

解剖图像引导的 PET 图像部分容积校正

胡德斌, 高园园, 路利军, 马建华

南方医科大学生物医学工程学院, 广东 广州 510515

【摘要】目的: PET 图像的部分容积效应会导致图像模糊, 影响临床定量诊断。本文提出一种基于解剖信息, 如 MR 图像, 引导的像素水平 PET 图像部分容积校正方法。**方法:** 将与 PET 图像配准的 MR 图像作为边缘保持平滑收敛先验信息, 引入到贝叶斯去卷积框架中, 并用最速下降法求解, 得到部分容积校正 PET 图像。**结果:** 提出的方法分别应用于仿真数据、Hoffman 脑体模数据。针对仿真数据, 相比未校正前图像在 40% 对比度在不同感兴趣区域直径 (8, 10, 15, 20) mm 的恢复系数误差率为 18.0%、14.6%、10.2%、7.3%, 本文提出的方法在校正后图像恢复系数误差率为在 40% 对比度在不同感兴趣区域直径为 0.4%、0.53%、0.31%、0.23%, 取得良好的校正效果。在 Hoffman 脑体模实验中各组织区域的活度恢复值均好于未校正图像。**结论:** 本文提出的方法能够去噪的同时保持 PET 图像良好的边缘信息, 有效改善 PET 图像的量化水平, 为临床提供精确的定量诊断。

【关键词】 解剖图像; PET; MRI; 部分容积校正; 去卷积; 边缘保持

【DOI 编码】 doi:10.3969/j.issn.1005-202X.2015.02.001

【中图分类号】 TP319

【文献标识码】 A

【文章编号】 1005-202X(2015)02-0153-05

Anatomical Image-guided Partial Volume Correction Method for PET Images

HU De-bin, GAO Yuan-yuan, LU Li-jun, MA Jian-hua

School of Biomedical Engineering, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China

Abstract: Objective Partial volume effects (PVEs) can blur the image and impair the accuracy of the clinical diagnosis. An MR-guided partial volume correction (PVC) method is presented to attenuate partial volume blurring and to yield pixel-based corrected PET images. **Methods** The PET images are corrected by iterative deconvolution with an edge preserving smoothness constraint. The constraint is constructed to restore discontinuities extracted from coregistered MR images but maintains the smoothness in radioactivity distribution. The correction is implemented in a Bayesian deconvolution framework and is solved by a steepest descent method. **Results** These methods are tested in simulated images and Hoffman brain images. The simulated and Hoffman brain images experiment results show the proposed algorithms provides superior quantitative appearance compared with uncorrected images. The error rates of recovery coefficient (RC) for uncorrected data in 40% contrast and four different ROI diameters (8, 10, 15, 20 mm) are 18.0%, 14.6%, 10.2%, 7.3%, but the results of proposed method are 0.4%, 0.53%, 0.31%, 0.23%. **Conclusion** The partial volume correction method can denoise and preserve the edge of PET image, which can improve the quantification of PET images. The proposed algorithms is an efficient method for reducing PVEs in PET.

Key words: anatomical image; PET; MRI; partial volume correction; deconvolution; edge preserving

前言

正电子发射成像 (Positron Emission Tomography,

PET) 是一种在分子水平诊断和研究肿瘤的重要临床工具^[1]。PET 成像中部分容积效应 (Partial Volume Effect, PVE) 会使图像模糊, 病灶失真, 导致图像质量退化, 从而影响临床诊断^[2]。因此减轻部分容积效应对 PET 图像的影响, 对提高 PET 在肿瘤诊断和指导治疗上的应用至关重要。当前, PET 部分容积校正 (Partial Volume Correction, PVC) 方法可以分为两大类: 在重建过程中校正和在后重建过程中校正。每类方法具体又可以分为像素水平和感兴趣区域 (Region of Interest, ROI) 水平校正方法。

感兴趣区域水平的 PET 后重建过程的部分容积校正主要是恢复区域的真实放射性活度, 而这些区域

【收稿日期】 2015-01-10

【基金项目】 国家自然科学基金 (81101046); 国家 973 重点基础研究发展计划 (2010CB732503); 教育部高等学校博士学科专项科研基金 (20134433120017); 广东省医学科研基金 (B2014239)

【作者简介】 胡德斌, 硕士研究生, 研究方向: PET/CT 成像及图像后处理, E-mail: 347828770@qq.com。

【通信作者】 路利军, 讲师, 研究方向: PET/CT 成像方法, Tel: 020-61648187; E-mail: ljlubme@gmail.com。

假定是在每个区域内具有相同活度。通常来说,这些感兴趣区域的获取是通过分割与 PET 图像配准好的 MR 图像。其经典方法几何转换矩阵法(Geometric Transfer Matrix, GTM)^[4]就是将 MR 图像的感兴趣区域二值图像与 PET 的点扩散函数(Point Spread Function, PSF)做卷积得到区域扩散函数,通过计算区域扩散函数得到转换矩阵,从而校正区域活度。然而,这种方法对 MR 图像的分割精度要求较高,而图像分割尚无绝对鲁棒的方法^[10],与此同时需要假设区域内活度一致,有一定局限性和复杂性。

鉴于此,本文提出一种基于像素水平的 PET 后重建过程的部分容积校正方法,记为 MR-PVC,不需要对解剖图像进行分割,将 MR 图像作为边缘保持平滑收敛先验信息,引入到贝叶斯去卷积框架中,能够抑制图像噪声同时保持图像边缘信息,提高校正图像质量。

1 方法

一般而言,去卷积方法的通用模型如下:

$$O(x)=I(x) \otimes h(x)+N(x) \quad (1)$$

式中, O 是探测得到的图像, I 是真实理想的图像, h 代表着点扩散函数(Point Spread Function, PSF), N 为加性噪声, x 为空间坐标, \otimes 是卷积操作。

1.1 经典 ROI-based 方法

几何转换矩阵法(GTM):是一种基于感兴趣区域方法,预先要知道 PET 中包含感兴趣区域的个数 N ,表示为 $D_i(i=1, \dots, N)$,同时假设单个 ROI 内具有一致的真实理想活度值,表示为 $T_i(i=1, \dots, N)$ 。根据式(1),可以表示为:

$$t_i = \frac{1}{V_j} \sum_{i=1}^N T_i \cdot \int_{ROI_i} RSF_i(x) dx \quad (2)$$

式中, $t_i(i=1, \dots, N)$ 表示为探测得到的 PET 图像第 j 个 ROI 内的平均活度值,对应的体积大小为 V_j , x 代表图像的空间坐标, $RSF_i(x)$ 表示为区域扩散函数,代表结构 D_i 在 x 处的分布。

将式(2)中的部分表达式提取出并重新定义如下:

$$\omega_{ij} = \frac{1}{V_j} \cdot \int_{ROI_i} RSF_i(x) dx \quad (3)$$

式(3)用矩阵形式展开为:

$$\begin{bmatrix} t_1 \\ t_2 \\ \vdots \\ t_N \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \omega_{11} & \omega_{12} & \cdots & \omega_{1N} \\ \omega_{21} & \omega_{22} & \cdots & \omega_{2N} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \omega_{N1} & \omega_{N2} & \cdots & \omega_{NN} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ \vdots \\ T_N \end{bmatrix} \quad (4)$$

为了得到图像校正活度值 T_i ,我们只需将式(4)的 ω_{ij} 求逆预算,写成向量形式可以得到:

$$T = GTM^{-1} \cdot t \quad (5)$$

GTM 方法中涉及到的感兴趣区域的获取,就需要通过分割结构信息良好的解剖图像,如 MR 图像,

这就加大了方法的误差率和复杂度。

1.2 本文提出方法

(1) MR-PVC 方法

将式(1)中的去卷积模型写成最小二乘形式:

$$J_{\text{deconvolution}} = (O(x) - I(x) \otimes h(x))^2 \quad (6)$$

根据式(6),用配准后的 MR 图像作为边缘保持平滑收敛先验信息引入,得到用于获取校正 PET 图像的带约束目标函数的优化函数:

$$\hat{I} = \arg \min_I \{ \|O - I \otimes h\|^2 + \beta U(I) \} \quad (7)$$

式中, \hat{I} 为校正恢复的 PET 图像。

所述解剖先验项 $U(I)$ 具体设计为:

$$U(I) = \sum_r \sum_{k \in N(r)} \frac{w_{rk}}{d_{rk}} (I(r) - I(k))^2 \quad (8)$$

式中 $N(r)$ 是像素 r 的邻域,二维图像每个像素的邻域是 8 个,三维图像每个体素的邻域是 26 个, k 是像素 r 邻域内的一个像素, d_{rk} 是像素 r 和像素 k 之间的欧式距离, w_{rk} 为权重系数。MR 解剖先验的边缘信息主要在权重系数 w_{rk} 中引入,具体为:

$$w_{rk} = \frac{\|I_r - I_k\|}{\|I_r\|} = \begin{cases} 0, & \frac{\|I_r - I_k\|}{\|I_r\|} \geq \varepsilon \\ 1, & \frac{\|I_r - I_k\|}{\|I_r\|} < \varepsilon \end{cases} \quad (9)$$

式中 ε 为 MR 解剖图像中的边缘判定阈值, I_r 和 I_k 分别代表 MR 图像在像素 r 和像素 k 处的像素值。当权重系数 w_{rk} 大于或等于 ε 时,说明像素 r 和像素 k 处存在边缘,而当权重系数 w_{rk} 小于 ε 时,说明像素 r 和像素 k 处不存在边缘,此时单纯对 PET 图像进行平滑处理。

(2) 目标约束方程求解

基于对 PET 校正图像的目标约束方程的基础上,针对式(7),采用最速下降法^[11]进行迭代运算,得到最终的校正 PET 图像。其求解迭代方程为:

$$\hat{I}^{n+1} = \hat{I}^n + \alpha_n ((O - \hat{I}^n \otimes h) \otimes \tilde{h}) - \beta \sum_{k \in N(r)} \frac{w_{rk}}{d_{rk}} (\hat{I}^n(r) - \hat{I}^n(k)) \quad (10)$$

式中 \hat{I}^{n+1} 和 \hat{I}^n 分别为第 $n+1$ 次和第 n 次迭代的校正

PET 图像, \tilde{h} 是 h 的共轭函数, α_n 为迭代梯度步长,具

体为 $\alpha_n = \frac{\|(O - \hat{I}^n \otimes h) \otimes \tilde{h}\|^2}{\|((O - \hat{I}^n \otimes h) \otimes \tilde{h}) \otimes h\|^2}$,其余定义与前面的

公式相同。

(3) 边缘阈值选择

虽然边缘阈值是依靠经验选取,但是我们这里可

以给出一个近似选取法, 可以缩小选取区间。针对 MR 图像, 首先通过对图像视觉上评估图像的边缘处, 然后在每个边缘处选取几个 3×3 或者 5×5 的小邻域, 在高活度区域选取邻域最小的像素值, 在低活度区域选取最大的活度值, 这样就可以大概估计出阈值的大小。

本文的代码实现的计算平台是 Intel Core i5-2400 @ 3.10 GHz 四核处理器、4 GB 内存的 PC 机。Matlab 版本为 7.11.0.584 (R2010b)。

2 实验设计与评价

2.1 仿真实验

图 1 是实验所采用的仿真图像数据, 其中图 1(a) 为对应于真实目标物的 PET 理想图像, 大小为 128×128 , 包含 3 行不同直径和不同对比度的圆形区域。其中 PET 图像背景像素值为 50, 每行的 4 个圆形区域的直径从左到右分别为 20 mm、15 mm、10 mm 和 8 mm, 每列的圆形区域的像素值从上到下分别为 65、55、30。图 1(b) 为 MR 仿真图像, 图像的背景像素值为 5, 同时每个圆形区域的像素值都随机选取, 且任意两个圆形区域的像素值均不同。

针对图 1(a) 的 PET 仿真图像, 实验中加入相当于最大像素值 5% 的高斯白噪声, 随后噪声图像与半高宽 (FWHM) 为 10 mm 的高斯函数做卷积操作得到作为模拟临床检测所得到的 PET 图像, 此时 PET 图像存在部分容积效应。

2.2 Hoffman 脑体模实验

图 2 为 Hoffman 脑体模图像, 图 2(a) 是 ^{18}F -FDG 脑部的 PET 理想图像, 大小为 128×128 , FDG 在正常大脑的灰质 (Gray Matter, GM)、白质 (White Matter, WM) 和脑脊液 (Cerebrospinal Fluid, CSF) 中产生近似均匀的分布, 其活度分别为 100、25 和 0。图 2 (b) 是 MR 理想图像, 采用同一切片, 大小一样, 在灰质、白质和脑脊液区域的像素值分别为 182、255 和 0。

针对 Hoffman 脑 PET 图像, 在重建过程中, Sino-gram 数据中加入 10% 服从泊松分布的随机噪声, 对应于一个平行带状积分几何模型, 此几何模型表示一个 180° 的均匀区域里具有 192 个径向取样和 160 个

角采样的系统。由 Fessler 等人提供的 IRT 软件系统生成, 重建方法为滤波反投影法 (Filtered Back Projection, FBP), 重建后 PET 图像的像素大小为 3.9×3.9 (mm), 探测器的系统分辨率为 6 mm。

2.3 定量评价指标

针对部分容积效应校正后的图像, 采用恢复系数 (Recovery Coefficient, RC) 进行定量评价。

恢复系数定义为:

$$RC = \frac{X_{ROI}}{X_{ROI}^{true}} \quad (11)$$

式中, X_{ROI} 为探测图像感兴趣区域的活度值, X_{ROI}^{true} 是真实图像感兴趣区域的活度值。由 RC 定义可知, RC 越接近于 1, 表明图像校正效果越好。

同时, 因为理想情况下 RC 为 1, 我们定义了 RC 的误差率:

$$RC_{error} = \frac{|RC_{correct} - 1|}{1} \times 100\% \quad (12)$$

式中, 下标 error 代表误差率, correct 代表校正图像的 RC 值。

3 实验结果

3.1 仿真实验结果

图 3 为仿真图像的校正结果。图 3(a) 是 PET 真实理想图像, 图 3(b) 是存在部分容积效应和噪声的退化图像, 图 3(c) 是 GTM 方法校正图像, 图 3(d) 是本文提出的 MR-PVC 校正结果, 图像结果在迭代 50 次达到收敛, 边缘阈值为 0.1, 全局参数 β 为 0.2。

针对图 3 中的校正结果, 图 4 给出了不同校正方法的 RC 在不同直径 (8, 10, 15, 20 mm) 和不同对比度 (10%, 30%, 40%) 的值。图中黑色粗虚线代表恢复系数为 1 的理想情况。由图 4(a)(b) 可以看出, 随着尺寸的增大, RC 值越接近于 1, 校正效果越好。对于未校正图像, 记为 'PET', 其 RC 误差率在 10% 对比度的时候针对不同直径 (8, 10, 15, 20 mm) 分别为 2.3%, 2.2%, 1.6%, 1.2%, 在 30% 对比度为 6.7%, 5.3%, 3.7%, 2.7%。本文 MR-PVC 方法校正后 RC 误差率 10% 对

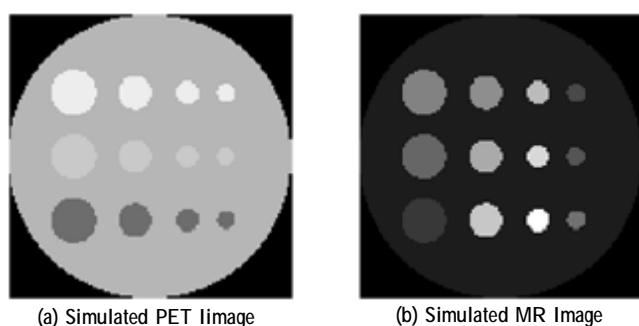


图 1 仿真图像
Fig.1 Simulated Image

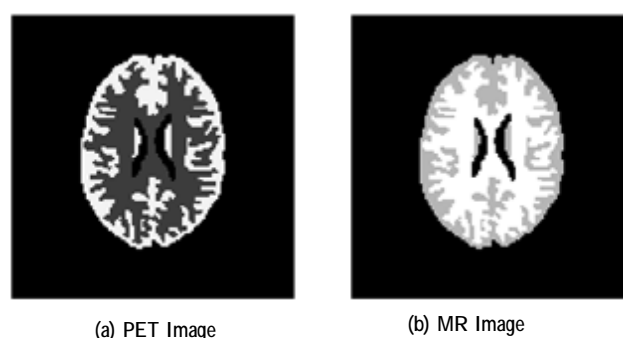


图 2 Hoffman 脑体模
Fig.2 Hoffman Brain Image

比度在不同直径为 0.35%, 0.1%, 0.3%, 0.1%, 在 30% 对比度为 0.45%, 0.21%, 0.28%, 0.2%; 对于未校正图像, 其 RC 误差率在 40% 对比度的时候针对不同直径 (8, 10, 15, 20 mm) 分别为 18.0%, 14.6%, 10.2%, 7.3%, MR-PVC 方法校正后 RC 误差率 40% 对比度在不同直径为 0.4%, 0.53%, 0.31%, 0.23%。可以看出本文提出的 MR-PVC 方法较 GTM 方法的恢复系数更接近 1, 具有更好校正效果。

3.2 Hoffman 脑体模实验结果

图 5 为 Hoffman 脑体模图像校正结果。图 5(a) 为 PET 理想图像, 图 5(b) 为重建后存在部分容积效应的 PET 图像, 图 5(c) 为 GTM 校正结果, 图 5(d) 为 MR-PVC 校正图像, 所有图像均在同一灰度窗下显示。因为 GTM 是假定区域内的活度一致, 故其图像看起来比较平整, 但是其与理想图像的灰度值相差较大。而 MR-PVC 图像的灰度值与理想图像接近, 同时很好的保持了图像的边缘信息。

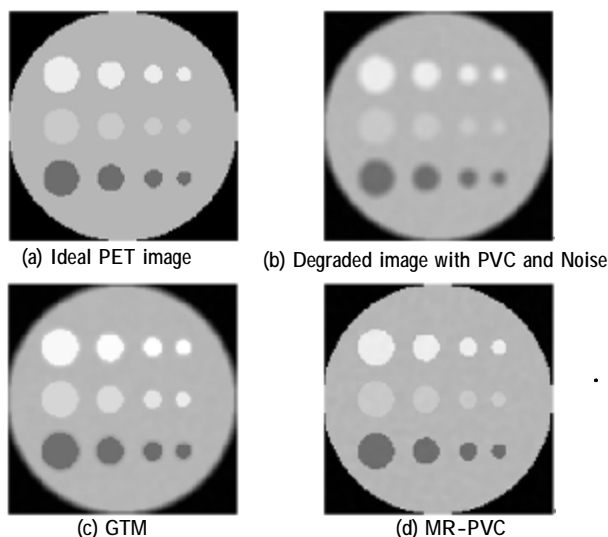


图 3 仿真图像校正结果

Fig.3 Simulated Image Results

图 6 给出了图 5 图像的各组织具体活度值校正结果。图中 PET 理想图像中的真实活度(True): 灰质(GM)、白质(WM)、脑脊液(CSF)分别为 100、25 和 0。图中 'PET' 代表未校正图像, 从图 6 可以看出 MR-PVC 方法在 3 个感兴趣区域的校正后的活度值都比 GTM 方法更接近真实值。

4 讨论与结论

最初是在 1979 年, Hoffman^[12]提出用恢复系数来描述并校正部分容积效应。该法主要是测量标准质量体模的不同直径区域的恢复系数, 但是临床图像的病灶区域形状是不规则的, 体模实验确定的恢复系数难以用于临床, 但是随后恢复系数就用来作为判断校正效果的定量标准。

后来有学者提出引入高分辨率的解剖图像, 有在重建过程中进行校正的, Ardekani 等^[13]利用多谱 MR 图像从而最小化互信息熵; Bowsher^[14]等人通过引入解剖图像的边缘信息, 同时重建和分割 PET 图像; Lipinski^[15]等则是通过引入解剖图像的区域信息, 在假定所有的像素符合高斯分布, 从而进行重建。这些方法能够得到改善的重建图像, 但是耗费的时间是巨大的, 临床一般不采用这些方法, 而是偏向于后重建过程的校正方法。后重建校正方法分为两类: 基于感兴趣区域水平和基于像素水平。基于感兴趣区域水平中最为经典的方法为几何转换矩阵法 (GTM), 这个方法最大的优点是不需要额外引入人为选择参数, 但是校正得到的结果是各个组织区域的均值, 并不能得到单个像素的值, 同时需要对解剖图像, 如 MR 图像进行分割, 而分割方法尚无绝对鲁棒方法, 故会引入误差和增加一定的复杂度。本文提出的体素水平的校正方法, 能够对 PET 图像每个像素进行校正, 同时在引入 MR 图像先验信息的时候, 不需要进行分割。

在本文的仿真体模实验中, 我们设计了在不同对比度和不同直径下的比较情况。可以看出, 在 20 mm

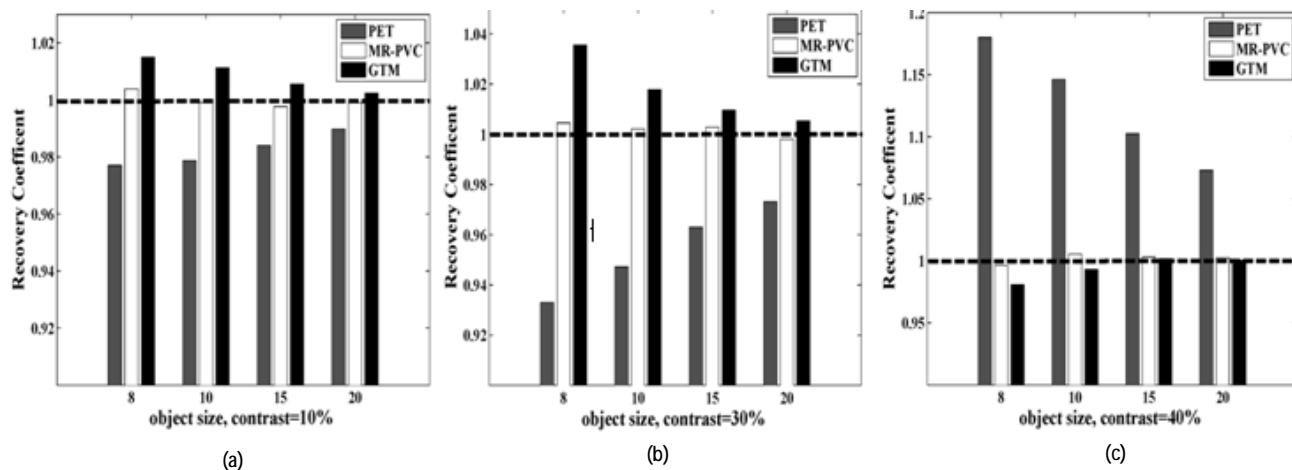


图 4 仿真图像在不同直径 (8, 10, 15, 20) 和不同对比度 (10% 30%, 40%) 的 RC 定量结果

Fig.4 The RC Values of Simulated Image in Different Object Size (8, 10, 15, 20) and Different Contrast (10%, 30%, 40%)

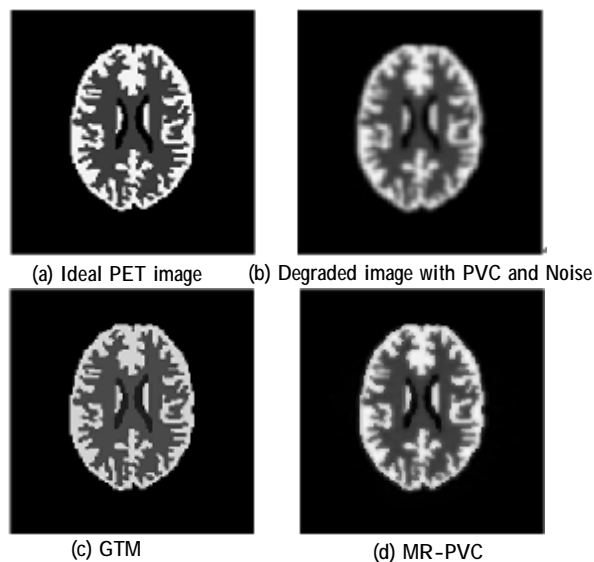


图 5 Hoffman 脑体模校正结果

Fig.5 Hoffman Brain Image Corrected Results

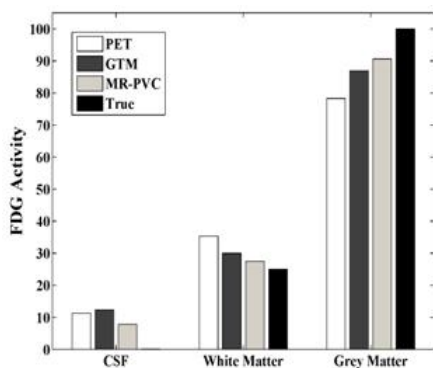


图 6 Hoffman 脑体模各组织活度校正结果

Fig.6 Average FDG Radioactivity within Three ROIs (GM, WM, CSF) from the True, the Uncorrected PET, the Corrected Results for GTM and MR-PVC

处的 RC 值比 8 mm 处的 RC 更接近 1, 即小病灶更容易发生部分容积效应, 而我们的校正效果在不同直径几乎一致, 表明了本文提出方法的优越性。值得注意的是, 本文方法存在两个值得探讨的问题。一是引入的参数选择问题, 首先对边缘阈值 ε , 我们提供一个简单的选择方法。但对于迭代步数和全局参数 β , 这里还是经验选取; 二是提出的方法并未测试与临床数据, 下一步的工作是通过临床的 PET/MR 机器扫描多套数据, 对所提出的方法进行统计分析。

综上所述, 本文提出了一种基于 MR 引导的像素水平 PET 图像部分容积校正方法, 在仿真实验、Hoff-

man 脑体模实验中都展示了保持图像边缘的优越性, 同时取得良好的定量结果, 能够有效用于 PET 图像部分容积校正。

【参考文献】

- [1] 王荣福. PET/CT- 分子影像学新技术应用[M]. 北京: 北京大学医学出版社, 2011.
Wang RF. PET/CT- molecular imaging application of new technology [M]. Beijing: Peking University Medical Press, 2011.
- [2] 耿建华, 陈盛祖, 陈英茂, 等. 正电子图像部分容积效应成因与校正的理论探讨 [J]. 中华核医学杂志, 2003, 23(5): 318-319.
Geng JH, Chen SZ, Chen MY, et al. The theory of PET image partial volume effect and correction[J]. Chinese Journal of Nuclear Medicine, 2003, 23(5): 318-319.
- [3] Fessler JA, Clinthorne NH, Rogers WL. Regularized emission image reconstruction using imperfect side information [J]. IEEE Trans Nucl Sci, 1992, 39(5): 1464-1471.
- [4] Rousset OG, Ma Y, Evans AC. Correction for partial volume effects in PET: principle and validation[J]. J Nucl Med, 1998, 39(5): 904-911.
- [5] Kessler RM, Ellis Jr JR, Eden M. Analysis of emission tomographic scan data: Limitations imposed by resolution and background[J]. J Comput Assist Tomo, 1984, 8(3): 514-522.
- [6] Ouyang X, Wong WH, Johnson VE, et al. Incorporation of correlated structural images in PET image reconstruction [J]. IEEE Trans Med Imaging, 1994, 13(4): 627-640.
- [7] Muller-Gartner HW, Links JM, Prince JL, et al. Measurement of radiotracer concentration in brain gray matter using positron emission tomography: MRI-based correction for partial volume effects[J]. J Cerebr Blood F Met, 1992, 12(4): 571-83.
- [8] Yang J, Huang SC, Mega M, et al. Investigation of partial volume correction methods for brain FDG PET studies [J]. IEEE Trans Nucl Sci, 1996, 43(6): 3322-3327.
- [9] Videen TO, Perlmutter JS, Mintun MA, et al. Regional correction of positron emission tomography data for the effects of cerebral atrophy [J]. J Cerebr Blood F Met, 1988, 8(5): 662-670.
- [10] Arbelaez P, Maire M, Fowlkes C, et al. Contour detection and hierarchical image segmentation [J]. IEEE Trans Pattern Anal, 2011, 33(5): 898-916.
- [11] Goldstein AA. On steepest descent [J]. SIAM J Appl Math, 1965, 3(1): 147-151.
- [12] Hoffman EJ, Huang SC, Phelps ME. Quantitation in positron emission computed tomography: 1. Effect of object size[J]. J Comput Assist Tomo, 1979, 3(3): 299-308.
- [13] Ardekani BA, Braun M, Hutton BF, et al. Minimum cross-entropy reconstruction of PET images using prior anatomical information [J]. Phys Med Biol, 1996, 41(11): 2497.
- [14] Bowsher JE, Johnson VE, Turkington TG, et al. Bayesian reconstruction and use of anatomical a priori information for emission tomography [J]. IEEE Trans Med Imaging, 1996, 15(5): 673-686.
- [15] Lipinski B, Herzog H, Kops ER, et al. Expectation maximization reconstruction of positron emission tomography images using anatomical magnetic resonance information [J]. IEEE Trans Med Imaging, 1997, 16(2): 129-136.