



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102934143 B

(45) 授权公告日 2016.04.27

(21) 申请号 200980136469.5

(22) 申请日 2009.09.09

(30) 优先权数据

61/098,254 2008.09.19 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011.03.17

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2009/053946 2009.09.09

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/032168 EN 2010.03.25

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 B·施魏策尔 A·F·萨洛蒙

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 黄云铎 陈松涛

(51) Int. Cl.

G06T 7/00(2006.01)

(56) 对比文件

US 6310968 B1, 2001.10.30,

CN 101156780 A, 2008.04.09,

US 2003146388 A1, 2003.08.07,

Habib Zaidi et al..Strategies for attenuation compensation in neurological PET studies.《NeuroImage》.2007,第34卷(第2期),第518-541页.

Alvaro De Pierro et al..Simultaneous Activity Attenuation Reconstruction in Positron Emission Tomography via Maximum Likelihood and Iterative Methods.《IEEE International Conference on Image Processing, 2005》.2005,第3卷第1-4页.

审查员 王永波

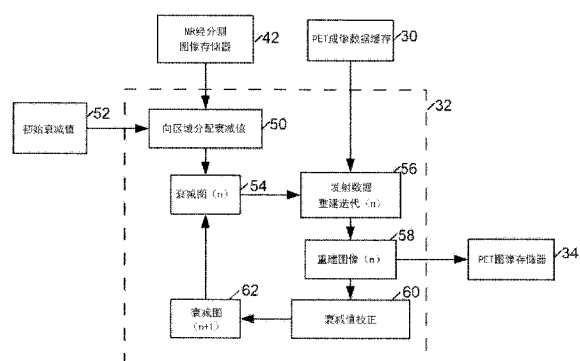
权利要求书2页 说明书7页 附图2页

(54) 发明名称

用于在 PET-MR 中产生衰减图的方法

(57) 摘要

磁共振(MR)图像分割处理器(32),其配置成使用受检者的MR图像识别所述受检者的一个或多个几何区域。发射数据重建处理器(40),其配置成通过向所述受检者的几何区域分配初始衰减(52)来产生受检者的衰减图(54),并且配置成:(i)处理(56)从所述受检者采集的发射数据以产生所述受检者的发射图像(58),所述处理采用所述受检者的衰减图;(ii)基于使用所述受检者的发射图像计算的校正来更新(60)所述衰减图;并且(iii)迭代操作(i)和(ii)以迭代地产生所述受检者的重建的发射图像。



1. 一种结合受检者的磁共振 MR 图像和从所述受检者采集的发射数据工作的方法, 所述方法包括:

使用所述 MR 图像识别所述受检者的一个或多个几何区域;

利用由所述几何区域界定的衰减图迭代重建所述发射数据以产生所述受检者的发射图像, 所述衰减图具有基于所述迭代重建进行近似得到的对于所述几何区域的衰减值; 并且

基于通过所述迭代重建产生的所述发射图像的迭代更新而迭代更新对于所述几何区域的所述衰减值。

2. 根据权利要求 1 所述的方法, 还包括:

使用正电子发射断层摄影 (PET) 和单光子发射计算断层摄影 (SPECT) 之一从所述受检者采集所述发射数据。

3. 根据权利要求 1 所述的方法, 还包括:

通过产生对于所述几何区域的初始衰减值启动所述迭代重建, 所述初始衰减值是如下之一:

(i) 对于所有几何区域的相同衰减值, 以及

(ii) 基于所述几何区域的形状、位置和尺寸中的至少一种选择的对于每个几何区域的默认衰减值。

4. 根据权利要求 1-3 中的任一项所述的方法, 其中, 对于所述几何区域的所述衰减值的所述迭代更新包括:

对于所述迭代重建中的至少一些迭代逐个像素或逐个体素地更新衰减值。

5. 根据权利要求 3 所述的方法, 其中, 对于所述几何区域的所述衰减值的所述迭代更新包括:

对于所述迭代重建中的至少一些迭代逐个区域地更新衰减值, 其中, 逐个区域更新衰减值包括向给定区域的所有像素或体素分配所述相同衰减值。

6. 根据权利要求 1-3 中的任一项所述的方法, 其中, 对于所述几何区域的所述衰减值的所述迭代更新包括:

在所述迭代重建的每次迭代之后, 基于从由所述迭代重建的最近迭代产生的经更新的发射图像导出的衰减信息, 迭代更新对于所述几何区域的所述衰减值; 并且

调节所述几何区域的尺寸和 / 或形状。

7. 根据权利要求 6 所述的方法, 其中, 所述衰减值的所述更新包括:

正向投射由所述迭代重建的所述最近迭代产生的所述经更新的发射图像以产生正向投射数据; 以及

基于所述正向投射数据和从所述受检者采集的所述发射数据的比较计算衰减值校正。

8. 根据权利要求 1-3 中的任一项所述的方法, 其中, 所述受检者为动物或人类受检者, 且使用所述 MR 图像识别所述受检者的几何区域包括:

分割所述 MR 图像以识别多个解剖学上的不同区域。

9. 根据权利要求 1-3 中的任一项所述的方法, 其中, 在所述迭代重建中, 由基于所述迭代重建更新的形状模型表示所述几何区域中的至少一个的几何结构。

10. 一种成像设备, 包括:

重建处理器 (32, 40), 其配置成使用受检者的 MR 图像识别所述受检者的一个或多个几何区域, 通过向所述受检者的所述几何区域分配初始衰减值 (52) 产生所述受检者的衰减图 (54), 并且所述重建处理器配置成:

(i) 处理 (56) 从所述受检者采集的发射数据以产生所述受检者的发射图像 (58), 所述处理采用所述受检者的所述衰减图,

(ii) 基于使用所述受检者的所述发射图像计算的校正来更新 (60) 所述衰减图, 并且

(iii) 迭代操作 (i) 和 (ii) 以迭代地产生所述受检者的重建的发射图像。

11. 根据权利要求 10 所述的设备, 其中, 用于更新 (60) 所述衰减图的操作 (ii) 包括:

(ii) (a) 正向投射所述受检者的所述发射图像 (58) 以产生正向投射数据, 以及

(ii) (b) 基于所述正向投射数据和从所述受检者采集的所述发射数据的比较来计算所述衰减图 (54) 的校正; 并且

调节所述几何区域的尺寸和 / 或形状。

12. 根据权利要求 10-11 中的任一项所述的设备, 还包括:

MR 扫描器 (10), 其配置成产生所述受检者的所述 MR 图像; 以及

正电子发射断层摄影 (PET) 检测器 (12), 其与所述 MR 扫描器集成并配置成采集从所述受检者采集的所述发射数据。

13. 根据权利要求 10-11 中的任一项所述的设备, 其中, 所述重建处理器 (32, 40) 包括 MR 图像分割处理器 (40), 所述 MR 图像分割处理器配置成对所述受检者的所述 MR 图像进行分割以识别所述受检者的所述一个或多个几何区域。

14. 根据权利要求 10-11 中的任一项所述的设备, 其中, 所述重建处理器 (32, 40) 配置成使用所述受检者的所述 MR 图像识别所述受检者的多个几何区域, 并且用于更新 (60) 所述衰减图的操作 (ii):

为最初一次或多次所述迭代 (iii) 逐个几何区域地分配衰减值, 以及

为后续一次或多次所述迭代 (iii) 逐个像素或逐个体素地分配衰减值。

用于在 PET-MR 中产生衰减图的方法

[0001] 下文涉及成像技术、发射断层摄影技术、正电子发射断层摄影 (PET) 技术、单光子发射计算断层摄影 (SPECT) 技术、磁共振技术和相关技术。具体参考 PET/MR 系统和协同式 PET/MR 成像应用对本发明进行了描述,但本发明也将适用于 PET 成像、SPECT 成像和其他基于辐射发射的成像模态和用于这些的重建技术中。

[0002] 通过使用适当的衰减图计入被成像受检者体内的吸收,来改进通过发射断层摄影,例如 PET 或 SPECT 进行的成像。结合透射计算断层摄影 (CT) 执行的发射断层摄影有利地得益于由 CT 模态提供的辐射衰减数据的可用性。重建的 CT 图像实质上是受检者对产生 CT 图像数据期间使用的 X 射线辐射的衰减图。尽管 CT 中使用的 X 射线辐射一般与在 PET 中测量的 511keV 辐射或在 SPECT 或其他发射断层摄影技术中测量的发射是不同的,但已知能够通过适当缩放 CT 灰度级水平以计入辐射类型的差异,来从重建的透射 CT 图像产生用于发射断层摄影的衰减图。

[0003] 人们对与磁共振 (MR) 成像协同组合来执行发射断层摄影也是感兴趣的。在这里,没有要从其产生衰减图的透射 CT 图像。使用 MR 图像作为衰减图来分析 PET 或 SPECT 数据的尝试已经失败了。这是因为 MR 中的对比度机制与 PET 或 SPECT (或就此而论,CT) 是根本不同的。因此,不能说“暗的”MR 像素一定对应于高的或低的衰减。例如,对于一些 MR 成像模式而言骨骼组织和空气具有相似的灰度级亮度,但骨骼对发射辐射的衰减比空气的衰减要高得多。

[0004] 在这种环境中,已经想过使用各种技术产生衰减图。在一种预期的方式中,采用典型受检者,例如典型人类受检者的衰减“图集”。衰减图集标识出典型受检者各部分或区域的衰减。不过,实际受检者,例如实际人类受检者,变动很大,将衰减图集适配到特定受检者并不是那么简单直接的。

[0005] 预期的另一种方法是采用典型衰减图案的机器学习来构建一种将 MR 图像变换成适用于 PET 中的衰减图的变换算法。这种方法难以实施,并且机器学习方法的经验性质可能导致难以预测或估计的错误。

[0006] 另一种方法是将衰减图的产生与发射数据重建结合起来。例如,参见 Hawkins 等人的美国专利 No. 6,310,968 和 Nuyts 等人的以下文献:“Simultaneous Maximum A Posteriori Reconstruction of Attenuation and Activity Distributions from Emission Sinograms”, IEEE Trans. on Medical Imaging, vol. 18, No. 5, pp. 393-403 (1999)。有利的是,这些方法不需要使用外部提供的衰减图。不过,它们也不能利用可从对应 MR 图像获得的信息。有时会在使用这些单模态技术重建的图像中发现人为噪声。

[0007] 下文提供了能够克服上述和其他问题的新的改进的设备和方法。

[0008] 根据公开的一个方面,公开了一种结合受检者的磁共振 (MR) 图像和从受检者采集的发射数据进行工作的方法,所述方法包括:使用所述 MR 图像识别所述受检者的一个或多个几何区域;以及利用由所述几何区域界定的衰减图迭代地重建所述发射数据以产生所述受检者的发射图像,其中,所述衰减图具有基于所述迭代重建进行近似得到的对于所述

几何区域的衰减值。

[0009] 根据公开的另一方面,公开了一种发射数据重建处理器,其被配置成执行上一段所述的方法。

[0010] 根据公开的另一方面,公开了一种设备,包括重建处理器,所述重建处理器被配置成使用受检者的 MR 图像识别所述受检者的一个或多个几何区域,通过向所述受检者的所述几何区域分配初始衰减值产生所述受检者的衰减图,并且:(i) 处理从所述受检者采集的发射数据以产生所述受检者的发射图像,所述处理采用所述受检者的衰减图;(ii) 基于使用所述受检者的发射图像计算的校正来更新所述衰减图;并且(iii) 迭代操作(i)和(ii)以迭代地产生所述受检者的重建的发射图像。

[0011] 根据公开的另一方面,公开了一种系统,包括:磁共振(MR)扫描器和 MR 重建处理器,二者配置成协作地产生受检者的 MR 图像;发射辐射检测器,其配置成采集所述受检者的发射数据;MR 图像分割处理器,其配置成使用所述 MR 图像识别所述受检者的一个或多个几何区域;以及发射数据重建处理器,其配置成执行所述发射数据的迭代重建以产生所述受检者的发射图像,所述迭代重建利用随着所述迭代重建的迭代而迭代地更新的衰减图,至少一次迭代衰减图更新受到由所述 MR 图像分割处理器识别的所述受检者的几何区域约束。

[0012] 根据公开的另一方面,公开了一种校正发射图像的衰减的方法,所述方法包括:分割磁共振(MR)图像以形成几何区域;向所述几何区域分配衰减值;基于所述几何区域的衰减值重建发射数据;以及基于所述重建发射数据校正所述几何区域的衰减值。

[0013] 一个优点在于 PET、SPECT 或其他发射数据的更精确图像重建,获得很多新颖诊断应用所需的定量图像信息。

[0014] 另一个优点在于将 MR 数据与 PET、SPECT 或其他发射数据协同耦合以增进后者的图像重建。

[0015] 在阅读并理解以下详细描述之后,对于本领域普通技术人员而言,更多优点将是显而易见的。

[0016] 图 1 图解示出了混合式 MR/PET 成像系统,包括 PET 重建处理器,PET 重建处理器利用具有从对应 MR 图像导出的几何结构和从 PET 发射数据迭代导出的衰减值的衰减图。

[0017] 图 2 图解示出了由 PET 重建处理器执行的处理。

[0018] 参考图 1,混合式扫描器包括磁共振(MR)扫描器 10 和正电子发射断层摄影(PET)检测器 12 的集成环,在图示实施例中磁共振扫描器为水平腔磁共振扫描器。MR 扫描器 10 和 PET 检测器 12 的集成环配置成从设置于 MR 扫描器 10 内腔中的感兴趣区域 14 采集图像数据。(在概略的图 1 中,示出了具有集成 PET 检测器 12 的水平腔 MR 扫描器 10,其被切掉了 MR 腔的一半和 PET 检测器 12 的环的对应一半,以显露出腔的内部和 PET 检测器 12 集成环的剩余一半)。MR 扫描器 10 包括的部件例如有,用于产生静态(B_0)磁场的主磁体,用于叠加磁场梯度的磁场梯度线圈,以及一个或多个用于激励和检测磁共振的射频线圈,为简单起见在图 1 中未示出这样的部件。PET 检测器 12 的环包括电子器件的主干 16,用于执行选定的“机上”操作,例如任选地执行辐射检测事件导致的电信号的模拟到数字转换,任选地执行辐射检测事件的数字时间戳操作等。备选地,可以由远程电子器件(未示出)执行这些操作中的一些。

[0019] MR 扫描器 10 使用选定的空间编码采集磁共振 (MR) 数据,例如 k 空间样本,并且在 MR 成像数据缓冲器 20 中存储采集的 MR 数据。MR 重建处理器 22 使用与所选空间编码相称的重建技术处理 MR 数据。例如,如果空间编码是在激励期间采用切片选择的梯度且在磁共振信号衰落和读出期间分别采用相位和读出编码梯度的常规笛卡尔编码,那么 MR 重建处理器 22 适当地采用基于傅里叶变换的重建技术。MR 重建处理器 22 的输出是 MR 图像,该 MR 图像存储于在 MR 图像存储器 24 中并任选地显示于计算机 26 或其他显示装置上或以其他方式对其进行利用。

[0020] PET 检测器 12 和关联的机上电子器件 16 和 / 或远程电子器件 (未示出) 检测辐射检测事件并执行能量和时间开窗操作,以识别表示电子 - 正电子湮没事件的基本同时的 511keV 检测事件。每一对基本同时的 511keV 检测事件界定连接两个 511keV 检测事件的投射或响应线。这一组数据被称为 PET 数据,或更一般地称为发射数据,其被存储在 PET 成像数据缓冲器 30 中。

[0021] 在一些实施例中, PET 检测器 12 具有充分高的时间分辨率以分辨源于相同电子 - 正电子湮没事件的两个 511keV 伽马粒子的基本同时检测之间的飞行时间时间差 (或没有时间差),机上和 / 或远程电子器件还被配置成沿着响应线定位电子 - 正电子湮没事件,从而产生飞行时间 PET 数据。

[0022] 图示的混合式扫描器 10、12、16 是范例。更一般地,这里公开的用于执行发射数据重建的技术适当地与任何 PET 扫描器相结合来实践,或者更一般地,与产生发射数据的任何扫描器相结合来实践,例如图示的 PET 检测器 12、独立的 PET 检测器、产生单光子发射计算断层摄影 (SPECT) 数据的伽马射线摄影机等。进一步地,这里公开的用于执行发射数据重建的技术适当地与从其采集发射数据的相同受检者的任何 MR 图像相结合来实践,这种 MR 图像是由图示的混合式扫描器 10、12、16 或由独立的 MR 扫描器采集的。

[0023] 继续参考图 1, PET 重建处理器 32 采用迭代重建技术重建由 PET 系统 12、16 (或更一般地,由诸如 PET、SPECT 等辐射发射成像系统) 采集的发射数据,以形成重建的发射图像,重建的发射图像被存储于 PET 图像存储器 34 中并任选地显示于计算机 26 或另一种显示装置上或以其他方式被利用。

[0024] 为了执行发射图像重建, PET 重建处理器 32 采用计入受检者体内对发射辐射再吸收导致的发射损耗的衰减图。使用由 MR 图像提供的几何信息与从发射数据集自身导出的衰减值信息的组合产生适当的衰减图。

[0025] 为此,由 MR 图像分割处理器 40 分割 MR 图像以识别受检者的一个或多个几何区域,并在 MR 分割图像存储器 42 中适当存储这种几何信息。分割处理器 40 能够采用任何适当的分割过程刻画受检者解剖学上的不同区域 (假设人类或动物受检者具有解剖结构)。一些适当的分割过程包括,例如:基于阈值的分割方法;基于索贝尔 (Sobel) 算子的分割方法;区域生长分割方法;分水岭分割方法;基于模型的分割等。任选地,在计算机 26 上显示由分割处理器 40 识别的受检者的一个或多个几何区域供操作人员查看,操作人员可以选择使用一个或多个计算机 26 的接口装置来调节或以其他方式修改自动识别的受检者一个或多个几何区域。由分割处理器 40 从 MR 图像识别所得的受检者的一个或多个几何区域充当对 PET 重建处理器 32 的输入,并且 PET 重建处理器 32 在构建发射数据重建中使用的衰减图时使用由所识别的受检者的一个或多个几何区域表示的关于受检者的几何信息。

[0026] 继续参考图 1,并进一步参考图 2,描述由 PET 重建处理器 32 采用的适当重建过程。由 PET 重建处理器 32 执行初始衰减图产生操作 50 以产生初始衰减图,用于在迭代发射数据重建过程的初始迭代中使用。通过向由 MR 图像分割识别的受检者的一个或多个几何区域分配初始衰减值 52 来构建初始衰减图。能够通过各种方式获得初始衰减值 52。在一种方式中,受检者的一个或多个几何区域界定受检者的外部轮廓,一开始,为受检者轮廓之内的每个体素或像素分配默认衰减值,例如,与水的衰减值对应的衰减值,并向设置于受检者轮廓之外的体素或像素分配零衰减值(假设周围环境是空气,对于感兴趣的大部分发射辐射而言空气具有低吸收)。在这样的实施例,受检者的一个或多个几何区域可以是界定受检者轮廓的单一区域,或者可以是一起共同界定受检者轮廓的多个几何区域。

[0027] 在其他实施例中,初始衰减值 52 包括基于几何区域的几何结构选择的对于每个几何区域的默认衰减值。例如,基于一些或所有几何区域的形状或位置可以识别那些几何区域的组织标识。通过这种方式,例如,可以将不同区域标记为骨骼区域、脂肪区域、肌肉区域等,并可以基于其组织类型向每个这样被标记的区域分配适当的默认衰减值。

[0028] 也可以使用这些方式的组合来选择初始衰减值 52,例如,基于组织类型来标记一些几何区域并基于组织类型标记来分配衰减值,然后向不能基于不可识别区域的形状或位置判断其组织类型的任何区域分配默认衰减值,例如水的衰减值。

[0029] 通过衰减值分配操作 50 产生衰减图 54 的初始迭代。由 PET 重建处理器 32 执行的发射数据重建迭代 56 使用衰减图 54 来产生重建图像 58。迭代地进行由重建处理器 32 执行的发射数据重建过程。在图 2 中,用迭代索引 n 来标注迭代发射数据重建过程的当前迭代,并将第 n 次发射数据重建迭代 56 中使用的衰减图 54 标注为第 n 衰减图 54,将由第 n 次发射数据重建迭代 56 输出的重建图像 58 标注为第 n 重建图像 58。

[0030] 基于第 n 重建图像 58,在操作 60 中计算衰减值校正,并使用这些校正来产生更新的衰减图,亦即,第 (n+1) 衰减图 62,其用于执行迭代重建过程的第 (n+1) 次迭代,等等。继续进行迭代处理,直到符合停止标准,例如相继重建图像之间的相似性度量高于阈值。将重建过程的最后迭代产生的重建图像输出到 PET 图像存储器 34 作为最终的重建 PET 图像。尽管未示出,但还预期存储、显示或以其他方式利用最后产生的衰减图。

[0031] 基本可以采用适于重建发射数据的任何迭代重建算法用于迭代 56,例如最大似然期望最大化 (MLEM) 算法。衰减值校正 60 也能够采用任何适当的校正算法,例如在如下文献中公开的那些算法之一: Nuyts 等人的“Simultaneous Maximum A Posteriori Reconstruction of Attenuation and Activity Distributions from Emission Sinograms”, IEEE Trans.on Medical Imaging, vol. 18, no. 5, pp. 393-403(1999),在此通过引用将其全文并入;或 Hawkins 等人的美国专利 No. 6, 310, 968,在此也通过引用将其全文并入。用于第 n 次发射数据重建迭代 56、采用 MLEM 的适当方法如下:

$$[0032] \quad \lambda_j^{(n+1)} = \lambda_j^{(n)} \cdot \frac{\sum_i c_{ij} \cdot \frac{y_i}{b_i}}{\sum_i c_{ij} a_i} \quad (1)$$

[0033] 其中:n 表示已经描述的重建迭代序号;j 是感兴趣区域中的体素的索引;i 是检测基本同时的 511keV 辐射的 PET 检测器对 12 的索引(对于 SPECT 而言,该索引 i 适当地标注单一检测器); λ_j 表示索引为 j 的体素中的估计活动; y_i 表示在索引为 i 的检测器对

中测量的并发光子 ; c_{ij} 表示系统矩阵项目,该系统矩阵项目表示索引为 i 的检测器对对于索引为 j 的体素的灵敏度 ;并

$$[0034] \quad a_i = \exp\left(-\sum_k l_{ik} \mu_k\right) \quad (2)$$

[0035] 且

$$[0036] \quad b_i = \sum_k c_{ik} \lambda_k \quad (3)$$

[0037] 其中 : c_{ik} 表示系统矩阵项目,该系统矩阵项目表示索引为 i 的检测器对对于索引为 k 的体素的灵敏度 ; l_{ik} 表示索引为 i 的检测器对的响应线和索引为 k 的体素之间的交互长度 ; λ_k 表示索引为 k 的体素中的估计活动 ;而 μ_k 表示索引为 k 的体素的衰减系数,对于第 n 次迭代而言该衰减系数是由第 n 衰减图 54 提供的。对于飞行时间 PET 数据,方程 (1) 如下适当地并入电子 - 正电子湮没事件的飞行时间定位 :

$$[0038] \quad \lambda_j^{(n+1)} = \lambda_j^{(n)} \cdot \frac{\sum_i c_{ij} \cdot \frac{y_i}{b_i} \cdot \eta_{ToF_{ij}}}{\sum_i c_{ij} a_i \eta_{ToF_{ij}}} \quad (4)$$

[0039] 其中, $\eta_{ToF_{ij}}$ 表示根据索引为 i 的检测器对和索引为 j 的体素分配给飞行时间信息的平均加权因子。

[0040] 用于执行衰减校正 60 的适当方法是正向投射更新的活动图像以为检测器对 i 产生投射数据或响应线 y_i ,并根据下式计算校正场 K_j :

$$[0041] \quad K_j = \frac{\alpha_p}{N} \cdot \left(1 - \frac{\sum_i c_{ij} y_i}{\sum_i c_{ij} a_i b_i}\right) \quad (5)$$

[0042] 其中 : N 表示重建体积的直径 ;而 α_p 表示松弛因子。根据下式使用校正场 K_j 更新衰减图 :

$$[0043] \quad \tilde{\mu}_r^{(n+1)} = \tilde{\mu}_r^{(n)} + \frac{\sum_{j \in R_r} K_j}{\sum_{j \in R_r} 1} \quad (6)$$

[0044] 其中 : R_r 表示索引为 r 的几何区域,其中,索引 r 遍布存储器 42 中存储的由 MR 图像分割识别的区域 ; $\tilde{\mu}_r^{(n)}$ 表示对于第 n 衰减图 54 的区域特异性衰减系数 ; $\tilde{\mu}_r^{(n+1)}$ 表示对于第 $(n+1)$ 衰减图 62 的区域特异性衰减系数 ;而方程 (6) 中的分数项表示对于区域 R_r 的平均衰减校正。

[0045] 方程 (6) 的衰减图更新逐个对每个几何区域进行操作,每个几何区域 R_r 被分配以对于该区域所有像素或体素的单一更新衰减图 $\tilde{\mu}_r^{(n+1)}$ 。方程 (6) 的衰减图更新向每个几何区域分配大致不同的衰减图。“大致不同”的意思是衰减图更新向每个区域分配衰减图,该衰减图一般与分配给其他区域的衰减图不同,但在有些情况下可以与分配给另一区域或多个区域的衰减图相同。例如,如果两个不同区域对应于公共组织类型 (例如,均表示骨骼区域),衰减图更新可能向对应于相同组织类型的这两个不同区域分配相同或类似的衰减图。

[0046] 在备选方式中,能够通过根据下式更新衰减图的每个像素或体素 j ,逐个像素或逐

个体素地执行衰减图更新： $\mu_j^{(n+1)} = \mu_j^{(n)} + K_j$ 。

[0047] 预期的另一种变体是针对前几次迭代根据方程 (6) 执行每个区域的衰减图更新，然后针对后续迭代根据 $\mu_j^{(n+1)} = \mu_j^{(n)} + K_j$ 切换到每个像素或个体素的衰减图更新。这种方式允许初始收敛到相对于区域优化的衰减图，其需要优化相对少的参数并应当给出与实际受检者衰减的很好近似；然后继之以从相对于区域优化的（接近正确的）衰减图开始的计算强度更大的逐个像素或逐个体素的优化。从每个区域衰减图更新切换到每个像素或个体素衰减图更新的时间选择可以基于各种标准。在一简单方式中，使用每个区域的衰减图更新进行固定数目的第一迭代，例如用于前三次迭代，然后使用每个像素或个体素的更新进行剩余迭代，例如用于第四和后面的迭代。在一种更复杂的方法中，能够监测切换标准，例如计算从一次迭代到下一次之间任何区域衰减值的最大变化。在这个最大变化下降到阈值以下时，则表示每个区域的衰减图优化接近收敛，切换到每个像素或个体素的更新。

[0048] 在预期的另一种变体中，能够针对被认为具有基本均匀吸收的区域中的像素或体素执行每个区域的衰减值更新，而能够针对预计具有更多不均匀吸收的区域中的像素或体素执行每个像素或个体素的衰减值更新。将区域指派为均匀的还是不均匀的可以基于对该区域可能的组织类型或器官特征的先验知识，或者可以基于该区域上的定量度量，例如校正场 K_j 的变化。在后一种方式中，例如，逐个像素或逐个体素地更新校正场 K_j 变化超过阈值量的任何区域，假设整个区域上校正场 K_j 的大变化表示该区域具有不均匀吸收。

[0049] 再者，能够使用除方程 (5) 和 (6) 的更新或更新 $\mu_j^{(n+1)} = \mu_j^{(n)} + K_j$ 之外的更新。例如，在一些实施例，如这里所述那样来计算值 $\tilde{\mu}_j^{(n+1)}$ 或 $\mu_j^{(n+1)}$ ，但基于所计算的 $\tilde{\mu}_j^{(n+1)}$ 或 $\mu_j^{(n+1)}$ 值从一组标准值中选择分配给衰减图的区域或体素或像素的衰减值。例如，标准值可以包括分别针对空气、骨骼、脂肪、组织和血液的 $\tilde{\mu}_{\text{空气}} = 0$ 、 $\tilde{\mu}_{\text{骨骼}}$ 、 $\tilde{\mu}_{\text{脂肪}}$ 、 $\tilde{\mu}_{\text{组织}}$ 、 $\tilde{\mu}_{\text{血液}}$ 。那么，对于要更新的每个区域或体素或像素，分配标准值 $\tilde{\mu}_{\text{空气}} = 0$ 、 $\tilde{\mu}_{\text{骨骼}}$ 、 $\tilde{\mu}_{\text{脂肪}}$ 、 $\tilde{\mu}_{\text{组织}}$ 、 $\tilde{\mu}_{\text{血液}}$ 中最接近计算值 $\tilde{\mu}_j^{(n+1)}$ 或 $\mu_j^{(n+1)}$ 的衰减值。

[0050] 在上文中，假设 MR 图像和发射数据采用相同的受检者坐标系。对于图示的混合式扫描器 10、12、16 可能是这种情况。在由相应的分立或独立成像系统采集 MR 图像和发射数据时，能够使用设置于受检者身上且在 MR 和发射系统中都可见的基准标记来实现 MR 和发射坐标系的对应。或者，一开始在不考虑吸收的情况下对 PET 数据进行任意的“粗略”重建，并将所得的“粗略”图像在空间上与 MR 图像对准或配准，以确定用于 MR 图像和发射数据的公共受检者坐标系。然后，能够将参考图 2 公开的迭代发射数据重建算法应用于空间上配准的 MR 图像和发射数据。

[0051] 在一些预期的实施例中，对衰减图进行迭代更新还包括调节几何区域的尺寸和/或形状。在一种适当方式中，针对几何区域中的至少一个，例如使用基于多边形或样条的表面模型定义形状模型。能够将形状模型拟合到经分割 MR 图像的相关图段，以定义初始形状模型参数。之后，当在每次迭代中更新衰减图时，使用衰减值校正 60 来更新形状模型。例如，可以预计在边界处校正场 K_j 是大的，在边界处，当前的表面模型与发射数据中表示的区域形状不一致。然后能够根据从迭代产生的校正场 K_j 的信息迭代地调节形状模型。例如，如果要适应 MR 和 PET 数据采集之间患者的变化，这样的几何校正是有利的。已知在人类受

检者的腹部区域和某些其他区域中这样的变化相对频繁。例如,能够使用校正场 K_j 来调整表示胃、腹部外轮廓等的区域形状来适应数据采集之间可能发生的典型变化。

[0052] 可以通过各种方式实现这里公开的各种计算部件 22、32、40,例如,通过计算机或包括数字处理器并被编程控制或包括固件以执行所公开的处理的其他装置,或通过配置成执行所公开处理或其部分等的混合式或模拟电路。在一些实施例中,可以由图示的具有适当固件或程序设计的计算机 26 实现计算部件 22、32、40。这里公开的 MR 和发射数据和图像处理方法可以通过这样的处理器或其他硬件来实现,和 / 或可以具体化为存储指令的存储介质,在由这样的处理器或其他硬件执行该指令时,执行所公开的方法。可以通过一种或多种存储媒质实现这样的存储介质,例如如下一种或多种:磁盘;光盘;闪速存储器或其他静电存储器;随机存取存储器(RAM);只读存储器(ROM);等等。

[0053] 已经参考优选实施例描述了本发明。在阅读并理解了前述详细说明的同时,本领域技术人员可以想到修改和变化。这意味着,应当将本发明推断为包括所有此类落在权利要求及其等同要件的范围内的修改和变化。

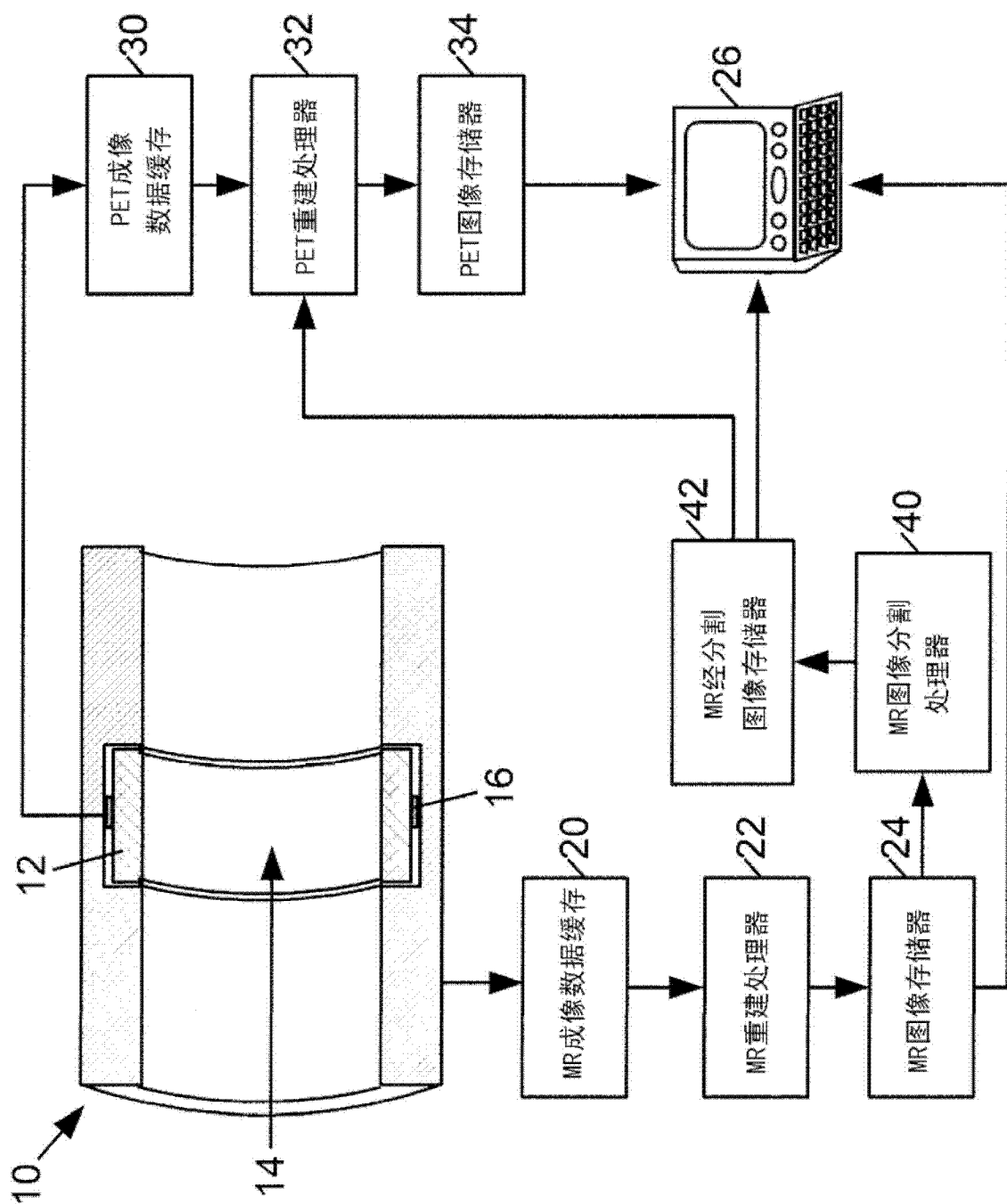


图 1

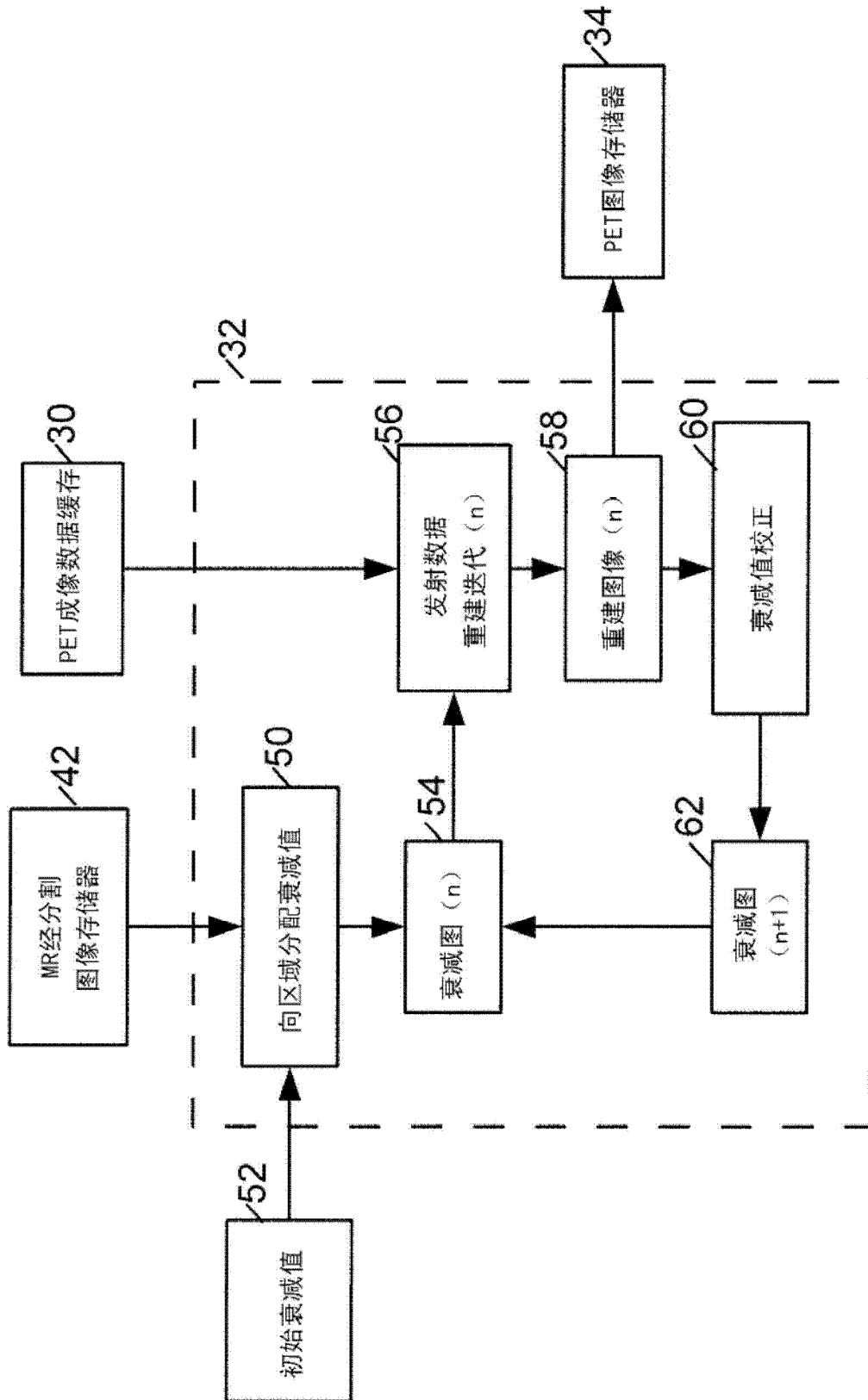


图 2