

# 基于最大互信息量熵差分割的 CT 金属伪影消除

马建华, 陈武凡, 黄 静, 杨 迪, 毕一鸣

(南方医科大学生物医学工程学院医学信息研究所, 广东广州 510515)

**摘 要:** 本文作者提出一种基于图像最大互信息量熵差分割的 CT 金属伪影消除算法. 新算法首先利用各向异性高斯滤波对原始 CT 图像进行预处理, 以抑制 CT 图像中的部分噪声和伪影; 其后配合最大互信息量熵差分割算法, 对预处理 CT 图像进行自适应多目标分割; 接着通过对分割后的金属物图像及由金属引起的伪影进行正向投影, 得到金属物的投影数据, 并将此投影数据与原始 CT 图像的正向投影数据做“与”运算, 以获取金属物投影在投影空间内的索引函数, 再将原始 CT 投影数据减除金属物对应的投影数据部分, 利用索引函数完成原始 CT 投影数据中的反馈式插值处理, 得到修正的投影数据; 最后对修正的投影数据采用滤波反投影完成 CT 图像重建. 实验表明, 本文算法对含有金属伪影的真实体模 CT 图像和临床 CT 图像的伪影消除均有尚佳表现.

**关键词:** CT 金属伪影; 各向异性高斯滤波器; 最大互信息量分割算法; 反馈式插值算法

**中图分类号:** TP391.4 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2009) 08-1779-05

## Metal Artifact Reduction in CT Based on Maximized the Difference of Mutual Information Segmentation

MA Jian-hua, CHEN Wu-fan, HUANG Jing, YANG Di, BI Yi-ming

(Institute of Medical Information and Technology, School of Biomedical Engineering, Southern Medical University, Guangzhou, Guangdong 510515, China)

**Abstract:** A new segmentation-based method to reduce the metal artifacts in computed tomography is proposed. The proposed method firstly uses the anisotropic Gaussian filter to suppress the noise and to smooth streak artifacts of the CT image. Next, based on maximized the difference of mutual information segmentation, the metal image is segmented from the filtered image. Then, a feedback based interpolation algorithm is used to recover the original sinogram in the projection domain. The final image is reconstructed by the filtered-back-projection method from recovered sinogram. The proposed method has been tested on real phantom and clinical CT images.

**Key words:** CT metal artifacts; anisotropic Gaussian filter; maximized the difference of mutual information segmentation; feedback based interpolation

### 1 引言

在 CT 影像诊断中, 各种不同性状的伪影常伴随其左右, 它们在图像中表现的形态各异, 并影响着临床诊断的准确性, 其中因病人身上所携带的高密度物质所产生的放射状 (Streak) 金属伪影便是其中之一. 直接导致典型 Streak 金属伪影的原因在于高密度物质吸收 X 射线后, 使得投影数据产生不完全, 存在严重的数据丧失问题. 金属伪影避免或消除的方法很多, 最有效的方法是病人 CT 扫描前将携带金属物去除, 当金属物无法取下时, 还可设法采用倾斜机架角度避开对金属物质的直接扫描; 另外, 亦可采用后处理的方法进行金属伪影消除, 其主要原理是首先由操作者选择感兴趣区域, 然后在感兴趣区域采用数据内插方法进行遗失数据填充, 经再重

建后完成 CT 图像金属伪影的消除. 本文作者提出的金属伪影消除算法属于后者.

从金属伪影产生的机理出发, 多种 CT 金属伪影后处理消除方法相继被提出<sup>[1-7]</sup>. 1987 年 Kalender 等人提出一种针对 CT 金属伪影的线性插值算法<sup>[1]</sup>, 其算法首先通过滤波反投影从已遭到金属伪影污染的投影数据重建出 CT 图像; 接着通过选取阈值分割方法粗略分离金属物体, 辅助于投影数据中搜索金属物体所对应投影数据的准确边界; 随后应用线性插值算法对丢失的投影数据进行插值填补, 并对插值后的投影数据添加高斯噪声; 最后对新的修正投影数据进行滤波反投影重建, 得到消除金属伪影的 CT 图像. 虽然 Kalender 算法存在金属物体分割不精确的缺点, 但他是第一次革命性的提出了对投影数据中的缺失数据进行修补的方法来消除

收稿日期: 2008-05-16; 修回日期: 2008-10-10

基金项目: 国家 973 重点基础研究发展规划 (No. 2003CB716101)

金属伪影,也为后来出现的多种金属伪影消除算法奠定了理论的基础.2004年 Wei 在 Kalender 金属伪影消除算法的基础上提出了 Smoothing-Plus-Scaling 算法<sup>[4]</sup>,是 Kalender 伪影消除算法的一种改进,首先 Wei 针对 Kalender 伪影消除算法中需要人工选择金属物体区域这一不足,提出了基于阈值分割的金属物体分割方法.此外,Wei 采用非线性二阶多项式插值算法取代了 Kalender 对投影数据中的金属物体的线性插值方法,从而使得 CT 图像中的金属伪影得到了更为有效的消除.2006年 Matthieu 等人提出一种基于各向异性高斯滤波(Anisotropic Gaussian Filter, AGF)配合 K-均值聚类(K-means Cluster, KMC)的 CT 图像伪影消除算法<sup>[6]</sup>,其思路是首先对利用 KMC 分割出的 CT 图像中的金属伪影类利用相邻类别的 CT 数进行插值矫正,并构成“类组织”,其后通过融合“类组织”图像的投影数据和原始 CT 图像的投影数据,得到校正的投影数据并采用滤波反投影重建获取有效地消除金属伪影的 CT 图像.在图像分割算法的选取上,Matthieu 摒弃 Wei 和 Kalender 一直使用的阈值分割方法,转向使用 K 均值聚类进行,但由于 Matthieu 算法中,没有给出如何自适应确定 K 均值聚类时的分类数的相关策略,仅凭经验获取,而此操作将直接影响有效区分伪影成分的精度,导致伪影消除不彻底.加之,Matthieu 伪影消除方法仅利用邻近类别的 CT 数均值插补伪影类,使得伪影成分的分割精度将直接决定伪影消除的好坏.针对 Matthieu 算法中分割和插值问题,本文分别给出相应的解决策略.

本文作者提出一种基于图像最大互信息量熵差分割的 CT 金属伪影消除算法.新算法首先利用各向异性高斯滤波对原始 CT 图像进行预处理,以抑制 CT 图像中的部分噪声和伪影;其后配合最大互信息量熵差分割算法,对预处理 CT 图像进行自适应多目标分割;接着通过对分割后的金属物图像(含由金属引起的伪影)进行正向投影,得到金属物的投影数据,并将此投影数据与原始 CT 图像的正向投影数据做“与”运算,以获取金属物投影在投影空间内的索引函数,再将原始 CT 投影数据减除金属物对应的投影数据部分,利用索引函数完成原始 CT 投影数据中的反馈式插值处理,得到修正的投影数据;最后对修正的投影数据采用滤波反投影方法完成 CT 图像重建.实验表明,本文算法对含有金属伪影的真实体模 CT 图像和临床 CT 图像的伪影消除均具有尚佳表现.

## 2 方法

### 2.1 AGF 前置滤波器

在金属伪影污染的 CT 图像中,由于高频噪声和复杂 Streak 伪影的存在,使得基于分割算法的金属伪影消

除算法需要对原始 CT 图像进行前置滤波预处理,以期减少因图像分割产生的误差.易见,合适滤波器的选取将是该操作的关键所在.

针对滤波器的设计,大量研究者投入其中,提出了多种优良的设计方案,如 Van Ginkel 等提出的去卷积方法,使得高斯滤波的角处分辨力得到提升<sup>[8]</sup>;Geusebroek 等提出的快速 AGF 滤波方法<sup>[9]</sup>,通过在两个不同方向上进行变高斯尺度选取,使得滤波过程中即可以较好地保留图像边缘信息,又可利用高斯函数的可分解性将滤波器沿长轴和短轴方向分解为两个一维滤波器与图像卷积,使计算简化.鉴于 CT 金属伪影的 Streak 结构形式,本文作者将采用快速 AGF 滤波作为前置滤波器.

### 2.2 图像最大互信息量熵差分割算法

为了消除 CT 图像中的金属伪影,我们首先应确定 CT 图像中的金属伪影区域,以便于找到对应于投影数据中产生伪影的投影数据集,进而对该数据集进行处理,达到消除金属伪影的目的.易见,金属伪影精确分割对整个伪影的消除起到关键性的作用.

在常用的图像分割算法中,KMC 分割算法是最为典型的分割算法之一,其分割思想是首先依据最小二乘原理,构建用于迭代优化的目标函数,以期获取对图像的模糊性聚类划分后完成图像分割.但由于 KMC 要事先设定初始聚类中心的个数,使得 KMC 算法因类数的设定不准确时,将难以确保图像的优化分割精度. Mattheu 算法虽然基于人体组织器官的不同进行了分割类数的预设,但由于人体组织器官的结构复杂性,使得基于该分类设定的 KMC 分割算法在复杂的 CT 金属伪影消除中将难以胜任.

为了克服 KMC 分割算法的不足,达到自动优化分割的效果.本文作者所在的研究小组曾提出基于最大互信息量熵差(Maximized difference of mutual information, MDMI)的图像分割算法<sup>[12-13]</sup>.所谓 MDMI 分割算法是一种基于模拟退火过程,以最大互信息量作为优化分割目标,以互信息熵差作为分类数判据的一种优化阈值分割算法.在给定图像  $A$  和  $B$  时,互信息量定义如下

$$MI(A, B) = H(A) + H(B) - H(A, B) \quad (1)$$

其中,  $H(A)$  和  $H(B)$  分别为图像  $A$  和  $B$  的信息熵,  $H(A, B)$  为两幅图像的联合信息熵.若用  $p_A(a)$  和  $p_B(b)$  分别表示图像  $A$  和  $B$  中灰度的概率密度分布,用  $p_{AB}(a, b)$  表示图像  $A$  和  $B$  的灰度联合概率密度分布,则互信息量亦可表示为

$$MI(A, B) = \sum_{a,b} p_{AB}(a, b) \log \frac{p_{AB}(a, b)}{p_A(a) \cdot p_B(b)} \quad (2)$$

而图像  $A$  和  $B$  的互信息熵差则定义为

$$dMI_n(I) = MI(I, S_n) - MI(I, S_{n-1}) \quad (3)$$

其中  $I$  表示原始图像,  $S_n$  和  $S_{n-1}$  均表示图像  $I$  的分割图像,且两者的分类数分别为  $n$  和  $n-1$ . 为便于不同图像间的比较,可将  $MI$  和  $dMI$  归一化为

$$nMI_n(I, S_n) = \frac{MI(I, S_n)}{MI(I, I)} \quad (4)$$

$$ndMI_n(I) = \frac{MI(I, S_n) - MI(I, S_{n-1})}{MI(I, I)} \quad (5)$$

由式(2)知,  $MI$  是分类数的单调增函数且收敛于  $MI(I, I)$ , 同时  $dMI$  将随着分类数的增加而震荡减小, 所以  $dMI$  可以作为一种图像分类的有力判据.

### 2.3 反馈式投影插值算法

投影插值是所有金属伪影消除算法中的尤为关键的一步,其目的在于用非金属投影数据修复原始投影数据中的金属物体成份,当修正后的投影数据再次经过滤波反投影重建时就可以从原始 CT 图像中直接消除金属伪影. 为达到理想的投影数据融合效果,多数算法仅利用线性插值的方法将融合后的投影数据中的金属部分和组织部分的融合边界用周围的投影数据进行插值修补. 经此操作后,原 CT 图像金属物体部分和组织部分相对应的投影数据的非连续融合面得到平滑,可以有效回避再经滤波反投影重建时,因投影数据中存在非连续的“硬”边界引起矫正后图像的新伪影产生. 但线性插值方法有一个致命缺陷,当较大范围内具有数据残缺时,线性插值将不再适用.

从带有金属伪影的 CT 图像数据和相应的投影数据的特点出发,结合上述 MDMI 分割算法,本文采用图像空间与投影空间交互的反馈式插值算法,完成投影空间内的插值运算,其处理过程类似于文献[7]. 为叙述上的方便,我们将从原始 CT 图像  $I_o$  中分割出造成伪影的金属物体图像记为  $I_m$ ,其定义如下

$$I_m = \begin{cases} I_o, & \text{if } I_m \in \text{Metallic objects} \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (6)$$

待图像  $I_m$  确定后,对其做正向投影得到金属物体在投影空间中的投影数据  $P_m$ ,并将  $P_m$  与原始 CT 图像的投影数据  $P_o$  做“与”运算,以期获得金属物体投影在投影空间中的索引函数  $P_c$ ,其定义为

$$P_c = \begin{cases} 1, & \text{if } P_m > 0 \ \& \ P_o > 0 \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (7)$$

结合索引函数  $P_c$  所对应的  $P_o$  边界处的投影数据,对金属物体所对应的投影数据部分进行插值运算,完成原始投影数据的恢复.

上述插值算法是一种反馈式的插值技术.其思想源于 Kalender 提出的线性插值<sup>[1]</sup>. 首先,利用金属物体像素投影索引函数  $P_c$  确定对应于  $P_o$  中金属投影的边界;接着,通过边界两边的非金属物体像素的投影数据对金属物体投影数据  $P_m$  进行线性插值,得到插值后的

投影数据  $P_l$ ;最后,通过与原始的金属物体投影  $P_m$  比较,并时时调整  $P_l$  使之满足  $P_l < P_m$ ,得到插值投影数据  $P_l$  后,通过下式构造出消除金属伪影及金属物体后的 CT 图像的投影数据  $P_{correct}$ ,

$$P_{correct} = P_o - P_m + P_l \quad (8)$$

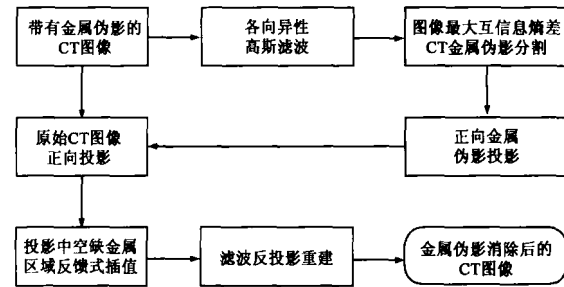


图1 CT金属伪影消除算法流程图

### 3 CT 图像金属伪影消除算法设计

本文将各向 AGF 前置滤波的设计、MDMI 分割算法的分析以及反馈式投影插值算法有机地应用于 CT 金属伪影消除中,可以有效地解决 Matthieu 算法中 K-均值聚类中心的个数预设问题和投影空间内的不精确插值问题,其算法基本步骤如下:

(1) AGF 前置滤波.对含有金属伪影的原始 CT 图像进行各向异性高斯滤波,以消除 CT 图像中的部分噪声,同时强化 Streak 金属伪影部分,为提高下一步图像分割的精度提供支持;

(2) MDMI 分割.针对步骤一滤波后的 CT 图像,根据 CT 图像中不同的 CT 数范围,将基于 MDMI 分割的 CT 图像中每一类的 CT 数由该类在分割前图像中的平均 CT 数表示,其中类数由分割前后图像的信息熵差量自动确定;

(3) 金属物投影数据生成.在步骤二金属伪影分割的基础上,将分割后的金属物 CT 图像进行正向投影,得到金属物的投影数据;

(4) 反馈式投影插值.完成投影空间内的反馈式投影插值,得到  $P_{correct}$ ;

(5) 滤波反投影重建.通过滤波反投影算法将  $P_{correct}$  反投影到图像空间得到图像  $I_{correct}$ ,并经下式完成最终金属伪影消除

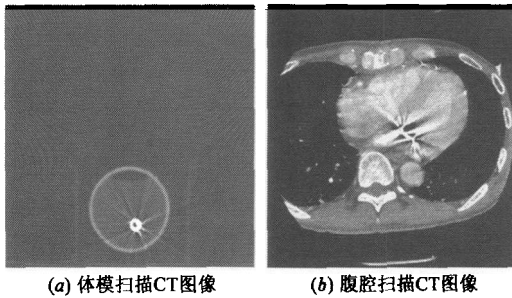
$$I_{final} = I_{correct} + \eta \times I_m \quad (9)$$

这里  $\eta$  是某一尺度量,其值介于 0~1 之间.

### 4 实验与分析

为验证本文算法的有效性,我们分别对真实体模 CT 图像和临床 CT 图像(如图 2 所示)进行金属伪影消除实验,其中,图 2(a)为真实体模的扫描 CT 图像,由深圳安科公司二排 CT 扫描仪上获得;图 2(b)为临床腹腔

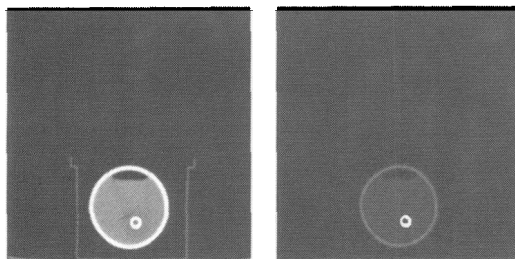
扫描 CT 图像, 采自广州南方医院影像科 CT 室, 由 GE LightSpeed VCT 扫描仪上获得. 由于本文算法与 Matthieu 算法在 CT 伪影的处理策略上相似, 我们将对两者进行对比实验. 实验平台为 Windows XP, Pentium(R) 4 CPU 双核 3.00GHz & 3.16 GHz, 2GB 内存, 程序设计采用基于 Matlab 与 C 语言的混合编程实现.



(a) 体模扫描CT图像 (b) 腹腔扫描CT图像  
图2 带有金属伪影的CT测试图像

#### 4.1 体模扫描 CT 图像研究

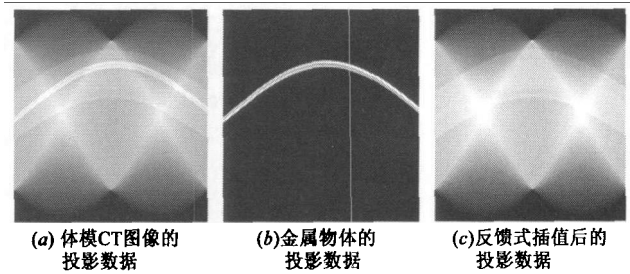
由于滤波反投影重建算法不具备伪影消除的功能, 图 2(a) 中存在明亮射线状金属伪影以及低密度物质与高密度物质间的暗暗区. 图 3(a) 是通过本文算法校正后的 CT 图像, 图 3(b) 是通过 Matthieu 算法校正后的 CT 图像. 结合 Matthieu 算法的特点, 易见, 由于原始 CT 图像的对比如度偏低, Matthieu 算法中 KMC 分割算法将无法准确区分 CT 图像中金属伪影成分(主要表现为射线状金属伪影)和非伪影成分(主要表现为背景), 致使校正后的 CT 图像分辨率大幅降低. 不难看出, 本文算法由于采用 MDMI 自动优化分割和反馈式投影插值算法, 使得 CT 图像的物质对比如度不高的情形, 依然可以有效地进行金属伪影消除, 且能保持校正后图像有较高的分辨率.



(a) 本文算法校正图像 (b) Matthieu算法校正图像  
图3 真实体模CT图像金属伪影消除

为进一步说明本文算法中采用的反馈式投影插值算法处理效果, 图 4 给出分割后生成的 CT 图像金属物体投影数据与原始 CT 图像的投影数据间的插值前后结果. 图 4(a) 为体模 CT 图像的原始投影数据; 图 4(b) 为经过各向异性高斯滤波和 MDMI 分割后获取的金属物体投影数据. 图 4(c) 则为经反馈式插值算法处理后的投影数据. 通过反馈式投影插值算法, 图 4(c) 中原始投影数据中由金属物体所产生的亮带被消除, 此为经

滤波反投影重建后金属伪影被消除的根本原因所在.

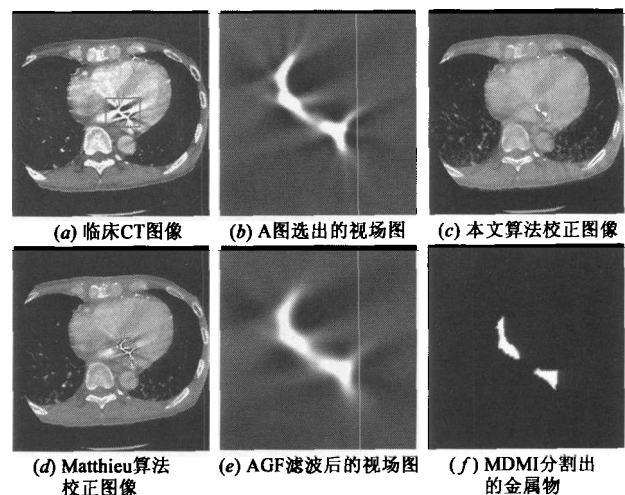


(a) 体模CT图像的投影数据 (b) 金属物体的投影数据 (c) 反馈式插值后的投影数据

图4 真实体模CT图像投影数据反馈式插值效果图

#### 4.2 临床 CT 图像研究

金属伪影在临床 CT 诊断中常出现于手术后的图像, 主要由外科手术时高密度植入物所致, 如图 5(a) 所示, 其中矩形框为选中的视场区域, 用于区域性金属物分割. 图 5(b) 是图 5(a) 中所选金属物体视场的放大图. 可以看出, 由于金属伪影的存在, 使得影像科医生难以诊断手术后伤口的愈合情况, 所以手术后金属伪影的消除势在必行. 图 5(c) 是带有金属植入物的腹腔 CT 图像经由本文算法校正后的图像. 图 5(d) 是经由 Matthieu 算法校正后的图像. 图 5(e) 是视场经过 AGF 滤波后淡化了 Streak 伪影的图像. 图 5(f) 是采用图像 MDMI 分割算法分割出的金属成份. 易见, AGF 滤波的使用可以有效减少金属物分割时高亮射线 Streak 伪影所造成的影响, 可保证分割出的金属物体更为准确. 此外, 本文算法得到的校正图像, 其金属伪影被消除的更彻底且校正后图像仍可保持较高分辨率. 由于腹腔 CT 图像中组织器官丰富, 使得 Matthieu 算法中 KMC 分割算法中分类中心的个数难以由事先设定的组织器官个数来确定, 从而导致如图 5(d) 所示的金属伪影消除不完全的情况.



(a) 临床CT图像 (b) A图选出的视场图 (c) 本文算法校正图像  
(d) Matthieu算法校正图像 (e) AGF滤波后的视场图 (f) MDMI分割出的金属物

图5 临床CT图像金属伪影消除

#### 5 讨论与结论

CT 图像中金属伪影的存在是导致临床 CT 影像诊

断中医误诊的主要原因之一。本文作者从所在研究所的相关研究工作出发,结合金属伪影的特点,提出了基于图像 MDMI 分割的 CT 金属伪影消除算法。新算法中 AGF 前置滤波器的使用为本文算法中图像 MDMI 分割过程提供有力的技术支持;MDMI 优化分割算法可以自适应地确定分割中图像目标的类数,克服了 KMC 分割算法因聚类个数选取不难引起的误分割缺陷;同时,新算法配合反馈式投影插值算法,使得投影空间中的数据插值更为准确。通过实验表明,当插值后的投影数据再次通过滤波反投影重建时,因投影数据中不再含有高密度金属物体投影,使得重建后的图像中金属伪影完全被消除。易见,本文算法较 Matthieu 算法在金属伪影的消除中,表现更为突出。

由于本文算法是从含有金属伪影的 CT 图像出发,进行伪影消除,所以校正后的 CT 图像分辨率会有所下降,若能直接从 CT 扫描机上获取相应的投影数据,该问题便可迎刃而解。本文作者正在与国内某 CT 生产厂家进行沟通,以期在不久的将来获得真实的投影数据,对本文算法进行再验证。

#### 参考文献:

- [1] Kalender Willi A, Hebel Robert, Ebersberger Johannes. Reduction of CT artifacts caused by metallic implants[J]. Radiology, 1987, 164(2): 576 - 577.
- [2] Tuy K Heang. A post-processing algorithm to reduce metallic clip artifacts in CT image [J]. European Radiology, 1993, 3 (2): 129 - 134.
- [3] Man B De, Nuyts J, Dupont P, Marchal G, Suetens P. Reduction of metal streak artifacts in X-ray computed tomography using a transmission maximum a posterior algorithm [J]. IEEE Transactions on Nuclear Science, 2000, 47(3): 977 - 981.
- [4] Wei J, Chen L, Sandison G, Liang Y, Xu L. X-ray CT high-density artifact suppression in the presence of bones [J]. Physics in Medicine and Biology, 2004, 49: 5407 - 5418.
- [5] Dan Xia, Roeske John C, Yu Lifeng, Pelizzari Charles A, Mundt Arno J and Pan Xiaochuan. A hybrid approach to reducing computed tomography metal artifacts in intracavitary brachytherapy [J]. Brachytherapy, 2005, 4(1): 18 - 23.
- [6] Matthieu Bal, Lothar Spies. Metal artifact reduction in CT using tissue-class modeling and adaptive prefiltering [J]. Medical Physics, 2006, 33(8): 2852 - 2859.
- [7] Yu Hengyong, et al. A Segmentation-Based Method for Metal Artifact Reduction [R]. Academic Radiology, 2007, 14(4): 495 - 504.
- [8] Ginkel M VAN, Verbeek P W, Van Vliet L J. Improved orientation selectivity for orientation estimation [A]. Proceedings of the 10th Scandinavian Conference on Image Analysis [C]. Lappeenranta, Finland, 1997. 533 - 537.
- [9] Geusebroek Jan-Mark, Smeulders Arnold W M, Van De Weijer J. Fast anisotropic Gauss filtering [J]. IEEE Transactions Image Processing, 2003, 12(8): 938 - 943.
- [10] Cheng Bing, Wang Ying, Zhang Nanning, Jia Xinchun, Bian Zhengzhong. MRF model and FRAME model-based unsupervised image segmentation [J]. Science in China Ser F-Information Science, 2004, 47(6): 697 - 705.
- [11] Yang Faguo, Jiang Tianzi. Pixon based image segmentation with Markov Random field [J]. IEEE Transactions Image Processing, 2003, 12(12): 1552 - 1559.
- [12] Lu Qingwen, Chen Wufan. Image segmentation based on mutual information [J]. Chinese Journal of Computers, 2006, 29 (2): 296 - 301.
- [13] Lu Qingwen, Chen Wufan. Unsupervised segmentation of medical image based on difference of mutual information [J]. Science in China Ser F-Information Sciences, 2006, 49 (4): 484 - 493.

#### 作者简介:



马建华 男, 1975 年生于山东济宁。南方医科大学生物医学工程学院讲师, 博士。研究方向为医用 CT/PET 成像技术。  
E-mail: jhma@fimmu.com.



陈武凡 男, 1949 年生于湖南汨罗。国家 973 计划首席科学家, 南方医科大学教授, 博士生导师, 主要从事医学图像分析与医学成像技术研究。