1032-08

应用先验插值校正 CT 金属伪影

李 铭^{1,2,3*}, 卢彦飞^{1,2,3}, 袁 刚¹, 吴中毅¹, 张 涛²

(1. 中国科学院 苏州生物医学工程技术研究所, 江苏 苏州 215163;

2. 中国科学院 长春光学精密机械与物理研究所, 吉林 长春 130033;

3. 中国科学院大学, 北京 100049)

摘要:针对 CT 系统在实际应用中出现的金属伪影问题,提出一种基于先验插值的金属伪影校正算法。文中通过预滤波、骨骼分割和软组织恢复步骤计算先验图像,并利用先验图像的正向投影对原始投影中的金属投影区进行插值校正。应用该算法对数值仿真图像和临床 CT 图像分别进行了校正重建实验。数值仿真实验表明,用提出算法校正的结果比线性插值金属伪影校正算法、归一化金属伪影校正算法校正的结果更接近理想体模。临床数据实验表明:该算法的重建结果有效抑制了金属伪影,清晰重建出金属边缘细节,极大地提高了重建图像的质量。

关 键 词:金属伪影;先验图像;预滤波;软组织恢复

中图分类号:TP391.4 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/YJYXS20153006.1032

Metal artifact reduction in computed tomography based on prior interpolation

Li Ming^{1, 2, 3*}, Lu Yan-fei^{1, 2, 3}, Yuan Gang¹, Wu Zhong-yi¹, Zhang Tao²

(1. *Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology, Chinese Academy of Sciences, Suzhou 215163, China;*

2. *Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences, Changchun 130033, China;*

3. *University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)*

Abstract: Presence of metal artifacts in computed tomography (CT) is a major reason of degradation of image quality. In this work, a novel metal artifact reduction (MAR) algorithm using prior interpolation was developed to suppress metal artifacts in CT images. The prior image was generated by pre-filtering, bone extraction, and soft tissue restoring procedures. This prior image was then reprojected, and the estimation of surrogate data in the metal traces could be performed via the reprojections. Next, the corrected experiments were conducted on digital phantom and clinical data respectively. The simulation experiment shows that results stem from prior interpolation MAR (PI-MAR) have higher similarity of ideal phantom than those from linear-interpolation MAR (LI-MAR) and Nor-

收稿日期:2015-01-10; **修订日期:**2015-02-06.

基金项目:国家自然科学基金(No. 61301042, No. 61201117); 国家重大科学仪器设备开发专项(No. 2011YQ040082); 中国科学院青年创新促进会(No. 2014281); 苏州市科技计划项目(No. ZXY2013001); 江苏省自然基金项目(No. BK2012189, No. BK20151232)

Supported by National Natural Science Foundation of China(No. 61301042, No. 61201117); Special Funds for the Development of National Major Scientific Instruments and Equipment(No. 2011YQ040082); Youth Innovation Promotion Association CAS(No. 2014281); Science and Technology Program of Suzhou(No. ZYX2013001); Natural Science Foundation of Jiangsu Province(No. BK2012189, No. BK20151232).

* 通信联系人, E-mail: lim@sibet. ac. cn

malized MAR (NMAR) algorithms. Clinical experimental results demonstrate that the new algorithm can successfully suppress metal artifacts and clearly restore anatomical structure close to metallic implants. Moreover, the quality of reconstructed images can be greatly improved by the proposed algorithm.

Key words: metal artifacts; prior image; pre-filtering; soft tissue restoring

1 引 言

计算机断层成像 (Computed Tomography, CT) 是通过无损方式获取人体内部解剖信息的一种医学影像技术。CT 扫描中,植入病人体内的金属物,如:股骨内固定、金属假牙、颈椎内固定等可以在重建结果中产生伪影。这些伪影降低了断层图像中金属周围的清晰度,直接影响医生对断层结构的判断。

金属伪影^[1-2]主要表现为由大投影数据引起的从金属区域发出的条状伪影,由 X 射线能谱硬化引起的杯状伪影和多个金属之间的暗带区域。金属伪影使重建图像的质量严重下降,因此需要有效的方法从图像域或投影域对其进行校正。金属伪影校正算法较多,可以大致分为两类:投影插值法^[3-8]和迭代法^[9-12]。迭代法能够有效处理复杂的伪影问题,但由于计算量过大而限制其使用。近年来,基于投影空间插值算法形成了金属分割、正向投影和投影插值的较为统一的校正框架。Gu 等^[5]采用线性插值对原始投影空间进行插值处理。线性插值算法(LI-MAR)能有效地消除金属周围的暗影区域,却容易模糊金属边缘的组织结构和引入新的正切于金属边缘的次级伪影。Bal 等^[6]引入均值聚类先验图像来校正投影空间中的金属投影区。该算法能有效地保护金属边缘的骨骼结构,但对于次级伪影的抑制效果不明显。Lell 等^[8]针对 Bal 算法的不足,应用均值聚类先验图像做标准化插值,提出了归一化金属伪影校正(NMAR)算法。NMAR 算法能更有效地抑制次级伪影和保护金属周围的高密度组织。

本文研究仍采用上述的算法框架,针对均值聚类先验图像具有软组织信息不完整的缺陷,提出了预滤波、骨骼分割和软组织恢复处理的新的先验图像计算方法,并在此基础上提出一种基于先验插值的金属伪影校正(PI-MAR)算法。采用体模仿真图像和真实 CT 图像对新算法进行了实验,并对其与 LI-MAR 算法和 NMAR 算法进行

了比较。结果表明,所提出的算法能更有效地去除 CT 图像中的金属伪影和保护断层图像中金属周围的组织结构。

2 先验图像计算

2.1 预滤波处理

为了抑制原始图像中的条纹状伪影和保护组织结构,本文提出了带阈值约束的局部均值滤波算法。该算法的基本思想是:当前位置的像素由局部窗口内所有与它相似的像素加权平均得到。区域生长图像分割算法能将具有相同特征的连通域分割出来,同时能提供良好的边界信息,而金属物区域通常为连通区域,金属区域和普通组织又具有明显的边界,因此本文采用基于区域生长的图像分割算法提取原始图像中的金属物。具体执行预滤波处理前,首先把金属物对应位置的像素值用软组织 CT 值替代。定义含条状伪影的图像为 $v = \{v(i) | i \in I\}$, 预滤波处理后的图像为 v_{AF} , 则对应每一位置像素 i 采用公式(1)计算得到,

$$v_{AF}(i) = \sum_{i \in I, j \in N_i} w(i, j) v(j). \tag{1}$$

N 为局部滤波窗口半径, $w(i, j)$ 为依赖于中心像素 i 和邻域像素 j 相似程度的权重。定义中心像素 i 和邻域像素 j 间的距离越大,则相似程度越低;若两者之间的 CT 值超过给定阈值,则定义它们间的权重为 0,即邻域像素 j 不参与中心像素 i 的计算。

$$w(i, j) = \begin{cases} \frac{1}{Z(i)} e^{-\frac{\|v(i)-v(j)\|_2^2}{h^2}} & |v(i) - v(j)| \leq T \\ 0 & |v(i) - v(j)| > T \end{cases}, \tag{2}$$

式中: $Z(i)$ 为归一化因子,通过式(3)可得:

$$Z(i) = \sum_{j \in N_i} e^{-\frac{\|v(i)-v(j)\|_2^2}{h^2}} \cdot \chi(|v(i) - v(j)| - T)$$
$$\chi(x) = \begin{cases} 1 & x \leq 0 \\ 0 & \text{others} \end{cases}. \tag{3}$$

其中: T 为自定义阈值,用以识别组织像素和伪影像素; h 为滤波参数,用以控制滤波强度。实际计算过程当中,关键滤波参数 T 的设置至关重要。由于条状伪影和软组织之间的像素值差通常会大于 80 HU,为了更有效地抑制条状伪影和保护组织结构,文中选择的阈值 T 小于 80 HU。具体实验中: $N=5, T=60 \text{ HU}, h=10$ 能取得较好的伪影抑制和组织边缘保护效果。

2.2 骨骼分割

依据预滤波处理后图像的聚类特性,本文将 Mean shift 算法应用于滤波后的图像,提取骨骼结构。对比阈值分割算法,Mean shift 算法能更精确地提取骨骼结构信息。当 Mean shift 算法^[13-14]应用于图像分割时,统一考虑图像的空间信息和灰度信息,组成一个 $p+2$ 维的向量 $x=(x^s, x^r)$,其中 x^s 表示网格点的坐标, x^r 表示该网格点上的 p 维向量特征。当图像为灰度图像时, $p=1$;彩色 RGB 图像时, $p=3$ 。分别用 x_i 和 $z_i, i=1, \dots, n$ 表示原始和分割后图像。定义向量

$$M_S(x) = \frac{\sum_{i=1}^n x_i G(\frac{x_i - x}{h}) w(x_i)}{\sum_{i=1}^n G(\frac{x_i - x}{h}) w(x_i)}, \quad (4)$$

式中: $w(x_i)$ 为采样点 x 的权重,离 x 近的采样点 x_i 有较大的权重,即离 x 越近的采样点,对估计 x 周围的统计特性越有效,反之亦然。

根据参考文献[14],定义核函数 $G(x)$ 具有如下形式:

$$G(x) = \frac{C}{h_s^2 h_r^p} g\left(\left\|\frac{x^s}{h_s}\right\|^2\right) \cdot g\left(\left\|\frac{x^r}{h_r}\right\|^2\right), \quad (5)$$

其中: C 为归一化常数, h_s, h_r 为核带宽。 h_s 为空间带宽,其值越大,分割需要时间越长; h_r 为像素点的灰度带宽,其值越大,越多的图像细节就会被忽略。为了保证一定的计算速度和分割分辨率, h_s, h_r 均不宜选取特别大的值。

用 Mean shift 算法进行图像分割的具体步骤如下(对每一像素点):

- (1)初始化 $l=1$,并且使 $y_{i,l}=x_i$
- (2)依据公式(4)计算 $y_{i,l+1}=M_S(y_{i,l})$
- (3)重复步骤(2)直到 $y_{i,l}$ 收敛到最终结果 $y_{i,L}$,则输出结果 $z_i=(x_i^s, y_{i,L}^r)$
- (4)将收敛至同一起始点的归为一类,合并像素点过少的类,得到最终结果。

结合 Mean shift 算法处理结果,采用简单阈

值即可提取滤波后 CT 图像的骨骼结构。

2.3 软组织恢复

植入病人体内的高密度物质,可以在重建图像的金属周围产生亮暗区域。这些亮暗伪影的存在,严重影响了对断层结构的判断,使图像质量下降,难以达到无损检测、医疗诊断等目的。因此,需要恢复靠近金属周围的软组织结构。为了恢复靠近金属邻域的软组织信息,首先应识别金属亮暗伪影的具体位置。本文通过在伪影区域设置种子点,使用区域生长方法识别靠近金属位置的伪影像素。为了使恢复的像素值能够反映软组织结构的浮动,并且与周围的像素具有相对平滑的过渡,文中构造如下的软组织赋值函数:

$$f_i(D) = I_{\min} + A e^{(-cD)}, \quad (6)$$

式中: D 表示赋值点与距离最近的金属像素的欧氏距离, $I_{\min}$ 表示伪影区域边界处的最小值, c 是曲线参数, A 表示软组织 CT 值的浮动范围。通常软组织的浮动范围会小于 150 HU,为了保证赋值的像素与周围的像素具有相对平滑的过渡,下文的具体实验中选择 $A=150 \text{ HU}$ 。使用上述的构造函数恢复伪影区域的像素值后,将 2.2 节提取的骨骼结构植入,得到最终的先验图像。

3 金属投影区插值

本文采用 Jacobs 等^[15]提出的前向投影法分别对原始图像,金属图像,先验图像进行正向投影。文中通过金属图像的正向投影结果识别原始投影中的金属投影区域。原始投影数据中的金属投影值异常大是反投影过程中引起金属伪影的主要原因,因此需要对原始投影中的金属投影区做插值校正。如果仅采用先验投影中金属投影区对应的数据直接替代原始投影中金属投影区对应的数据,校正后的投影数据可能会在金属投影区边界处产生新的不连续性。为了保证校正后的投影数据在金属投影区边界位置具有相对平滑的过渡,定义原始投影空间 $\{g\}$ 内,任意视角 $\{g_m | m \in [j+1, j+\Delta]\}$ 为原始投影中的金属投影区, g_j 和 $g_{j+\Delta+1}$ 为金属邻域投影, g^{fp} 为先验投影, g_m^{trans} 表示原始投影和先验投影在金属投影区的平滑过渡, g^{cor} 为校正后投影。则对金属投影区的插值可按公式(7)和(8)进行:

$$g_m^{\text{trans}} = (g_j - g_j^{fp}) + \frac{(g_{j+\Delta+1} - g_{j+\Delta+1}^{fp}) - (g_j - g_j^{fp})}{\Delta + 1} (k - j), \quad (7)$$
$$g^{\text{cor}} = \begin{cases} g_m^{fp} + g_m^{\text{trans}} & \text{if } m \in [j+1, j+\Delta] \\ g & \text{others} \end{cases}. \quad (8)$$

最后,使用滤波反投影法对校正后的投影数据进行重建,并植入金属物,得到最终的校正重建图像。本文提出的金属伪影校正流程如图(1)所示。

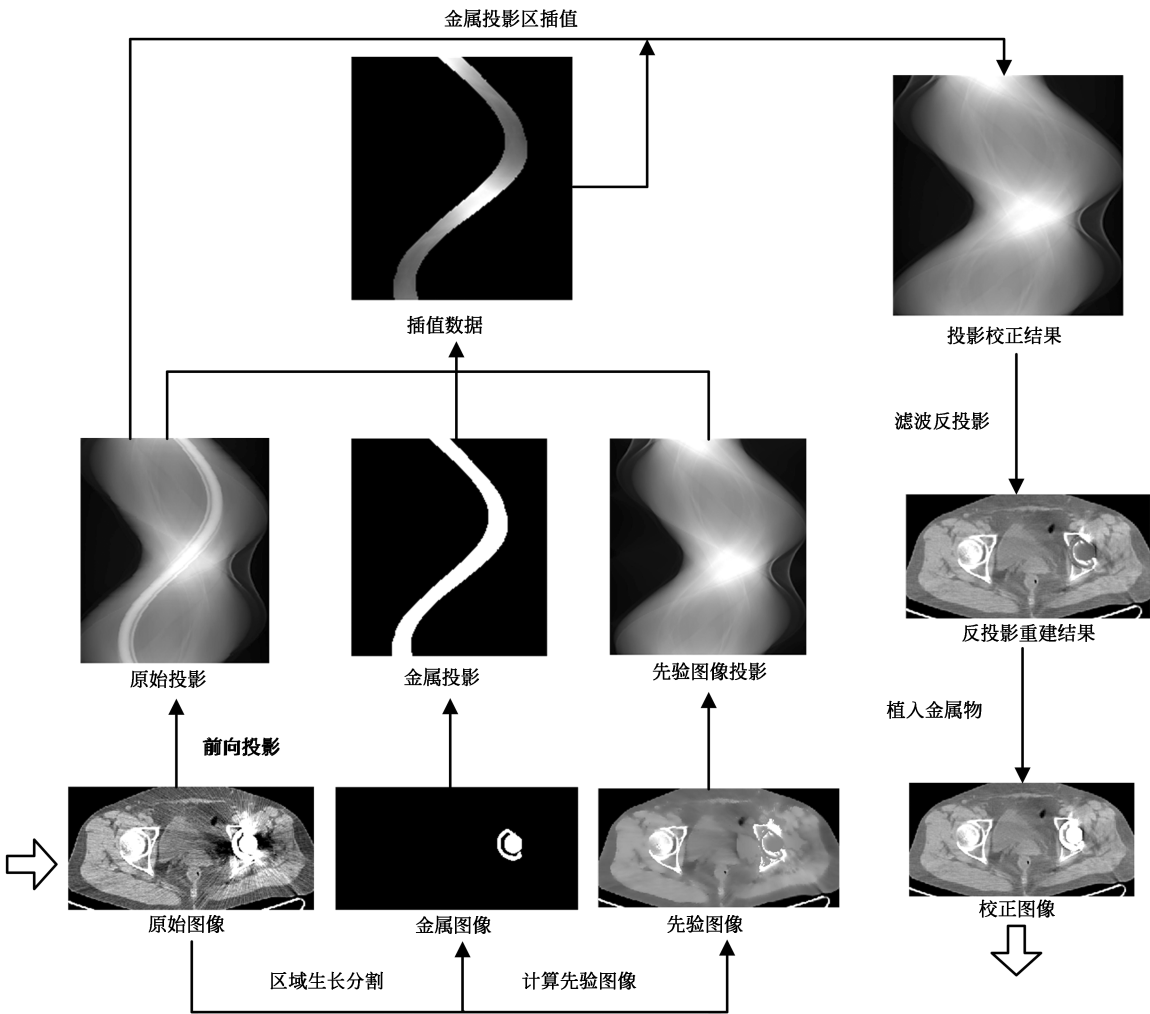


图 1 金属伪影校正流程
Fig. 1 Flowchart of the proposed MAR method

4 实验与结果

为了证明本文算法在抑制 CT 金属伪影和保护金属周围组织方面的有效性,分别采用体模仿真图像和临床 CT 图像对本文提出的算法进行实验验证。实验采用 CT 图像的分辨率为 512×512 , 投影数据的分辨率为 $1\,024 \times 720$ 。实验平台: Intel(R) Core(TM)2 Quad CPU Q8200 2.66

GHz/内存 4 GB, 实验程序采用 Matlab 编写实现。

4.1 仿真实验

本部分实验选择体模仿真图像分别对 LI-MAR、NMAR 和 PI-MAR 算法进行实验验证。具体数值仿真实验中: CT 射线源的能谱采用 Boone 等^[16]提出的物理模型模拟得到, 图 2 所示为文中用于仿真实验的射线能谱图; 本文采用 Poisson 分布模拟探测器接受 X 射线光子这一随

机过程,具体数学模型^[17]如下所示:

$$g_i = \sum_{k=1}^K \text{Poisson} \left\{ I_k^i \exp \left[- \int_{L_i} \mu(l, E_k) dl \right] + S_k^i \right\},$$

(9)

式中: g_i 为探测器 i 实际接受的光子数, I_k^i 为 k 能量下入射光子数, L_i 为 X 射线的路径, μ

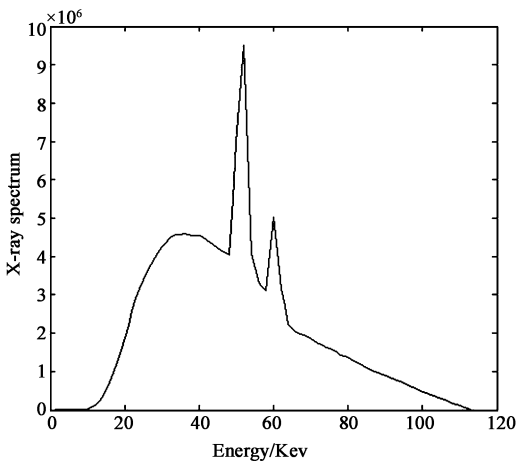


图 2 模拟 120 keV 下球管的 X 射线能谱
Fig. 2 X-ray spectrum of 120 keV

表示 k 能量下组织的衰减系数, S_k^i 用于统计 k 能量下的散射光子数, K 表示对 X 射线源能谱的实际采样数。通过对公式(9)计算的结果,做对数化处理后,生成 X 射束硬化的投影数据,紧接着对投影数据做反投影重建得到仿真 CT 图像。理想体模图像由不含金属的数值模型仿真,再植入金属物得到;原始图像由含金属的数值模型仿真得到。仿真实验采用理想体模图像作为 3 种算法校正的结果对比的金标准。具体仿真实验结果如图 3 所示,由图 3 可以看到,仿真原始图像的金属周围出现严重的条状伪影和射束硬化伪影,总体图像质量很差。采用 LI-MAR 算法对其校正后,图像质量有了部分改善,但校正后图像中仍存在明显的带状伪影。NMAR 算法校正的图像对比 LI-MAR 算法,能取得更好的次级伪影抑制效果,总体图像质量比原始图像也有了明显的提升,但金属边缘仍有很少的次级伪影。而 PI-MAR 算法重建结果与理想体模图像非常接近,金属边缘细节清晰,次级伪影抑制效果最好。

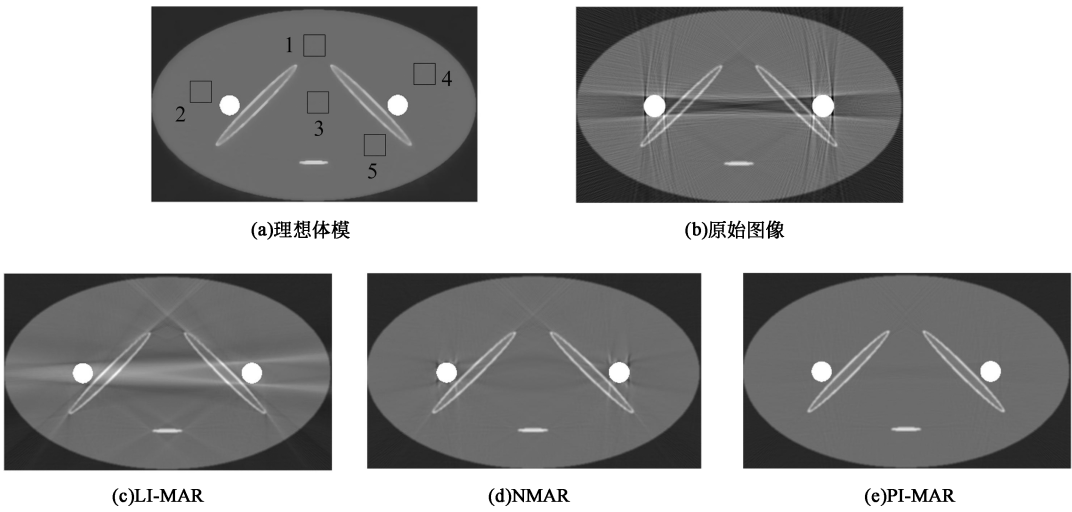


图 3 仿真数据实验
Fig. 3 Synthetic dataset experiment

为了定量评价上述 3 种金属伪影校正算法的具体表现,从图 3(a)所示图像位置,选定 5 个窗口区域,并计算感兴趣区域(Region of interest, ROI)的 CT 均值和标准差(Standard Deviation,

SD)。ROI 内的 CT 均值反映校正后图像与理想数值模型的逼真度,SD 反映校正后的图像 ROI 区域的数据波动,用来反映校正后图像中次级伪影的强度。具体计算结果如表 1 所示。

表 1 所有 ROI 位置的 CT 均值和标准差对比

Tab. 1 Comparison of the mean CT number and the SD in all the ROIs

ROI	理想体模	原始图像	LI-MAR	NMAR	PI-MAR
ROI 1	-7.9±4.1	24.8±79.6	41.8±76.3	13.8±39.6	-6.9±22.6
ROI 2	2.0±7.4	-11.4±202.7	50.5±88.2	-20.0±17.6	-3.0±14.5
ROI 3	-8.5±5.5	-55.7±303.8	209.9±292.5	-51.2±31.3	-10.5±17.2
ROI 4	1.1±9.2	40.9±48.4	-94.3±28.9	-1.3±10.2	3.1±9.6
ROI 5	1.7±11.3	23.0±55.8	-31.8±13.8	15.8±14.6	2.8±11.6

从表 1 可以看到,所有 ROI 位置,PI-MAR 算法的 CT 均值与理想体模图像的 CT 均值更接近,表明用提出的 PI-MAR 算法校正的图像与金标准的逼真度最高。与原始图像对应 ROI 的标准差相比,通过 3 种算法校正后,几乎所有 ROI 位置的标准差都有不同程度的降低,这表明 3 种算法均能有效抑制金属伪影。对比 3 种算法所有 ROI 位置的标准差,PI-MAR 算法校正结果的标准差最小,表明 PI-MAR 算法对次级伪影的抑制效果更好。

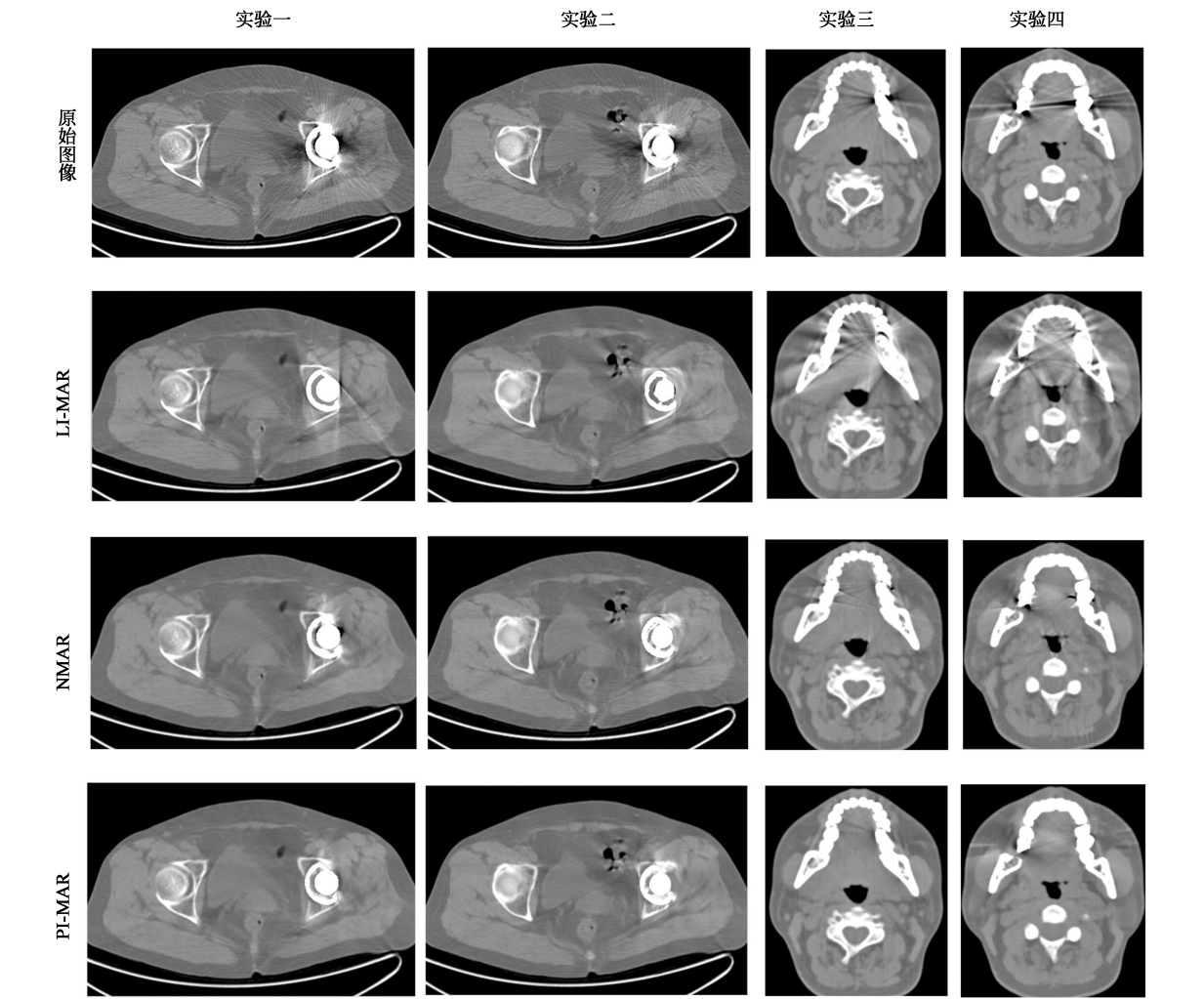


图 4 临床数据实验

Fig. 4 Clinical dataset experiment

4.2 临床数据实验

为了进一步验证 PI-MAR 算法的性能,采用真实 CT 图像作为原始实验数据,分别对上述 3 种算法进行实验。图 4 给出临床数据实验结果,窗口显示范围为-500~500 HU。由图 4 中原始图像所示,金属伪影在临床 CT 图像中具体表现为从金属周围发出的射线状条纹和靠近金属边缘的低亮度区域。由于金属伪影的存在,金属边缘的组织结构很模糊,影响医生对断层组织结构的判断。使用 LI-MAR 算法对其校正后,靠近金属周围的暗伪影得到了有效抑制,但靠近金属的骨骼模糊严重,次级伪影也很明显。与 LI-MAR 算法的校正图像相比,NMAR 算法校正的结果对金属周围骨骼保护和伪影抑制均能取得更好的效果,但接近金属的位置仍有少量的伪影存在。对比三种算法的校正结果可以看出,PI-MAR 算法校正的图像质量最优,能够重建出清晰的金属边缘细节,伪影也得到了最有效抑制。然而在临床

数据实验中,由于本文算法是从含有金属伪影的 CT 图像出发,进行金属伪影校正,因此,校正后 CT 图像分辨率会有所下降,若能直接从 CT 扫描设备上获取相应的投影数据,该问题便可迎刃而解。

为了更好地评价 LI-MAR、NMAR 和 PI-MAR 算法校正结果的图像质量。我们让两位放射科专家采用 Verburg 等^[18]提出的图像质量主管评价标准对校正结果做评定。图像质量主观评价结果如表 2 所示,原始图像的平均图像质量等级为 5.0,这表明原始图像的质量最差。通过上述 3 种算法分别对其校正后,其平均图像质量等级分别为 3.0、1.9、1.0。这说明对比原始图像,3 种算法均能够不同程度地消除金属伪影,从而提升图像质量。从表 2 可以看出,PI-MAR 算法校正的结果平均图像质量等级最低,表明本文提出的 PI-MAR 算法校正结果最优,具有更好的临床应用前景。

表 2 图像质量等级
Tab.2 Rank of image quality

	实验一		实验二		实验三		实验四		平均值
	A	B	A	B	A	B	A	B	
原始图像	5	5	5	5	5	5	5	5	5.0
LI-MAR	3	2	1	2	4	4	4	4	3.0
NMAR	2	2	1	2	2	2	2	2	1.9
PI-MAR	1	1	1	1	1	1	1	1	1.0

5 结 论

临床 CT 诊断中金属伪影的存在直接降低了 CT 图像的质量和其临床诊断的准确性。本文提出一种基于先验插值的金属伪影校正算法。该算法通过预滤波、骨骼提取和软组织恢复步骤计算具有完整组织信息的先验图像,解决了均值聚类先验图像软组织信息不完整的缺陷。通过应用一

种平滑插值技术校正金属投影区,有效抑制了次级伪影的形成,提高了校正图像质量。仿真实验结果表明,文中算法重建图像的 CT 均值较 LI-MAR 算法、NMAR 算法重建结果更接近理想的金标准,证明本文 PI-MAR 算法重建的图像与理想体模图像更接近。临床 CT 图像实验结果表明,PI-MAR 算法有效抑制了金属伪影,清晰重建出金属边缘细节,极大地提高了校正后的图像质量。

参 考 文 献:

[1] Robertson D D, Yuan J, Wang G, *et al.* Total hip prosthesis metal-artifact suppression using iterative deblurring reconstruction [J]. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 1997, 21(2): 293-298.

- [2] 李铭,张涛,郑健,等. 基于切线反投影的 CT 金属位置和形状标定[J]. 液晶与显示, 2013, 28(2): 295-299.
Li M, Zhang T, Zheng J, *et al.* Determination of location and shape of metallic object in CT based on tangent back-projection[J]. *Chinese Journal of Liquid Crystals and Displays*, 2013, 28(2): 295-299. (in Chinese)
- [3] Kalender W A, Hebel R, Ebersberger J. Reduction of CT artifacts caused by metallic implants [J]. *Radiology*, 1987, 164(2): 576-577.
- [4] 李印生,陈阳,马建华,等. 基于自适应方向性滤波和非局部均值修补的 CT 图像金属伪影消除[J]. 中国生物医学工程学报, 2011, 30(3): 377-381.
Li Y S, Chen Y, Ma J H, *et al.* Metal artifact reduction in CT based on adaptive steering filter and nonlocal sino-gram inpainting [J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2011, 30(3): 377-381. (in Chinese)
- [5] Gu J W, Zhang L, Chen Z Q, *et al.* A method based on interpolation for metal artifacts reduction in CT images [J]. *Journal of X-Ray Science and Technology*, 2006, 14(1): 11-19.
- [6] Bal M, Spies L. Metal artifact reduction in CT using tissue-class modeling and adaptive prefiltering [J]. *Medical Physics*, 2006, 33(8): 2852-2859.
- [7] Meyer E, Raupach R, Lell M, *et al.* Frequency split metal artifact reduction (FSMAR) in computed tomography [J]. *Medical Physics*, 2012, 39(4): 1904-1916.
- [8] Lell M M, Meyer E, Kuefner M A, *et al.* Normalized metal artifact reduction in head and neck computed tomography [J]. *Investigative Radiology*, 2012, 47(7): 415-421.
- [9] Oehler M, Buzug T M. The λ -MLEM algorithm: An iterative reconstruction technique for metal artifact reduction in CT images [J]. *Advances in Medical Engineering*, 2007, 114: 42-47.
- [10] Boas F E, Fleischmann D. Evaluation of two iterative techniques for reducing metal artifacts in computed tomography [J]. *Radiology*, 2011, 259(3): 894-902.
- [11] Zhang X M, Xing L. Sequentially reweighted TV minimization for CT metal artifact reduction [J]. *Medical Physics*, 2013, 40(7): 071907.
- [12] Zhang Y B, Yan H, Jia X, *et al.* A hybrid metal artifact reduction algorithm for x-ray CT [J]. *Medical Physics*, 2013, 40(4): 041910.
- [13] 张宇洋,刘满华,韩韬. 基于 Mean Shift 图像分割和支持向量机判决的候梯人数视觉检测系统[J]. 光学精密工程, 2013, 21(4): 1079-1085.
Zhang Y Y, Liu M H, Han T. Elevator-waiting people counting system based on Mean Shift segmentation and SVM classification [J]. *Optics and Precision Engineering*, 2013, 21(4): 1079-1085. (in Chinese)
- [14] Yu H Y, Zeng K, Bharkhada D K, *et al.* A segmentation-based method for metal artifact reduction [J]. *Academic Radiology*, 2007, 14(4): 495-504.
- [15] Jacobs F, Sundermann E, De Sutter B, *et al.* A fast algorithm to calculate the exact radiological path through a pixel or voxel space [J]. *Journal of Computing and Information Technology*, 1998, 6(1): 89-94.
- [16] Boone J M, Seibert J A. An accurate method for computer-generating tungsten anode x-ray spectra from 30 to 140 kV [J]. *Medical Physics*, 1997, 24(11): 1661-1670.
- [17] La Rivière P J, Bian J G, Vargas P A. Penalized-Likelihood sinogram restoration for computed tomography [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2006, 25(8): 1022-1036.
- [18] Verburg J M, Seco J. CT metal artifact reduction method correcting for beam hardening and missing projections [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2012, 57(9): 2803-2818.

作者简介:李铭(1984—),男,河北石家庄人,博士研究生,主要从事 CT 图像重建和金属伪影校正方面的研究。E-mail: lim@sibet.ac.cn