

平行束单光子发射成像的定量解析重建*

卢虹冰¹ Zhengrong J. Liang² Junhai Wen² 李刚¹ 刘欣¹ 王舒宜¹

¹(第四军医大学计算机应用教研室,西安,710032)

²(纽约州立大学石溪分校放射系,石溪,美国)

摘要: 单光子发射断层成像技术在心血管及脑功能疾病的诊断上具有重要的临床意义。本研究以 Kunyansky 及以前的研究工作为基础,针对平行束探测模式,推导及建立了有效的解析重建算法,可对噪声、散射、衰减及探测器响应进行同时补偿,用于获取 SPECT 定量快速成像。数字及 Monte Carlo 仿真实验表明,所提出的定量解析重建算法是可行的,它极大地改善了重建图像的对比度及分辨率,基本消除了图像中的伪迹。该算法在达到迭代算法精度的同时,计算量却大为降低,与常规滤波反投影重建法近似。

关键词: SPECT;定量重建;解析算法;平行束;退化因素

Analytical Reconstruction of Quantitative SPECT with Parallel Geometry

LU Hong-Bing¹ Zhengrong J. Liang² Junhai Wen² LI Gang¹ LIU Xin¹ WANG Shu-Yi¹

¹(Department of Computer Application, Fourth Military Medical University, Xi'an, Shaanxi)

²(Department of Radiology, State University of New York, Stony Brook, NY 11794, USA)

Abstract: Based on Kunyansky's and our previous work, an efficient, analytical solution to the reconstruction problem of myocardial perfusion SPECT has been developed that allows simultaneous compensation for non-uniform attenuation, scatter, and system-dependent resolution variation, as well as suppression of signal-dependent Poisson noise. The preliminary digital and Monte Carlo simulation results using a realistic human thoracic phantom demonstrate that, for parallel-beam geometry, the proposed analytical reconstruction scheme is computationally comparable to filtered backprojection and quantitatively equivalent to iterative maximum *a posteriori* expectation-maximization reconstruction.

Key words: SPECT; quantitative reconstruction; analytical algorithm; parallel-beam; degradation factors

中图分类号 R318 文献标识码 A 文章编号 0258-8021(2005)05-0524-07

引言

由于成像费用较低,单光子发射断层成像(SPECT)技术在心肌功能、肺部栓塞、乳腺癌及脑部疾病诊断如局部缺血、癫痫等方面得到了广泛应用。目前美国有关机构正在多家医院进行试点评估,拟将 SPECT 作为急诊室常规设备,以提高冠状动脉等疾病的诊断率,降低医疗费用。虽然 SPECT 在心血管及脑功能疾病的诊断上具有重要的临床意义,但由于探测效率等因素的限制,目前仅能得到定性功

能成像,大大削弱了其诊断功能。如果在重建时,能同时对成像过程中产生的衰减、散射和探测器响应进行补偿,并降低噪声的影响,就可得到放射示踪物在人体内的定量分布,改善诊断性能。

现有的 SPECT 重建算法基本可分为两大类,一是基于逆求解公式(inverse formula)的解析法,一是基于统计模型的迭代法。作为一种定量重建技术,迭代重建算法近年来得到了极大关注,其优点在于算法灵活,允许处理复杂的真实成像模型,并可根据所建立的统计模型对各种衰减、光子散射、探测器模

收稿日期:2003-12-26,修回日期:2004-8-25。

基金项目:国家自然科学基金资助项目(30170278);美国 NIH 基金资助项目(HL54166)。

糊效应、噪声等进行准确补偿。但由于计算量过大,且存在正则及收敛等方面的问题,这类算法在实际应用中受到限制^[1-5]。解析算法主要通过对成像模型进行分析,获得其相应的数学逆求解公式来实现^[6-16],具有实现简单、运算速度快的优点,但对于真实的、受到多种因素影响的测量环境而言,要获得这一逆公式非常困难。

在过去几十年间,有许多研究小组致力于解析重建方法的研究,特别是能同时对均匀衰减及可变探测器效应 (distance-dependent resolution variation, DDRV) 进行补偿的解析算法,得到了广泛深入的探讨^[6,8,9,11,12,14]。但由于非均匀衰减条件下 Radon 逆变换的求解十分困难,一直以来,非均匀衰减的校正均采用迭代算法实现。最近,Novikov^[15]和 Natterer^[16]的最新数学研究成果给出了平行束投影下,非均匀衰减 Radon 逆变换的求解公式,从而使该情形下的 SPECT 解析重建成为可能。Kunyansky 利用 Novikov 的逆变换求解公式,推出用于非均匀衰减校正的 SPECT 重建算法,仿真结果表明该算法可对类似人体胸腔的非均匀衰减分布情形,进行准确的补偿重建^[17]。但是,这一算法仅在重建过程中对非均匀衰减进行了补偿,并未考虑到其他因素如散射、探测器响应的影响。本研究以 Novikov 及本单位以前的研究工作为基础,针对平行束成像,推导及建立了有效的解析重建算法,可对噪声、散射、衰减及探测器响应进行同时补偿,用于获取 SPECT 定量快速成像。

1 平行束投影的定量解析重建方法

SPECT 重建图像的质量主要受系统中噪声、探测器响应、人体非均匀衰减分布、散射等多种因素的影响,要获得定量重建图像,必须对上述影响因素进行补偿。本研究为配有平行束准直器及具有三能量窗投影数据获取方式的 SPECT 系统建立了有效的解析重建算法,算法中首先对获得的三个能量窗内的投影数据进行 K-L 域自适应维纳滤波,以降低泊松噪声的影响,然后利用改进的三能量窗散射估计法,进行散射光子的补偿:之后,在对探测器的真实响应进行补偿后,利用 Novikov 的逆求解公式,对非均匀衰减进行校正及重建,以得到定量的重建图像。下面各节中,我们将按照上述重建顺序,分别对各影响因素的补偿算法进行分析。

1.1 泊松噪声的自适应滤波

SPECT 图象重建的准确程度非常易受数据噪声

及模型中误差的影响,传统的滤波方法通常将其噪声作为白噪声处理。研究表明,SPECT 投影数据中的随机噪声并非高斯白噪,而是呈泊松分布,噪声方差随信号强度变化。在解析重建算法中,为更准确地消除噪声的影响,对接收到的三个能量窗中的投影数据,均首先使用提出的 K-L 域自适应维纳滤波进行噪声滤除^[18],如图 1 所示。图中,投影数据经 Anscombe 变换后,均值为 λ 的泊松噪声可近似表示为均值为 $\sqrt{\lambda + 1/8}$ 方差为常数 (0.25) 的高斯噪声^[19],K-L 变换则可将数据在 K-L 域内按其信噪比顺序排列^[20],从而在 K-L 域内实现自适应维纳滤波,详见文献^[18]。

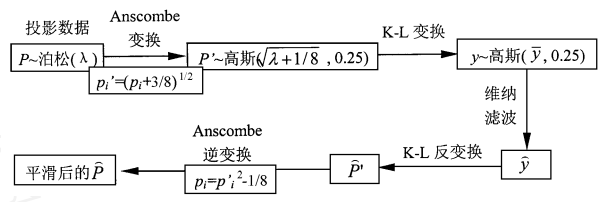


图 1 K-L 域自适应器噪声滤波框图

1.2 改进的三能量窗散射估计法

散射的去除亦是定量重建的关键步骤,目前比较常用的解析算法是能量窗方法,其中三能量窗方法因为实现简单在临床上最为常见。但三能量窗方法存在过高估计散射量的现象,其原因在于峰值能量窗内散射曲线的不准确近似,而且忽略了两个子窗口中的主光子作用。针对上述问题,采用了改进的非线性三能量窗散射估计法^[21]。该方法通过对三能量窗的能量谱进行分析,发现主能量窗内的散射光子可用下述公式描述:

$$C_{sca} = \frac{2}{3} * \left(\frac{C_l}{W_l} - x * \frac{C_u}{W_u} \right) * W_m$$

其中 W_m 为主能量窗宽度 (126keV - 154keV), W_l 和 W_u 分别为两个散射能量窗的宽度 (3keV, 中心分别在 126keV 及 154keV), x 表示上、下散射窗光子对主能量窗的贡献比率。Monte Carlo 仿真实验结果表明主能量窗内散射谱可用非线性的抛物线来近似,通过计算抛物线谱下的能量面积,算法中用因子 2/3 取代了通常所用的因子 1/2^[22]。根据上式计算出的散射光子被直接从滤除噪声后的主能量窗测量数据中减去,以获得无散射的投影数据。

1.3 随距离可变的探测器响应 (DDRV) 的校正

探测器响应对于 SPECT 图像而言是一种模糊作用,它降低了图像的分辨率。对探测器响应的校正,现有的方法基本可分为两类,一类利用真实

SPECT系统的响应曲线对投影进行近似校正,另一类则先将真实响应曲线近似为满足某种数学表达形式的函数,再推导出精确校正公式。本研究表明,前者具有较稳定的性能,重建伪迹较少^[14],因此在定量解析重建的框架中,对探测器响应的校正采用真实系统响应曲线,通过随距离可变的解卷积方法进行补偿。

随距离可变的解卷积方法最早由 Lewitt 等提出^[7,13],他们通过研究点源的投影数据在频域的傅立叶分解特性,并利用中心线近似和距离-频率关系,发现理想投影数据和观察到的模糊投影数据间存在近似的卷积关系,理想投影数据可通过解卷积从实测数据中获得。考虑到实际探测器响应的三维特性,本研究将其算法从二维进一步推广到三维,则有:

$$\tilde{P}(l, \tau, z) = H^{-1}(-l | \tau, \tau, z) P(l, \tau, z)$$

其中 l 为角频率, τ 为沿探测器方向上的空间频率, z 为沿 z 轴方向上的空间频率, $\tilde{P}(l, \tau, z)$ 和 $P(l, \tau, z)$ 分别为理想及实测投影数据的三维傅里叶变换, $H(d, \tau, z)$ 为真实系统响应在距离 d 处的二维傅里叶变换。本研究中,利用上述三维解卷积法对随距离可变的探测器响应进行解析校正。

1.4 非均匀衰减的补偿及重建

衰减会使重建图像产生伪迹,对其进行准确补偿在定量重建过程中非常重要。对于脑及腹部 SPECT 成像,由于其主要成份为软组织,通常将其作为均匀衰减进行补偿;对于胸部 SPECT 成像,重建时则必须考虑肺、软组织、肋骨等器官的非均匀衰减分布,不能用均匀衰减来近似。对于均匀衰减的校正,目前已有多种针对平行投影的指数 Radon 变换的逆求解公式^[10,23-26],而对于非均匀衰减,通常采用迭代算法进行处理。最近 Novikov^[15] 和 Natterer^[16] 的数学成果给出了适用于非均匀衰减的 Radon 变换的直接逆求解公式, Kunyansky 将其应用到平行束 SPECT 成像,取得了较好的仿真效果^[17]。本研究中,将采用与 Kunyansky 类似的方法,对成像过程中的非均匀衰减进行补偿。考虑到重建算法的速度,采用了精确及近似两种补偿方法,并在实验章节中对其结果进行了比较。

1.4.1 非均匀衰减的精确补偿及重建

设 $f(x)$ 表示需要重建的物体分布, $a(x)$ 为相应组织的衰减系数图, $g(p)$ 代表投影角度为 θ 时距原点距离为 p 处探测器得到的投影数据,根据衰

减 Radon 变换的直接逆求解公式,图像 $f(x)$ 可由下式重建^[15,17]。

$$f(x) = \frac{1}{4} \int_0^{2\pi} \frac{\partial}{\partial p} (e^{(Da)(s,p)} g_a(p)) d$$

其中 $g_a(p) = e^{-A(p)} [\cos(HA(p)) H(\cos(HA(p))) e^{A(p)} g(p) + \sin(HA(p)) H(\sin(HA(p))) e^{A(p)} g(p)]$, (s, p) 表示与 (x, y) 夹角为 ϕ 的旋转坐标系, $D(s, p) =$

$$(s, p) ds, H \text{ 代表希尔伯特 (Hilbert) 变换, } A(p) = \frac{1}{2} Ra(p), R \text{ 表示 Radon 变换。}$$

根据上式,非均匀衰减补偿及重建算法可归纳如下:先计算衰减分布 $a(s, p)$ 的发散束变换 $Da(s, p)$ 及 Radon 变换 $Ra(p)$,再计算修正后的投影 $g_a(p)$,求出 $e^{(Da)(s,p)} g_a(p)$ 对 p 的差分,最后进行反投影,即可得到重建图像。

1.4.2 非均匀衰减的近似补偿及重建

由于上述精确衰减补偿需对每一条发射线进行计算,耗时较长,同时考虑到上述逆求解公式对噪声及误差较敏感,重建过程会进一步放大噪声,影响图像的质量,因此又采用逆幅度算法 (inverse amplitude algorithm)^[17] 对非均匀衰减进行近似补偿。该算法主要包括两次 FBP 重建和一次衰减 Radon 变换:首先对获得的投影数据进行 FBP 重建,再对重建结果进行重新投影,此时每个投影路径上的衰减系数取为原衰减量的倒数,最后利用 FBP 对新的投影进行重建,从而获得示踪剂强度的近似分布(详见参考文献[17])。由于该算法主要利用 FBP 进行图像重建,不包含任何加权反投影,因而对噪声较不敏感。

通过上述讨论,本研究建立了一套适用于平行束几何模式的 SPECT 定量解析重建算法,可对噪声、散射、衰减及探测器响应进行同时补偿。下一节我们将利用不同的人体模型及仿真投影数据,对提出的算法进行实验验证及评估。

2 仿真实验结果

为检测上述解析算法的性能,本节利用多种人体数字模型及 Monte Carlo 仿真 (SIMIND, Ljungberg 等, 1994) 产生的投影数据,对提出的算法进行了评价。采用的数字模型包括 Shepp-Logan 头部模型, MCAT 数字躯干模型(可仿真放射药物在心肌中的分布),及人体胸部模型。如前所述,人体非均匀衰减特性主要反映在胸部结构,因此仿真实验中采用

了两种胸部模型对算法进行测试。MCAT 实验采用该模型本身提供的衰减分布图,而人体胸部模型采用的衰减图由 CT 图像转换获得;实验中用到的探测器响应数据均由放置在不同位置处的点源经 Monte Carlo 仿真获得,产生的投影数据为每个角度 $128 \times 128, 360$ 度范围内共采集 128 个角度。若非特别说明, Monte-Carlo 仿真产生的平行束投影每个角度的总光子数约为 2 百万,均采用相同的准直器几

何配置。

K-L 域自适应维纳滤波器的滤波效果如图 2 所示。为了更直观地对不同滤波方法的降噪效果进行比较,此处 Monte Carlo 仿真所用的总光子数较低,为 200K,获取的投影数据直接经 FBP 得到重建图像。由图 2 可见,本研究所用的 K-L 域自适应维纳滤波与传统的移不变滤波,如 Shepp-Logan 及 Hanning 相比,对泊松噪声的滤除效果更好。

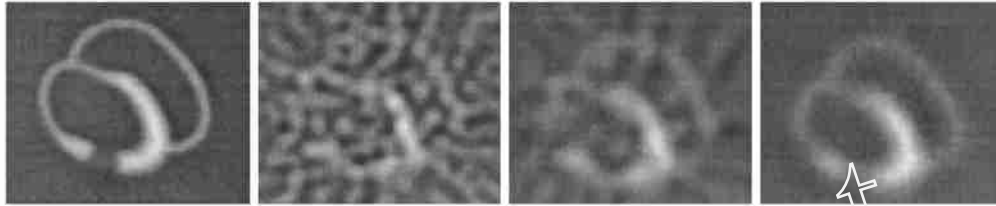


图 2 不同滤波方法的效果比较(MCAT 模型, Monte Carlo 仿真)。从左至右:无噪声图像, Shepp-Logan 滤波, Hanning 滤波及 K-L 域自适应维纳滤波。

为了检测对探测器响应的校正效果,在无噪声条件下,分别使用解卷积方法及 OSEM (ordered subset expectation maximization) 迭代法,对可变探测器效应进行了补偿,结果如图 3 所示。可以看出,探测器的模糊作用不仅降低了图像的分辨率,而且还产生了

一定的伪迹,解析与迭代两种补偿方法的效果类似,但前者所用的时间远远小于 5 次 OSEM 迭代计算所用的时间。这一结果进一步验证了关于准确考虑 SPECT 系统探测器的真实响应的近似校正,具有较稳定的性能和较好的重建效果的说法。

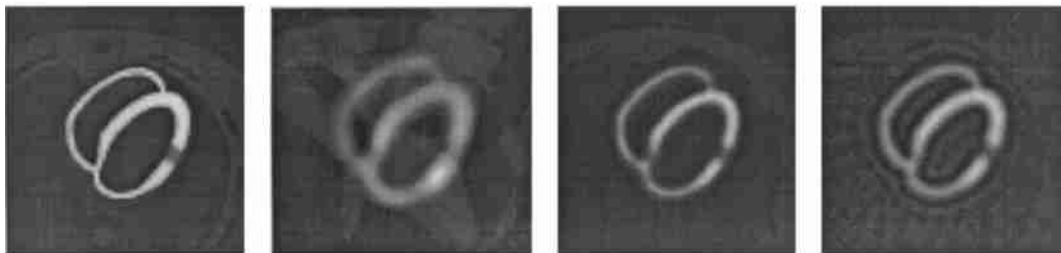


图 3 可变探测器响应的校正效果。从左至右:原图像,加上探测器响应后的模糊图像, OSEM 迭代重建,用距离可变解卷积法进行的解析重建。

图 4 比较了无噪声情况下,非均匀衰减补偿的仿真重建结果。为了检测算法对不同模型的补偿效果,仿真实验采用了两种数字模型,一为人体胸部模型,其衰减图来自于真实 SPECT 系统获得的透射数据,如图 4 上栏所示,一为 Shepp-Logan 头部模型,如图 4 下栏所示。由图可见,在无衰减补偿的 FBP 重建图像中,衰减产生的伪迹清晰可见;精确解析补偿重建法与近似补偿法的结果均大大优于 FBP 法,衰减的影响基本消除,但在无噪声情形下,精确补偿的效果优于近似重建。

模型,如图 5 上栏所示,一为人体胸部模型,如图 5 下栏所示。可以看到,DDRv 加精确衰减补偿算法与 DDRv 加近似衰减补偿算法均极大改善了重建图像中衰减引起的伪迹及探测器的模糊效应,但同样,在无噪声情形下,前者的补偿效果优于后者。

图 5 对无噪声情形下,对可变探测器响应 (DDKV) 及非均匀衰减同时补偿的仿真重建结果进行了比较。实验中采用了两种胸部数字模型,一为 MCAT

如前所述,噪声对解析重建算法的结果有很大影响,因此在图 6 中,采用人体胸部模型,并在产生的投影数据中添加泊松噪声,对不同补偿算法的结果进行了比较。由图可见,噪声对精确衰减补偿算法的影响较大,滤波前后(图 6 3~5)两者的重建结果有较大差别;提出的 K-L 域维纳滤波可较好的滤除投影数据中的泊松噪声,从而使噪声对后续补偿算法的影响降低,如图 6(4~8)图所示。仅有可变

探测器补偿不能消除衰减引起的伪迹,而仅有衰减补偿不仅不能改善图像的分辨率,而且探测器效应会进一步被重建算法放大。DDRV 加精确衰减补偿算法与 DDRV 加近似衰减补偿算法均极大改善了重

建图像中的伪迹及模糊效应,但可以看到,由于近似衰减补偿算法对噪声不敏感,在噪声较强时,其重建结果甚至优于精确算法。

为了评估提出的解析算法的性能,实验最后采

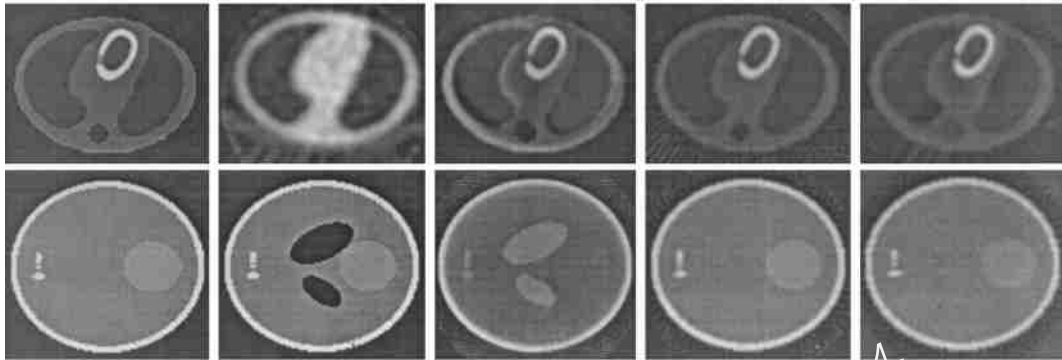


图 4 非均匀衰减补偿重建的数字仿真研究。上图:胸部模型,下图:头部模型;从左至右:原模型,衰减图,FBP 重建(无衰减补偿),精确解析补偿重建,近似解析补偿重建。

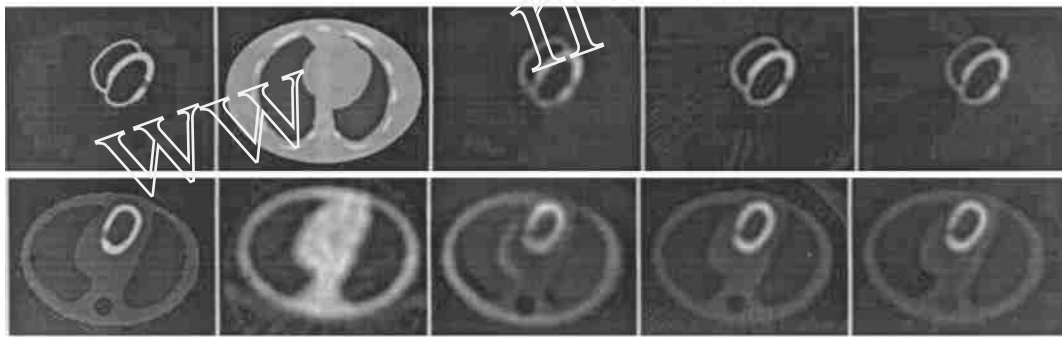


图 5 非均匀衰减及探测器补偿重建的数字仿真研究(无噪)。上图:胸部模型,下图:胸部模型;从左至右:原模型,衰减图,FBP 重建(无衰减补偿),解卷积和精确衰减补偿重建,解卷积和近似衰减补偿重建。

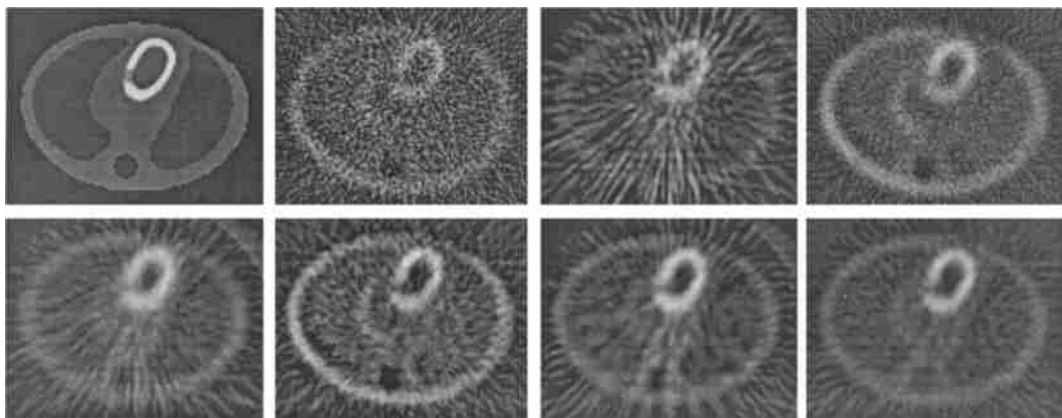


图 6 非均匀衰减及探测器补偿重建的数字仿真研究(有噪)。上图,从左至右:原模型,FBP 重建,精确衰减补偿重建(无滤波),KL 域维纳滤波 FBP 重建。下图,滤波后投影的重建结果,从左至右:精确衰减补偿重建,探测器效应补偿重建,解卷积和精确衰减补偿重建,解卷积和近似衰减补偿重建。

用 Monte Carlo 仿真产生的与真实 SPECT 系统相近的投影数据对算法进行了测试。仿真中使用了心肌内有缺陷的 MCAT 模型及 MCAT 提供的相应衰减

图,选用配有高分辨率平行束准直器的 SPECT 系统,以三能量窗形式获取投影数据,其重建结果如图 7 所示。图中还将解析重建的结果与采用最大后验

概率准则的迭代法 MAP-EM 的结果进行了比较。由图可见,与直接 FBP 重建相比,对噪声、散射、探测器响应及非均匀衰减的补偿极大地改善了重建图像的对比度及分辨率,同时提高了示踪剂分布的绝对量值,使 SPECT 定量分析成为可能。

3 结论

为提高 SPECT 系统的探测效率及分辨率,得到放射示踪物在人体内的定量分布,以准确反映心脏及脑组织的灌注及代谢功能,本研究提出了一种适

用于平行束探测模式的解析重建算法,可对成像过程中的散射效应、非线性衰减分布及探测器响应进行补偿,并降低成像过程中噪声的传播及影响。仿真实验结果表明,提出的解析算法是可行的,其中对噪声及散射的精确处理是进行后续补偿及重建的基础,而非均匀衰减的补偿则是定量重建的基础。但是仅有衰减补偿不仅不能改善图像的分辨率,探测器效应还会进一步被重建算法放大,因此在作衰减补偿重建前,对可变探测器效应进行有效校正亦是上述解析算法成功的关键之一。

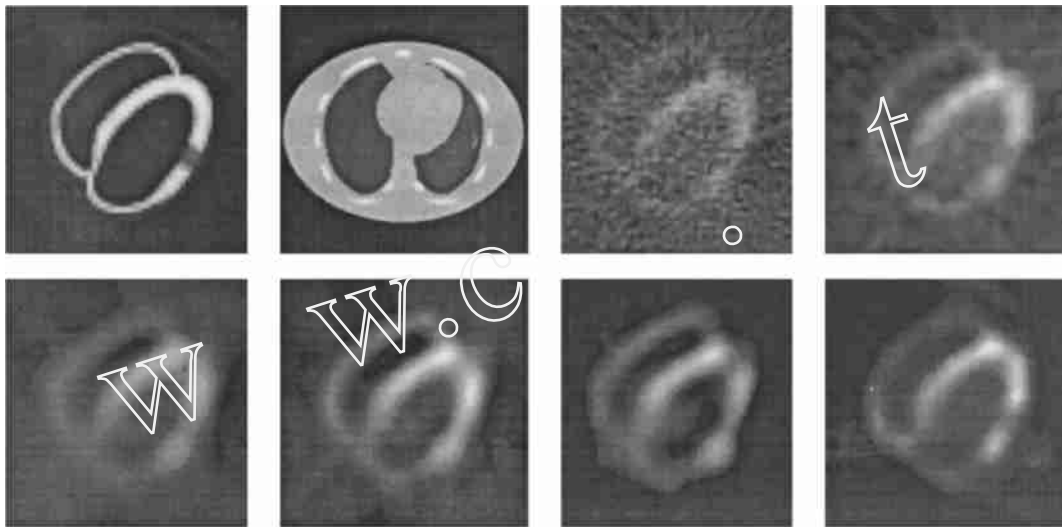


图7 Monte Carlo 仿真研究。上图,从左至右:原模型,衰减图,FBP 重建,Hanning 滤波 FBP 重建;下图,从左至右:噪声及散射校正,噪声、散射及探测器校正,本研究提出的方法,MAP-EM 迭代重建(20 次迭代)。

本研究认为,对于某种探测模式,如果存在解析算法,则其为最佳选择,若不存在,则迭代算法为次佳选择。本研究中,主要研究了适用于平行束的定量解析重建算法,而将迭代算法作为一种比较手段,以检测解析重建图像的准确程度。由于提出的解析算法,在达到迭代算法相当的重建图像质量的同时,计算量却大为降低,与常规 FBP 重建近似,同时无须改变原有系统配置即可用于现有设备上,因而可望有广泛临床应用前景。

参考文献

[1] Tsui BMW, Gullberg GT, Edgerton ER, et al. Correction of nonuniform attenuation in cardiac SPECT imaging[J]. *J. Nucl. Med.* 1991, **30**:497 - 507.
 [2] Liang Z, Turkington TG, Gilland DR, et al. Simultaneous compensation for attenuation, scatter, and detector response for SPECT reconstruction in three dimensions[J]. *Phys. Med. Biol.* 1992, **37**:587 - 603.
 [3] Wallis JW, Miller TR. Rapidly converging iterative reconstruction algorithms in SPECT[J]. *J. Nucl. Med.* 1993, **34**:1793 - 800.

[4] Xu XL, Liow JS, Strother SC. Iterative algebraic reconstruction algorithms for ECT:A unified framework and its application to PET[J]. *Med. Phys.* 1993, **20**:1675 - 84.
 [5] Zeng CL, Gullberg GT, Tsui BMW, et al. Three dimensional iterative reconstruction algorithms with attenuation and geometric point response correction[J]. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 1991, **NS-38**:693 - 702.
 [6] Glick SJ, Penny BC, King MA, et al. Noniterative compensation for the distance-dependent detector response and photon attenuation in SPECT imaging[J]. *IEEE Trans. Med. Imag.* 1994, **13**:363 - 374.
 [7] Lewitt RM, Edholm PR, and Xia W. Fourier method for correction of depth-dependent collimator blurring[C]. *Proc. SPIE*, 1989, **1092**: 232 - 243.
 [8] Li J, Liang Z, Ye J, and Han G Implementation and preliminary investigation of analytical methods for correction of distance-dependent resolution variation and uniform attenuation in 3D brain SPECT[J]. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 1999, **46**:2162 - 2171.
 [9] Liang Z, Ye J, Cheng J, et al. Quantitative cardiac SPECT in three dimensions: validation by experimental phantom studies[J]. *Phys. Med. Biol.* 1998, **43**:905 - 920.
 [10] Metz CE, Pan X. A unified analysis of exact methods of inverting the 2-D exponential Radon transform, with implications for noise control in SPECT[J]. *IEEE Trans. Med. Imag.* 1995, **14**:643 - 658.

- [11] Tsui BMW, Frey EC, Zhao X, *et al.* The importance and implementation of accurate 3D compensation methods for quantitative SPECT[J]. *Phys. Med. Biol.* 1994, **39**:509 - 530.
- [12] van Elmbt L, Walrand S. Simultaneous correction of attenuation and distance-dependent resolution in SPECT: an analytical approach[J]. *Phys. Med. Biol.* 1993, **38**:1207 - 1217.
- [13] Xia W, Lewitt RM, Edholm PR. Fourier correction for spatially variant collimator blurring in SPECT[J]. *IEEE Trans. Med. Imag.* 1995, **14**:100 - 115.
- [14] Ye J, Liang Z, Harrington D. Quantitative reconstruction for myocardial perfusion SPECT: an efficient approach by depth-dependent deconvolution and matrix rotation[J]. *Phys. Med. Biol.* 1994, **39**:1263 - 1279.
- [15] Novikov R. An inversion formula for the attenuated X-ray transformation[J]. *Comptes Rendus de l'Académie des Sciences (Series I Mathematics)*. 2001, **332**(12):1059 - 66.
- [16] Natterer F. Inversion of the attenuated Radon transform[J]. *Inverse Problems*, 2001, **17**:113 - 119.
- [17] Kunyansky L. A new SPECT reconstruction algorithm based on the Novikov's explicit inversion formula[J]. *Inverse Problems*, 2001, **17**:293 - 306.
- [18] Lu H, Chen D, Li L, *et al.* A combined transformation of ordering SPECT sinograms for signal extraction from measurements of Poisson noise[C]. *SPIE Medical Imaging*. 2001, **4322**:943 - 951.
- [19] Anscombe HJ. The transformation of Poisson, binomial and negative-binomial data[J]. *Biometrics*. 1948, **35**: 246 - 254.
- [20] Hunt BR, Kübler O. Karhunen-Loeve multi-spectral image restoration, part 1: theory[J]. *IEEE Trans. Acoustics, Speech, and Signal Processing*, 1984, **ASSP-32**:592 - 600.
- [21] Li X, Han G, Lu H, *et al.* A new scatter estimation method using triple window acquisition to fit energy spectrum (abstract) [J]. *Journal of Nuclear Medicine*, 2001, **42**:194P.
- [22] Ogawa K, Harata Y, Ichihara T, *et al.* A practical method for position dependent Compton scatter correction in SPECT[J]. *IEEE Trans Medical Imaging*, 1991, **10**:408 - 412.
- [23] Tretiak OJ and Metz CE. The exponential radon transform SIAM[J]. *J Appl. Math.* 1980, **39**:341 - 54.
- [24] Weng Y, Zeng L, Gullberg GT. Analytical inversion formula for uniformly attenuated fan-beam projections[J]. *IEEE trans. Nucl. Sci.* 1997, **44**:243 - 9.
- [25] You J, Liang Z, Zeng G. A Unified Reconstruction Framework for Both Parallel-Beam and Variable Focal-Length Fan-Beam Collimators by a Cormack-Type Inversion of Exponential Radon Transform[J]. *IEEE Trans. Med. Imag.* 1999, **18**:59 - 65.
- [26] Kao CM, Pan X. Non-iterative methods incorporating a priori source distribution and data information for suppression of image noise and artifacts in 3D SPECT[J]. *Phys. Med. Biol.* 2000, **45**:2801 - 2819.

(上接 523 页)

- [5] Qian Y, Eho S, Sugimoto N *et al.* Automatic Extraction of Coronary Artery Tree on Coronary Angiograms by Morphological Operators. *IEEE Computer in Cardiology*, 1998, **25**, 765 - 768.
- [6] Tame S, Chen, John D. Carroll. 3-D Reconstruction of Coronary Arterial Tree to Optimize Angiographic Visualization. *IEEE Transaction on Medical Imaging*, 2000, **9**(4):318 - 336.

2006 年国际医学物理和医学生物工程学术会议

国际医学物理和医学生物工程学术年会(World Congress 2006 Seoul)将于 2006 年 8 月 27 日至 9 月 1 日在韩国汉城召开。

受韩国生物医学工程学会理事长(本次会议主席)Dr. Sun I. Kim 邀请,中国生物医学工程学会将按团体注册的优惠条件参加本次国际学术会议。

凡有意参加 WC2006-Seoul 的中国生物医学工程学会会员,如在规定时间内向学会报名备案的,可享受优惠注册费:

200 美元/会员

100 美元/学生(凭学生证)

(注:中国代表可自行联系参会,但未经学会团体注册登记的,注册费仍为 550 美元/人,学生 250 美元/学生)。

学会号召会员积极参加此次 IFMBE 年会。请按韩方通知要求积极向大会投稿。有关会议详细情况,请网上查询:www.wc2006-seoul.org

有意参加 WC2006-Seoul 的会员请于学会网站:www.csbme.org 下载团体注册参会报名表,并于 2005 年 11 月 30 日前将此表用 email 寄到学会(联系人:翁晓红;地址:d08@cast.org.cn;电话:010-65136537),收到后会有确认。待学会与国际组织取得联系后,再进一步通知。