



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106618628 A

(43)申请公布日 2017.05.10

(21)申请号 201710053616.9

(22)申请日 2017.01.24

(71)申请人 昆明理工大学

地址 650504 云南省昆明市呈贡区景明南路昆明理工大学呈贡校区

(72)发明人 傅磊 贺建峰

(74)专利代理机构 北京酷爱智慧知识产权代理有限公司 11514

代理人 孟凡臣

(51)Int.Cl.

A61B 6/03(2006.01)

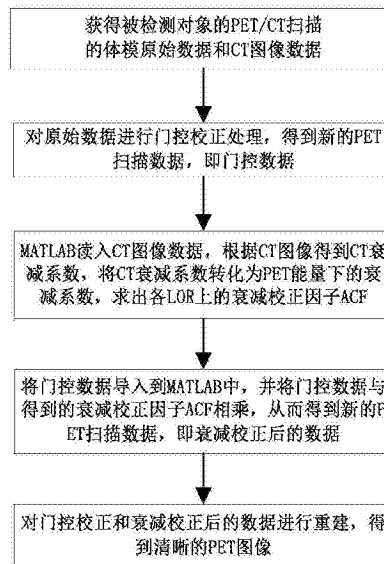
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

基于PET/CT成像的呼吸运动门控校正和衰减校正方法

(57)摘要

本发明属于核医学成像技术领域,提供了一种基于PET/CT成像的呼吸运动门控校正和衰减校正方法,包括以下步骤:获得被检测对象的PET/CT扫描的体模原始数据和CT图像数据;对原始数据进行门控校正,得到新的门控数据;分析处理软件读入CT图像数据,根据CT图像得到CT衰减系数,将CT衰减系数转化为PET能量下的衰减校正系数,求出各响应线上的衰减校正因子;将门控数据导入分析处理软件并将其与得到的衰减校正因子相乘,从而得到衰减校正后的数据;对进行门控校正和衰减校正后的数据进行重建,得到清晰的PET图像。本发明不仅缩短了扫描时间,而且相比于只进行门控校正的图像,获得了更好的图像质量。



1. 基于PET/CT成像的呼吸运动门控校正和衰减校正方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤1: 获得被检测对象的PET/CT扫描的体模原始数据和CT图像数据;

步骤2: 对原始数据进行门控校正处理,得到新的PET扫描数据,即门控数据;

步骤3: 分析处理软件读入CT图像数据,根据CT图像得到CT衰减系数,将CT衰减系数转化为PET能量下的衰减校正系数,求出各响应线上的衰减校正因子;

步骤4: 将门控数据导入到分析处理软件中,并将门控数据与得到的衰减校正因子相乘,从而得到新的PET扫描数据,即衰减校正后的数据;

步骤5: 对进行门控校正和衰减校正后的数据进行重建,得到清晰的PET图像。

2. 根据权利要求1所述的基于PET/CT成像的呼吸运动门控校正和衰减校正方法,其特征在于,所述步骤2中的门控校正的具体方法如下:

步骤a1: 将原始数据以固定间隔时间划分为N帧;

步骤a2: 在每一帧扫描数据中,统计每一帧各个探测环中的真光子数;

步骤a3: 选取其中一帧为参考帧,分别与其他所有帧进行比较,通过绝对误差公式计算其他帧探测环真光子数与参考帧探测环真光子数的绝对误差;

步骤a4: 设定误差阈值,通过所有的绝对误差值与设定阈值的比较,将绝对误差值小于设定阈值的所有帧的数据与参考帧的数据进行整合,得到新的PET扫描数据,即门控数据。

3. 根据权利要求2所述的基于PET/CT成像的呼吸运动门控校正和衰减校正方法,其特征在于,所述步骤a1中的N为:

$$N = \text{fix}(Y/T)$$

式中:fix为朝零方向取整;

Y为PET扫描的总时间;

T为固定间隔时间。

4. 根据权利要求2所述的基于PET/CT成像的呼吸运动门控校正和衰减校正方法,其特征在于,所述步骤a3中的绝对误差公式为:

$$\text{绝对误差} = \sum_I |DRTCE(M, I) - DRTCE(N, I)|$$

式中DRTCE(M, I)为第M帧第I探测环真光子数,DRTCE(N, I)为第N帧第I探测环真光子数,I为PET探测器探测环编号,M、N为帧的编号。

5. 根据权利要求1所述的基于PET/CT成像的呼吸运动门控校正和衰减校正方法,其特征在于,所述步骤3的衰减校正因子的算法如下:

$$ACF = e^{-\int_0^a \mu(x) dx}$$

ACF表示衰减校正因子;

a表示探测环上探测器A、探测器B之间的距离;

P点表示A点到B点这条响应线上的湮灭点;

$\mu(x)$ 表示这条响应线上离P点x距离处的衰减校正系数。

6. 根据权利要求1所述的基于PET/CT成像的呼吸运动门控校正和衰减校正方法,其特征在于,所述步骤4的将门控数据导入到分析处理软件中的具体方法为:

通过ROOT软件输出门控校正后的数据,输出的形式为列表模型数据,将列表模型的文

本数据进行分割,将分割后的数据导入分析处理软件中,再将导入的数据进行整合得到原数据。

7.根据权利要求1所述的基于PET/CT成像的呼吸运动门控校正和衰减校正方法,其特征在于,所述步骤5中的重建采用MLEM迭代算法。

基于PET/CT成像的呼吸运动门控校正和衰减校正方法

技术领域

[0001] 本发明属于核医学成像技术领域,具体涉及基于PET/CT成像的呼吸运动门控校正和衰减校正方法。

背景技术

[0002] 在PET/CT(正电子发射计算机断层摄影术/电子计算机X射线断层摄影术)的扫描成像过程中,肺的呼吸运动是影响肺部成像的一个重要因素,为提高诊断的精确度,最近十几年内国内外学者深入研究并提出了许多呼吸运动校正的方法,在所有的呼吸运动校正方法中,门控校正是一种应用最为广泛的呼吸运动校正方法,此方法减少了PET图像的呼吸运动伪影。

[0003] 除了呼吸运动会影响PET/CT的图像质量造成影响外,在诸多因素中,衰减效应也是影响图像质量的一个重要因素,研究表明衰减除了会引起计数丢失和定量不精确外,还会造成图像不均匀和失真现象。PET/CT进行扫描时,在正电子与组织中负电子发生湮灭辐射过程中,发射的光子射线其中有部分在穿行介质过程中,要么被组织散射,要么被组织吸收这样到达探测器后,研究表明衰减除了会引起计数丢失和定量不精确外,还会造成伪影或局部组织的放射性分布不均等。

[0004] 在PET和CT结合之前,传统的PET采用的衰减校正方法是透射扫描,即用弧形的穿透源来透射视野内的被检测对象,从而获得每个方向的投影线数据,然后计算出每个位置的组织衰减系数。通常使用基于符合事件的透射扫描来做衰减校正,这样求取衰减校正系数的过程较为简单,任意LOR(Line of Response,响应线)的衰减系数等于这条LOR的空白扫描计数除以透射扫描计数。这种方法的优点是无需进行光子能量之间的转换,但这样限制了获得符合数据所能达到的计数率,另外透射扫描所需要的时间太长,一个FOV(扫描视野)的扫描需要10到15分钟。

发明内容

[0005] 针对以上问题的不足,本发明提供了一种基于PET/CT成像的呼吸运动门控校正和衰减校正方法,本发明对PET扫描的原始数据进行门控校正后,再进行衰减校正,不仅缩短了扫描时间,而且相比于只进行门控校正的图像,获得了更好的图像质量。

[0006] 为实现上述目的,本发明基于PET/CT成像的呼吸运动门控校正和衰减校正方法,包括以下步骤:

[0007] 步骤1:获得被检测对象的PET/CT扫描的体模原始数据和CT图像数据;

[0008] 步骤2:对原始数据进行门控校正处理,得到新的PET扫描数据,即门控数据;

[0009] 步骤3:分析处理软件读入CT图像数据,根据CT图像得到CT衰减系数,将CT衰减系数转化为PET能量下的衰减校正系数,求出各响应线上的衰减校正因子;

[0010] 步骤4:将门控数据导入到分析处理软件中,并将门控数据与得到的衰减校正因子相乘,从而得到新的PET扫描数据,即衰减校正后的数据;

[0011] 步骤5:对进行门控校正和衰减校正后的数据进行重建,得到清晰的PET图像。
 [0012] 进一步地,所述步骤2中的门控校正的具体方法如下:
 [0013] 步骤a1:将原始数据以固定间隔时间划分为N帧;
 [0014] 步骤a2:在每一帧扫描数据中,统计每一帧各个探测环中的真光子数;
 [0015] 步骤a3:选取其中一帧为参考帧,分别与其他所有帧进行比较,通过绝对误差公式计算其他帧探测环真光子数与参考帧探测环真光子数的绝对误差;
 [0016] 步骤a4:设定误差阈值,通过所有的绝对误差值与设定阈值的比较,将绝对误差值小于设定阈值的所有帧的数据与参考帧的数据进行整合,得到新的PET扫描数据,即门控数据。

[0017] 进一步地,所述步骤a1中的N为:

$$[0018] \quad N = \text{fix}(Y/T)$$

[0019] 式中:fix为朝零方向取整;

[0020] Y为PET扫描的总时间;

[0021] T为固定间隔时间。

[0022] 进一步地,所述步骤a3中的绝对误差公式为:

$$[0023] \quad \text{绝对误差} = \sum_I |DRTCE(M, I) - DRTCE(N, I)|$$

[0024] 式中DRTCE(M, I)为第M帧第I探测环真光子数, DRTCE(N, I)为第N帧第I探测环真光子数, I为PET探测器探测环编号, M、N为帧的编号。

[0025] 进一步地,所述步骤3的衰减校正因子的算法如下:

$$[0026] \quad ACF = e^{-\int_0^a \mu(x) dx}$$

[0027] ACF表示衰减校正因子;

[0028] a表示探测环上探测器A、探测器B之间的距离;

[0029] P点表示A点到B点这条响应线上的湮灭点;

[0030] $\mu(x)$ 表示这条响应线上离P点x距离处的衰减校正系数。

[0031] 进一步地,所述步骤4的将门控数据导入到MATLAB中的具体方法为:

[0032] 通过ROOT软件输出门控校正后的数据,输出的形式为列表模型数据,将列表模型的文本数据进行分割,将分割后的数据导入分析处理软件中,再将导入的数据进行整合得到原数据。

[0033] 进一步地,所述步骤5中的重建采用MLEM迭代算法。

[0034] 由上述方案可知,本发明提供的基于PET/CT成像的呼吸运动门控校正和衰减校正方法,对PET扫描的原始数据进行门控校正,将得到的门控数据进行分割后导入到分析处理软件中进行整合,对整合后的数据进行了衰减校正和图像重建,不仅缩短了扫描时间,而且相比于门控后的图像,经过了衰减校正的门控图像,图像质量得到了进一步地提高。

附图说明

[0035] 为了更清楚地说明本发明具体实施方式或现有技术中的技术方案,下面将对具体实施方式或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍。在所有附图中,类似的元件或部分一般由类似的附图标记标识。附图中,各元件或部分并不一定按照实际的比例绘制。

- [0036] 图1为本实施例的方法步骤流程图；
 [0037] 图2为本实施例衰减校正因子的计算原理图；
 [0038] 图3为仿真实验中经过门控校正后的正弦图；
 [0039] 图4为仿真实验中衰减校正因子图；
 [0040] 图5为仿真实验中经过门控校正和衰减校正后的正弦图；
 [0041] 图6为仿真实验中运动模糊的肺部图像；
 [0042] 图7为仿真实验中静态的肺部图像；
 [0043] 图8为仿真实验中经过门控校正后的肺图像；
 [0044] 图9为仿真实验中经过门控校正和衰减校正后的肺图。

具体实施方式

[0045] 下面将结合附图对本发明的实施例进行详细的描述。以下实施例仅用于更加清楚地说明本发明的产品,因此只是作为示例,而不能以此来限制本发明的保护范围。

[0046] 实施例:

[0047] 本实施例提供了一种基于PET/CT成像的呼吸运动门控校正和衰减校正方法,如图1所示,包括以下步骤:

[0048] 步骤1:获得被检测对象的PET/CT扫描的体模原始数据和CT图像数据;

[0049] 步骤2:通过ROOT软件对原始数据进行门控校正处理,得到新的PET扫描数据,即门控数据;

[0050] 步骤3:MATLAB读入CT图像(即NCAT图像)数据,根据CT图像得到CT衰减系数,将CT衰减系数转化为PET能量下的衰减校正系数,求出各响应线上的衰减校正因子ACF;

[0051] 步骤4:通过ROOT软件输出门控校正后的数据,输出的形式为列表模型数据,将列表模型的文本数据进行分割,将分割后的数据导入MATLAB中,再将导入的数据进行整合得到原数据,再将门控数据与得到的衰减校正因子ACF相乘,从而得到新的PET扫描数据,即衰减校正后的数据;

[0052] 步骤5:对进行门控校正和衰减校正后的数据进行重建,得到清晰的PET图像,所述重建采用MLEM迭代算法。

[0053] 所述步骤2中的门控校正的具体方法如下:

[0054] 步骤a1:将原始数据以固定间隔时间划分为N帧; $N = \text{fix}(Y/T)$,式中:fix为朝零方向取整,Y为PET扫描的总时间,T为固定间隔时间;本实例中PET的扫描时间为20s,因此 $N = 20\text{s}/200\text{ms} = 100$;

[0055] 步骤a2:在每一帧扫描数据中,统计每一帧各个探测环中的真光子数;

[0056] 步骤a3:选取其中一帧为参考帧,分别与其他所有帧进行比较,通过绝对误差公式计算其他帧探测环真光子数与参考帧探测环真光子数的绝对误差;

[0057] 绝对误差 = $\sum_i |DRTCE(M, I) - DRTCE(N, I)|$

[0058] 式中DRTCE(M, I)为第M帧第I探测环真光子数,DRTCE(N, I)为第N帧第I探测环真光子数,I为PET探测器探测环编号,M、N为帧的编号;本实施例中M、N为1到100,本实施例所用的PET扫描器有18个环,所以I为1到18;

[0059] 步骤a4:设定误差阈值,通过所有的绝对误差值与设定阈值的比较,将绝对误差值小于设定阈值的所有帧的数据与参考帧的数据进行整合,得到新的PET扫描数据,即门控数据。

[0060] 本实施例的实验如下:

[0061] 1、方法原理

[0062] 利用Gate仿真软件将仿真体模放入PET扫描设备中,PET探测器最基本的结构是一个探测器单元,一般指晶体切割的最小尺寸。多个探测器单元组成一个探测器模块,探测器的模块(Block)的尺寸大小通常由光电探测器或晶体块的尺寸决定。多个Block组成一个探测器大块,多个探测器大块组成PET的探测器系统。基于探测环真光子数门控方法的原理是:当体模在PET扫描器内运动时,即在探测器中的位置发生变化是,在相同的时间间隔内PET探测环真光子数的分布将会发生相应变化。体模在PET探测器内从右向左不断运动,每次运动距离为一个探测环的宽度,其探测环真光子数分布的峰值的位置也相应的从右向左移动,每次移动距离为一个探测环的宽度。然后选取其中的一个帧作为参考帧(可任意选取),分别比较其他帧与参考帧真光子数的差值,通过比较分析所有的绝对误差值,将绝对误差值相差不大的帧数据进行整合,将这些探测环真光子数分布一样或者在差值范围以内的数据整合在一起,也就是将这些体模运动情况相同或者相似的图像叠加在一起,即为门控的数据。对原始的图像按照基于探测环真光子数的门控方法处理后,接着对门控的图像进行衰减校正。

[0063] 如图2所示,衰减校正因子的具体算法如下:

[0064] A、B为探测环上的探测器,A、B两点间距离为a,P为A点到B点这条响应线上的湮灭点,正电子湮灭时一个光子从P点穿行到A点,另一个光子从P点穿行到B点;

[0065] 光子从P点穿行到A点受到的衰减概率为:

$$[0066] P_1 = e^{-\mu PA} = e^{-\int_0^P \mu(x) dx}$$

[0067] 光子从P点穿行到B点受到的衰减概率为:

$$[0068] P_2 = e^{-\mu PB} = e^{-\int_P^a \mu(x) dx}$$

[0069] 则光子受到衰减的概率为:

$$[0070] P_d = P_1 P_2 = e^{-\mu PA} e^{-\mu PB} = e^{-\mu AB} = e^{-\int_0^a \mu(x) dx}$$

[0071] 故A点到B点这条响应线的衰减校正因子为:

$$[0072] ACF = e^{-\int_0^a \mu(x) dx}$$

[0073] 式中:PA、PB、AB表示产生衰减效应的距离;

[0074] μ 表示衰减校正系数;

[0075] $\mu(x)$ 表示的是离P点x距离处的衰减校正系数。

[0076] 将衰减校正因子乘以原始的正弦图数据就可以完成衰减校正,从而得到新的正弦图数据,从而重建出更加准确的PET诊断图像。

[0077] 2、仿真实验

[0078] (1)、仿真PET/CT呼吸运动门控校正的临床扫描设备是GE Discovery LS,这个PET/CT扫描设备的主要物理参数如下:

[0079] 扫描模式:3D扫描

[0080] FOV:152mm

[0081] 探测器环直径:92.7cm

[0082] 扫描器有18个探测环,每个探测环内有672个探测器

[0083] 闪烁晶体探测器材料:锗酸铋(BGO)

[0084] BGO大小为4mm Trans-axial,8mm Axial,30mm Radial。

[0085] (2)、使用的主要软件是NCAT、GATE、ROOT及MATLAB,仿真实验使用了NCAT来得到仿真的像素体模,然后将其导入仿真PET/CT成像的软件GATE(Geant4Application Tomographic Emission)中进行仿真,并通过ROOT软件对原始仿真数据进行了门控处理,最后通过MATLAB软件实现了对门控数据的衰减校正和图像重建。

[0086] (3)、为了验证实验提出的方法能够对门控后的图像作进一步的改进,使用仿真PET/CT成像的软件GATE和NCAT来进行像素体模的仿真实验。NCAT所产生的体模是由现实中真实病人的数据生成,可以准确地反应现实环境中人体内组织的运动情况。

[0087] 所设置的体模具体参数:

[0088] 肺部像素大小:128*128*31;

[0089] 每个像素代表实际尺寸大小:3.125*3.125*4.25mm;

[0090] 肺部的放射性活度:5000bq的¹⁸F-FDG;

[0091] 肿瘤的放射性活度:30000bq;

[0092] 肝脏的放射性活度为:40000bq;

[0093] 原始PET数据以200ms划分为100帧;

[0094] 呼吸周期为5s,仿真时间为4个周期,即为20s。

[0095] 3、仿真结果

[0096] 图3为仿真实验中经过门控校正后的正弦图,图4为仿真实验中衰减校正因子图,衰减校正因子与门控校正后的正弦图相乘,即得到经过门控校正和衰减校正的图像,如图5所示。

[0097] 为了便于进行客观的对比和分析,仿真实验增加了静态的肺部图像(图7)和运动模糊的肺部图像(图6),图8为仿真实验中经过门控校正后的肺图像,图9为仿真实验中经过门控校正和衰减校正后的肺图。通过上面的实验结果分析可以发现,未经过衰减校正的门控图像中肺部的形状、轮廓接近于静态的肺部图像中的形状和轮廓,经过衰减校正后的门控图像,相对于已门控但没有衰减的图像而言,肺的边界显得更加清楚,且肺的形状和轮廓,与静态的肺部图像更相似。

[0098] 通过MATLAB运行图像的结果质量评价程序来比较图6、图8、图9与静态图像(图7)的差异(表1)。均方误差(Mean Squared Error,MSE)表示的是图像对应像素点灰度值误差均方的平均值,均方误差值越大,说明图像之间的差异越大。峰值信噪比(Peak Signal to Noise Ratio,PSNR)是图像之间的MSE相对于像素最大值的对数值,峰值信噪比值越小表示图像的失真越大。平均梯度(Average Gradient,AG)用来衡量图像的清晰程度。综合分析表1发现,经过衰减校正的门控图像均方误差值比运动模糊的肺部图像和未经过衰减校正门控图像的均方误差值都小,经过衰减校正的门控图像PSNR和AG值比运动模糊图像和未经过衰减校正门控图像的PSNR和AG值都大。这说明经过门控校正和衰减校正后的图像相比于运

动模糊的图像和仅仅经过门控校正后的图像更接近于静态图像。

[0099] 表1 NCAT仿真结果的图像质量评价

	项目	MSE	PSNR	AG
	运动模糊	0.000	85.356	0.001 175
		18942	4	5
[0100]	门控未衰	0.000	86.387	0.001 288
	减	16110	1	2
	门控衰减	0.000	87.190	0.001 494
		12418	4	9

[0101] 对仿真实验结果进行定量分析表明,经过呼吸运动门控和衰减校正后的图像相比于运动模糊的图像和仅仅经过门控校正后的图像,与静态图像相似程度更高;经过呼吸运动门控校正和衰减校正后的图像能进一步提高图像的清晰度和准确度。

[0102] 最后应说明的是:以上实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述各实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分或者全部技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的范围,其均应涵盖在本发明的权利要求和说明书的范围当中。

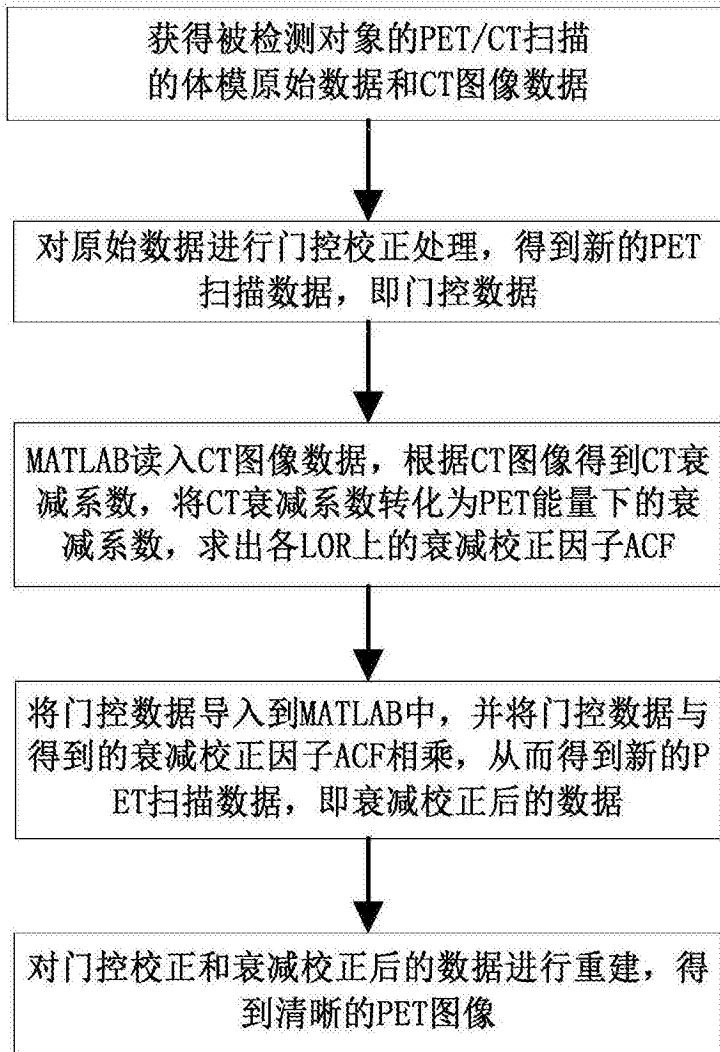


图1

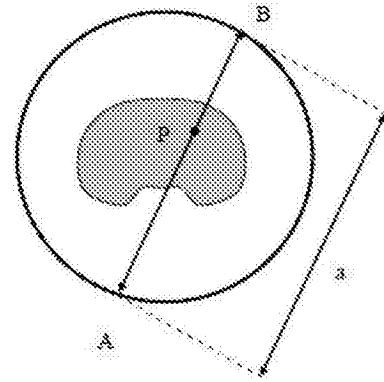


图2

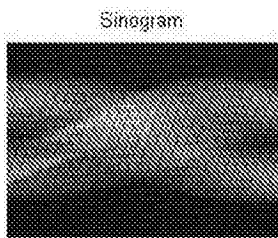


图3

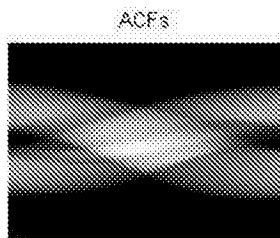


图4

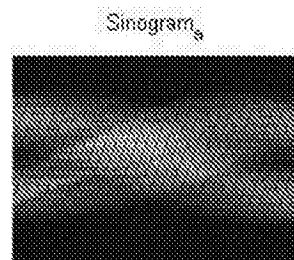


图5

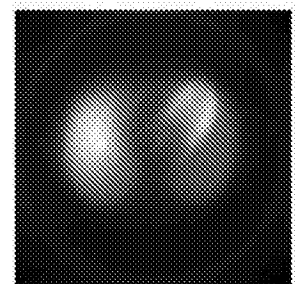


图6

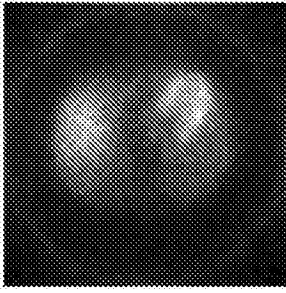


图7

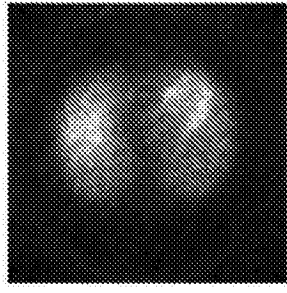


图8

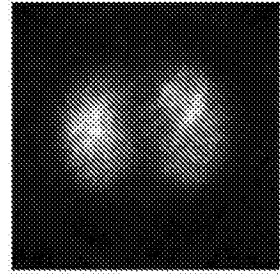


图9