



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103069456 A

(43) 申请公布日 2013. 04. 24

(21) 申请号 201180041016. 1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 08. 17

G06T 7/00(2006. 01)

G06T 11/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

61/376, 876 2010. 08. 25 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 02. 25

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2011/053636 2011. 08. 17

(87) PCT申请的公布数据

W02012/025855 EN 2012. 03. 01

(71) 申请人 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 A·达席尔瓦 H·海因斯 L·邵

H·梁 A·埃克斯纳 A·格迪克

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

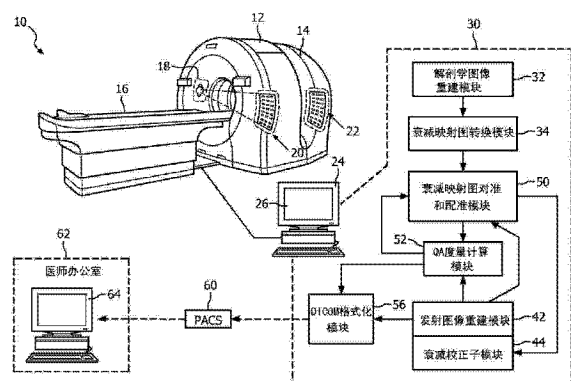
权利要求书3页 说明书9页 附图4页

(54) 发明名称

包括品质度量的双模态成像

(57) 摘要

针对对象采集解剖学图像数据集和发射图像数据集。从所述解剖学图像数据集生成衰减映射图。重建所述发射图像数据集以生成发射图像。所述重建包括使用衰减映射图校正对象中的发射辐射衰减。计算对所述衰减映射图和所述发射图像的对准进行量化品质保证(QA)度量的值。将所述发射图像与所计算的品质保证度量一起显示或打印。在一些实施例中,在重建之前,通过执行全局刚性配准并继之以感兴趣区域的局部非刚性配准将所述衰减映射图与所述发射图像数据集配准。



1. 一种方法,包括:
从所采集的对象的解剖学图像数据集生成衰减映射图;
重建所采集的所述对象的发射图像数据集以生成发射图像,所述重建包括使用所述衰减映射图校正所述对象中的发射辐射的衰减;
计算对所述衰减映射图和所述发射图像的对准进行量化的品质保证度量的值;以及
将所述发射图像与所计算的品质保证度量一起显示或打印。
2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述生成衰减映射图包括:
重建所述发射图像数据集以生成初始发射图像;以及
将以下中的一个与所述初始发射图像配准:(i)从所述解剖学图像数据集重建的解剖学图像和(ii)所述衰减映射图。
3. 根据权利要求 2 所述的方法,其中,所述配准包括:
执行全局刚性配准;以及
在所述全局刚性配准之后执行感兴趣区域的局部非刚性配准。
4. 根据权利要求 3 所述的方法,其中,所述执行局部非刚性配准包括:
执行网格扭曲配准。
5. 根据权利要求 2-4 中任一项所述的方法,其中,所述配准包括:
在所述配准中采用所述品质保证度量作为品质因数。
6. 根据权利要求 1-5 中任一项所述的方法,其中,所述计算包括:
计算对所述发射图像的特征延伸到所述衰减映射图的相应特征以外的最大距离进行量化的最大偏差品质保证度量的值。
7. 根据权利要求 1-5 中任一项所述的方法,其中,所述计算包括:
计算对所述发射图像的心肌层特征延伸到所述衰减映射图的肺野特征内的最大距离进行量化的最大偏差品质保证度量的值。
8. 根据权利要求 1-7 中任一项所述的方法,其中,所述计算包括:
计算对所述发射图像的特征延伸到所述衰减映射图的相应特征之外的部分进行量化的差异品质保证度量的值。
9. 根据权利要求 1-7 中任一项所述的方法,其中,所述计算包括:
计算对所述发射图像的心肌层特征延伸到所述衰减映射图的相应心肌层特征之外的部分进行量化的差异品质保证度量的值。
10. 根据权利要求 1-9 中的任一项所述的方法,其中,所述计算接收第一输入,所述第一输入包括:
所述发射图像和通过在不进行衰减校正的情况下重建所述发射图像数据集所生成的未校正的发射图像这两者之一,
并且接收第二输入,所述第二输入包括:
从所述解剖学图像数据集重建的解剖学图像、所述衰减映射图、从所述解剖学图像数据集重建的并与所述发射图像数据集配准的解剖学图像以及与所述发射图像数据集配准后的衰减映射图之一。
11. 根据权利要求 1-10 中任一项所述的方法,还包括:
将所述发射图像和所计算的品质保证度量存储到图像存储器内;以及

在所述存储之后,从所述图像存储器检索所述发射图像的实例和所计算的品质保证度量的实例;

其中,所述显示或打印包括将所检索出的所述发射图像的实例与所检索出的所计算的品质保证度量的实例一起显示。

12. 根据权利要求 1-10 中任一项所述的方法,还包括:

将所述发射图像格式化为存储格式,所述存储格式包括图像元数据结构,所述图像元数据结构含有关于所述发射图像的元数据;

在所述格式化期间,将表示所计算的品质保证度量的元数据包括到所述图像元数据结构中;以及

将所述发射图像以所述存储格式存储到图像存储器内,所述存储格式包括所述图像元数据结构,所述图像元数据结构含有表示所计算的品质保证度量的所述元数据。

13. 根据权利要求 1-12 中任一项所述的方法,还包括:

使用透射计算机断层摄影(CT)成像和磁共振(MR)成像之一采集所述对象的所述解剖学图像数据集。

14. 根据权利要求 1-13 中任一项所述的方法,还包括:

使用正电子发射断层摄影(PET)成像和单光子发射计算机断层摄影(SPECT)成像之一采集所述对象的所述发射图像数据集。

15. 一种装置,包括:

数据处理电子设备(24),其被配置为执行包括以下内容的方法:

从针对对象采集的解剖学图像数据集生成衰减映射图;

重建针对所述对象采集的发射图像数据集以生成发射图像,所述重建包括使用所述衰减映射图校正所述对象中的发射辐射的衰减;

计算对所述衰减映射图与所述发射图像的对准进行量化的品质保证度量的值;以及

构建包括所述发射图像和表示所计算的品质保证度量的元数据的数据单元。

16. 根据权利要求 15 所述的装置,其中,所述生成衰减映射图包括:

在不对衰减进行校正的情况下重建所述发射图像数据集,以生成未校正的发射图像;以及

将以下中的一个与所述未校正的发射图像进行配准:(i)从所述解剖学图像数据集重建的解剖学图像和(ii)所述衰减映射图,所述配准包括执行全局刚性配准,以及在所述全局刚性配准之后执行对感兴趣区域的局部非刚性配准。

17. 根据权利要求 15-16 中任一项所述的方法,其中,所述计算包括以下内容的至少一项:

计算对所述发射图像的选定特征延伸到所述衰减映射图的选定特征之外或之内的最大距离进行量化的最大偏差品质保证度量的值,以及

计算对所述发射图像的特征延伸到所述衰减映射图的相应特征之外的部分进行量化的差异品质保证度量的值。

18. 一种存储了指令的存储介质,所述指令可通过数据处理电子设备(24)运行,以执行包括下述内容的方法:

通过重建针对对象采集的发射图像数据集而生成初始发射图像;

从针对对象采集的解剖学图像数据集生成衰减映射图,所述生成包括将以下中的一个与所述初始发射图像配准:(i)从所述解剖学图像数据集重建的解剖学图像和(ii)所述衰减映射图,所述配准包括执行全局刚性配准,继而执行对感兴趣区域的非刚性配准;以及

重建所述发射图像数据集以生成衰减校正发射图像,所述重建包括使用所生成的衰减映射图对所述对象中的发射辐射的衰减进行校正。

19. 根据权利要求 18 所述的存储介质,其中,所述生成初始发射图像包括:

通过在不对所述对象中的发射辐射衰减进行校正的情况下重建针对所述对象所采集的所述发射图像数据集来生成所述初始发射图像。

20. 根据权利要求 18-19 中任一项所述的存储介质,其中,所述执行局部非刚性配准包括:

执行网格扭曲配准。

包括品质度量的双模态成像

[0001] 以下涉及发射成像领域、医疗成像领域、双模态成像领域和相关领域。

[0002] 诸如正电子发射断层摄影(PET)或单光子发射计算机断层摄影(SPECT)的发射成像技术需要向对象施予放射性物质(例如,放射性药剂),并基于发射测量生成对象中的放射性物质的分布的映射图。这样的技术能够有利地提供功能信息,并且能够用在诸如功能心脏成像的应用中。

[0003] 发射成像是诸如透射计算机断层摄影(CT)或磁共振(MR)成像的解剖学成像技术的补充,因为前者提供了与后者所描绘的关于解剖学结构的功能信息。此外,已经认识到,CT或MR图像提供的解剖学信息能够提供衰减(或者,等价地,吸收)映射图,以负责来自对象中的放射性物质的发射的衰减(或者,等价地,吸收)。CT直接测量衰减,并且因此将CT图像转换为衰减映射图是直截了当的(例如,校正CT中所使用的x射线的吸收与PET中所使用的511keV光子之间的差异)。为了从MR图像导出衰减映射图,基于组织类型的识别用衰减值适当地替代MR图像的体素。该后一方案还可以用于从CT图像构建吸收映射图。使用这样的衰减映射图,能够说明衰减对发射数据的作用,从而重建出更加精确的发射图像。

[0004] 如果解剖学图像与发射图像很好地空间对齐,那么基于相应的解剖学图像针对吸收校正发射图像是有利的。然而,发射图像和解剖学图像之间的错位可能导致针对吸收校正的发射图像中存在伪影。在心脏成像(或者其他的躯干区域的成像)的说明性实例中,如果吸收校正将肺体素错误地识别为组织体素或反之,则可能产生显著的伪影。这是因为肺区域(大部分是空气)的吸收比组织的吸收低得多。组织/骨体素的错误识别也类似地是有问题的。

[0005] 在典型的临床实践中,医师需要患者的PET或SPECT图像。从放射科医师或其他成像技术人员对所需的成像过程进行规划,继而执行,所述人员既执行成像数据采集,又执行接下来的图像重建处理(后者是结合计算机等执行的)。通常,放射科医师或其他成像技术人员在不进行吸收校正的情况下执行初始发射图像重建,并通过图像融合技术等对未校准的发射图像和解剖学图像(或由其生成的衰减映射图)进行目测比较。如果匹配是相近的,那么放射科医师或其他成像技术人员将继续使用解剖学图像进行衰减校正重建,以生成衰减映射图。如果存在相当大的错位,那么放射科医师或其他成像技术人员例如可以通过移动解剖学图像使之与发射图像更好地对准而执行一定的人工图像配准,之后使用配准的衰减映射图执行衰减校正的重建。

[0006] 如果放射科医师或其他成像技术人员所做的人工图像配准工作较差,或者在存在显著的错位时完全忽略了执行人工图像配准,那么最终的衰减校正发射图像可能包含显著的伪影。另一方面,如果采集状态的发射和解剖学图像数据集已经得到了良好的对准,那么即使不执行图像配准,最终的图像也可能具有高的品质。

[0007] 医师最后接收最终衰减校正的发射图像用于临床观察。医师附加到这一图像上的临床价值依赖于医师对其可靠性的评估。然而,图像的可靠性取决于(至少部分地)衰减校正的精确性,医师没有评估该准确性的基础。

[0008] 以下提供了本文中公开的新的改进的装置和方法。

[0009] 根据一个公开的方面,一种方法包括:从所采集的对象的解剖学图像数据集生成衰减映射图;重建所采集的对象的发射图像数据集以生成发射图像,所述重建包括使用所述衰减映射图校正对象中的发射辐射的衰减;计算对所述衰减映射图和所述发射图像的对准进行量化的品质保证度量的值;以及将所述发射图像与所计算的品质保证度量一起显示或打印。

[0010] 根据另一个公开的方面,一种包括数据处理电子设备的装置被配置为执行包括以下内容的方法:从针对对象采集的解剖学图像数据集生成衰减映射图;重建所采集的对象的发射图像数据集以生成发射图像,所述重建包括使用所述衰减映射图校正对象中的发射辐射的衰减;计算对所述衰减映射图和所述发射图像的对准进行量化的品质保证度量的值;以及构建包括所述发射图像和表示所计算的品质保证度量的元数据的数据单元。

[0011] 根据另一个公开的方面,一种存储介质存储了可以由数据处理电子设备运行的指令,用于执行包括以下内容的方法:通过重建从对象采集的发射图像数据集而生成初始发射图像;从从对象采集的解剖学图像数据集生成衰减映射图,所述生成包括将以下中的一个与所述初始发射图像配准:(i)从所述解剖学图像数据集重建的解剖学图像和(ii)所述衰减映射图,所述配准包括执行全局刚性配准,之后是对感兴趣区域的局部非刚性配准;以及重建所述发射图像数据集以生成衰减校正的发射图像,所述重建包括使用所生成的衰减映射图对对象中的发射辐射的衰减进行校正。

[0012] 一个优点在于发射图像和衰减映射图之间的更加精确的对准,以及作为结果的更加精确的衰减校正发射图像的生成。

[0013] 另一优点在于提供了医师可以对衰减校正的发射图像的临床价值进行评估的合理基础。

[0014] 在阅读并理解了下述具体实施方式后,其他优点对于本领域技术人员而言是显而易见的。

[0015] 图 1 示意性地示出了被配置为执行衰减校正的发射(例如, PET)成像的混合成像系统。

[0016] 图 2 示意性地示出了包括由图 1 的系统适当地执行的衰减校正的发射图像重建过程。

[0017] 图 3 示意性地示出了用于将衰减映射图配准到发射图像的适当配准过程的说明性范例。

[0018] 图 4 示意性地示出了针对图 3 的配准过程中所采用的局部非刚性配准的适当的非刚性网格扭曲方法的说明性范例。

[0019] 图 5 示意性地示出了针对图 3 的配准过程中所采用的局部非刚性配准的适当方法。

[0020] 参考图 1, 示出了一种被配置为执行衰减校正发射(例如, PET)成像的混合成像设施的说明性范例。所述说明性设施采用混合 PET/CT 成像系统 10, 在图示的实施例中, 所述系统 10 为 GEMINI™ PET/CT 成像系统(可从荷兰埃因霍温的皇家飞利浦电子股份有限公司获得)。该混合 PET/CT 成像系统 10 包括发射计算机断层摄影(CT)扫描机架 12 和正电子发射断层摄影(PET)扫描机架 14。由于公共的直线对象传送系统 16 被布置为将成像对象传送到 CT 或 PET 扫描机架 12 或 14 中的任一者内, 故混合 PET/CT 成像系统 10 是一种“混

合”系统。所述 CT 扫描机架 12 装备有 x 射线管 18 和对 x 射线敏感的辐射探测器组件 20。通过 CT 扫描机架 12 的局部剖面图示出了内部部件 18、20。PET 扫描机架 14 容纳有 PET 辐射探测器组件 22 (通过 PET 扫描机架 14 的局部剖面图示意性地部分示出), 该 PET 辐射探测器组件 22 在 PET 扫描架 14 内被布置为环形圈。PET 辐射探测器组件 22 对正电子湮灭事件发射的 511keV 辐射敏感。

[0021] 在所述说明性实施例中, 发射图像是通过 PET 扫描机架 14 采集的 PET 图像。然而, 所述发射图像可以是适当的采集硬件采集的其他类型的发射图像, 例如, 由伽玛照相机采集的单光子发射计算机断层摄影 (SPECT) 图像。类似地, 在所述说明性实施例中, 解剖学图像是 CT 扫描机架 12 采集的 CT 图像。然而, 解剖学图像可以是适当的采集硬件采集的其他类型的解剖学图像, 例如, 磁共振扫描机采集的磁共振 (MR) 图像。使用诸如所述说明性混合 PET/CT 成像系统 10 的混合成像系统是有利的, 因为其提高了使采集状态的解剖学和发射图像数据集空间对准或者合理地接近空间对准的可能性。然而, 预计发射和解剖学图像之间存在一定的错位。一种错位来源是对象运动, 其可能会达到某种不可忽略的程度, 因为发射成像数据集采集通常要用几分钟到几十分钟, 而解剖学成像数据集的采集通常要用几秒钟到几分钟。这些相对长的时间周期使得对象很可能在所述图像数据集采集的一个或两者的期间发生移动。

[0022] 尽管混合成像系统 (例如, 所图示的混合 PET/CT 成像系统 10, 或者混合 PET/MR 成像系统, 或者混合 SPECT/CT 成像系统等) 是有利的, 但是也预期使用独立的成像系统来采集解剖学成像数据集和发射成像数据集。例如, 可以使用独立的 MR 扫描机采集 MR 图像, 使用并排的伽玛照相机采集 SPECT 图像。

[0023] 所述混合成像设施还包括图示的计算机 24 或者其他控制和数据处理电子设备, 其对所述混合成像系统 10 加以控制, 以获得共同对象的 CT 图像数据集和 PET 图像数据集。所述计算机 24 或其他控制和数据处理电子设备对这些数据集进行重建, 从而分别生成 CT 图像和 PET 图像, 所述 PET 图像包括使用从所述 CT 图像生成的衰减映射图执行的衰减校正。作为说明性计算机 24 的替代或者作为其附加, 所述控制和数据处理电子设备可以包括其他硬件或者相关软件或固件, 例如专用集成电路 (ASIC) 或其他专用硬件、通过设置在所述混合成像设施中的工作站访问的远程服务器等。此外, 所公开的数据处理方法可以实现为存储了指令的存储介质, 所述指令可通过图示的计算机 24 或者其他数据处理电子设备运行, 以执行所公开的数据处理方法。通过说明性范例, 这样的存储介质可以包括硬盘驱动或其他基于磁的存储介质、光盘或其他基于光的存储介质、随机存取存储器 (RAM)、只读存储器 (ROM)、闪速存储器或其他电子存储介质等。

[0024] 由操作混合成像系统 10 以及计算机 24 和数据处理电子设备的人类放射科医师或其他成像专业人员对采集和图像重建过程进行配置、启动和执行。人类放射科医师或其他成像专业人员查看计算机 24 或其他控制和数据处理电子设备的显示器 26, 在所述显示器上可以显示最终的衰减校正的发射图像或者在重建操作过程中生成的各种中间图像。

[0025] 继续参考图 1, 计算机 24 或其他控制和数据处理电子设备包含一组 30 重建模块, 所述重建模块使用从解剖学图像生成的衰减映射图协同地执行衰减校正的发射图像重建。为此, 解剖学图像重建模块 32 对解剖学 (例如, CT) 图像数据集进行重建以生成解剖学 (例如, CT) 图像。重建模块 32 可以采用任何适当的重建技术, 例如, 滤波反向投影、迭代反向

投影等。衰减映射图转换模块 34 将解剖学(例如, CT)图像转换成衰减映射图。在图示的范例中, CT 图像表示 x 射线的衰减,因而针对 PET 图像重建而实施的到衰减映射图的转换要求调整 CT 图像的体素值,以反映 PET 成像中使用的放射性物质(例如,放射性药剂)的发射在 511keV 能量上的衰减。作为另一范例,为了从 MR 图像导出衰减映射图,使用在基于组织类型的识别的发射(例如, PET)成像中测得的发射辐射的衰减适当地替代 MR 图像的体素。也可以使用该后一方案从 CT 图像重建吸收图。

[0026] 还提供了发射图像重建模块 42 对发射(例如 PET)图像数据集进行重建,以生成发射(例如 PET)图像。重建模块 42 也可以采用任何适当的重建技术,例如,迭代反向投影。提供衰减校正子模块 44 对投影(或反向投影)进行调整,以负责在重建过程中由对象造成的发射的衰减。然而,如果所述衰减映射图未与发射图像数据集很好地对准,那么这样的衰减校正可能带来更多的图像劣化而不是改善。因此,首先在不使用衰减校正子模块 44 的情况下调用发射图像重建模块 42,以生成没有衰减校正的初始发射图像。

[0027] 将初始发射图像和衰减映射图输入到衰减映射图对准和配准模块 50 内,该衰减映射图对准和配准模块 50 执行对发射图像和衰减映射图的图像分割以便于对准。通过(一个或多个)品质保证(QA)度量计算模块 52 对分割的图像进行分析,该(一个或多个)品质保证(QA)度量计算模块 52 将生成在文中被称为(一个或多个)QA 度量的一个或多个定量评估,所述定量评估指示衰减映射图与发射图像的对准程度。如果认为对准太差,使得衰减映射图不能被衰减校正子模块 44 使用,那么衰减映射图对准和配准模块 50 将执行配准算法,从而使衰减映射图与发射图像配准。在这一配准过程中,使用 QA 度量作为评估配准的品质因数。

[0028] 一旦获得了令人满意的对准的衰减映射图,那么发射图像重建模块 42 就执行第二发射图像重建,这次是调用衰减校正子模块以执行衰减校正。优选地由放射科医师或其他成像技术人员查看最终的具有衰减校正的发射图像,以进行视觉查看和核定。一旦通过核定,那么 DICOM 格式化模块 56 就用适当的格式对具有衰减校正的最终发射图像进行格式化,在所述说明性实施例中,所述格式为 DICOM 格式(其中,“DICOM”代表由美国弗吉尼亚州罗斯林的医疗成像技术联盟管理的“医疗数字成像和通信”标准)。尽管 DICOM 是优选标准,但是也可以使用其他成像格式。DICOM 格式化模块 56 将具有衰减校正的最终发射图像格式化为 DICOM 格式,所述 DICOM 格式包括提供关于所述图像的选定的元数据的 DICOM 报头。所述 DICOM 格式化模块 56 包括生成所述图像的衰减校正发射图像重建中所使用的衰减映射图的一个或多个 QA 度量。将具有(一个或多个)QA 度量标记的格式化的最终衰减校正发射图像适当地存储在图片存档及通信系统(PACS)60 内。任选地,将用(一个或多个)QA 度量标记的带标记最终衰减校正发射图像额外地或者替代地存储到本地工作站或者其他适当的存储位置上。

[0029] 之后的某时,将通知要求 PET 成像的医师已经完成了成像,并提供图像。在所述说明性实施例中,医师在其办公室 62 内从 PACS60 检索到图像,并将所述图像显示在他或她的办公室计算机 64 上,一起显示的还有与图像存储在一起的(一个或多个)QA 度量。替代地,放射科医师或其他成像技术人员可以打印出最终衰减校正发射图像的硬拷贝,(一个或多个)QA 度量也将被打印在所述硬拷贝片子上,并且可以将这一硬拷贝转发给医师(在这种情况下,可以任选地省略格式化模块 56 和 PACS60)。在任一实施例中,医师有供查看的图像,

还有供查看的(一个或多个)QA 度量。因此,医师能够在考虑(一个或多个)QA 度量定量指示的衰减校正的品质的情况下,为图像指配适当的临床权重。

[0030] 继续参考图 1,并进一步参考图 2,描述了包括衰减校正的发射图像重建过程。在操作 100 中,调用解剖学图像重建模块 32,从而从针对对象采集的解剖学图像数据集重建解剖学(例如,CT)图像。在相似的操作 102 中,调用发射图像重建模块 42 从而从针对对象采集的发射图像数据集重建初始发射(例如,PET)图像。在不进行衰减校正的情况下执行重建操作 102,因而可以在没有可用的衰减映射图的情况下执行所述操作。由于在操作 102 中不执行衰减校正,因而本文中又将所得到的初始发射图像称为未校正的发射(例如,PET)图像。在操作 104 中,调用衰减映射图生成模块 34 以将解剖学图像转换成衰减映射图,例如通过用表示 511keV 衰减值(就 PET 而言)的对应值替代表示 x 射线衰减值的 CT 图像值衰减映射图。例如,操作 104 可以基于组织类型向体素分配衰减值,其中,基于 CT 体素值和/或分割操作 110 的结果识别组织类型。

[0031] 在操作 110、112 中,对相应的解剖学和未校正的发射图像进行分割以识别感兴趣特征。在一个说明性范例中,假定所述成像是心脏成像,感兴趣特征包括心肌层、肺野(所包含的大部分是空气)和外部身体轮廓。实际上可以采用任何适当的分割过程,例如,区域生长算法、基于阈值的分割、基于模型的分割、利用图形用户界面的人工分割或者它们的各种组合等。如果将所述分割自动化的话,那么其可以是全自动的或者半自动的(其中,放射科医师或其他成像技术人员对自动分割结果进行检查并任选地对其进行校正,并且还可以任选地定义区域生长的种子,或者提供针对分割算法的其他“初始值”)。由衰减映射图对准和配准模块 50 适当地执行分割操作 110、112。

[0032] 在操作 120 中,调用 QA 度量计算模块 52 以计算一个或多个品质保证(QA)度量的值。可以使用各种(一个或多个)QA 度量。在一个说明性范例中,计算对发射图像的特征延伸到衰减映射图的对应特征以外的最大距离进行量化的最大偏移 QA 度量的值。在心脏成像的说明性范例中,也预期替代的最大偏移 QA 度量,其中,最大偏移 QA 度量的值将发射图像的心肌层特征延伸到衰减映射图的肺野特征内的最大距离进行量化。这一作为替代的最大偏移 QA 度量表明,如果衰减映射图将心肌组织误识为肺野的部分或相反,那么相当高的伪影将倾向于导致衰减校正发射图像。

[0033] 另一种预期的 QA 度量是差异 QA 度量。差异 QA 度量的值对延伸到衰减映射图的相应特征之外的发射图像的特征的部分(例如,百分比或分数)进行量化。对于心脏成像这一说明性范例而言,差异 QA 度量值将延伸到衰减映射图的相应心肌层特征之外的发射图像的心肌层特征的百分比或分数值进行适当的量化。

[0034] 所述(一个或多个)QA 度量,例如,最大偏移 QA 度量和差异 QA 度量提供了对衰减映射图与未校正的发射图像的对准的定量评估。在一些实例中,所述(一个或多个)QA 度量可以指示对准是令人满意的。例如,当在使用具有相同的或相关联的对象坐标系的混合成像系统并且对象在数据集采集过程中基本上保持不动的情况下采集发射图像数据集和解剖学图像数据集时,可能就是这样。在这样的情况下,不调用图配准操作 122,最终衰减映射图 124 与转换操作 104 输出的衰减映射图等同。

[0035] 然而,在某些情况下,所述(一个或多个)QA 度量可能指示衰减映射图和未校正的发射图像之间的对准不令人满意。其原因可能在于对象的移动,使用不同的以及不相关联

的成像系统采集解剖学图像数据集和发射图像数据集,等等。在这样的情况下,执行图配准操作 122,从而使衰减映射图与未校正的发射图像空间地配准,从而生成最终衰减映射图 124。基本上可以使用任何类型的刚性配准或者任何类型的非刚性配准执行配准操作 122。所述配准可以是自动化的、人工的或者半自动化的。在本文中公开的一些实施例中,配准是两步配准,即采用第一全局性刚性配准,继之以第二局部非刚性配准。例如,第二配准步骤可以采用网格扭曲,其中,将所述扭曲网格局部化到所述心肌特征上(在心脏成像这一说明性范例中)。在通过操作 122 配准之后,处理流程返回至所述(一个或多个)QA 度量计算操作 120 以使用更新的(即经配准的)衰减映射图重新计算所述(一个或多个)QA 度量。

[0036] 实际上,在一些迭代配准实施例中,使用在操作 120 中计算的(一个或多个)QA 度量作为将要通过配准进行优化的品质因数,在这种情况下,在迭代配准过程的每次迭代之后,处理流程返回至操作 120,从而对所述(一个或多个)QA 度量进行更新。例如,在手动迭代配准方案中,用户对衰减映射图进行手动调整(例如,偏移和 / 或旋转),之后点击 GUI 接口按钮(或者提供某一其他用户输入)以令计算机 24 重新执行操作 120,以更新所述(一个或多个)QA 度量的值,由此对手动调整产生的对准的改进(如果有的话)进行评估。可以对这一过程进行迭代重复,从而手动地降低所述(一个或多个)QA 度量值,由此改进衰减映射图的对准。

[0037] 最终衰减映射图 124 (或者是在调用配准操作 122 的情况下获得的或者是在未调用该操作的情况下获得的)作为 QA 度量计算操作 120 的最后一次(可能是唯一的一次)执行的输入,以生成对(最终)衰减映射图 124 与未校正的发射图像的对准的(一个或多个)QA 度量值 126。在操作 130 中,再次调用发射图像重建模块 42,从而对发射图像数据集进行重建,但是这次包括通过调用衰减校正子模块 44 而提供的衰减校正结合(最终)衰减映射图 124,从而针对发射衰减的投影(或反向投影)进行校正。重建操作 130 的输出是具有衰减校正的最终发射图像。

[0038] 具有衰减校正的最终发射图像(一般而言)与操作 102 生成的初始的未校正的发射图像的区别在于最终发射图像包括衰减校正。然而,不能期望这一衰减校正能够充分地影响衰减映射图和发射图像之间的对准。因此,还希望对最终衰减映射图 124 和未校正的发射图像的对准进行量化的(一个或多个)QA 度量值 126 来对最终衰减映射图 124 与具有衰减校正的最终发射图像的对准进行量化。因此,在操作 132 中,将最终的发射图像格式化为具有 DICOM 报头的 DICOM 格式,所述报头含有包括所述(一个或多个)QA 度量值 126 的关于最终发射图像的元数据。(更一般而言,操作 132 通过将最终的发射图像格式化为包括含有与发射图像相关的元数据的图像元数据结构的格式来生成数据单元,其中,所述格式化将表示所计算出的(一个或多个)QA 度量值 126 的元数据包含到图像元数据结构中)。

[0039] 替代地,可以在第二次重建操作 130 之后,使用最终衰减映射图 130 和具有衰减校正的最终发射图像作为输入额外地执行一次操作 120,以生成更加准确地表示最终衰减映射图 130 和最终发射图像之间的对准的(一个或多个)QA 度量值。之后将通过操作 120 的这一最后一次执行计算出的(一个或多个)QA 度量值与通过操作 132 的具有 DICOM 格式的最终图像存储到一起。

[0040] 将具有被标记为元数据的 QA 度量值 126 的 DICOM 格式(或者其他格式)的最终发射图像存储到 PACS60 内(或者更一般而言存储到图像存储器中),医师以后可以从 PACS60 (或

其他图像存储器)检索所述图像,医师然后使用所述的最终发射图像来执行临床分析 136 并参考所标记的 QA 度量值来评估可靠性。替代地,可以将最终发射图像打印成硬拷贝,QA 度量值 126 也一起被打印在硬拷贝片子上,并且将所述硬拷贝实体地递送给之后执行临床分析 136 的医师。在任一种情况下,将认识到,在大多数实施例中,临床分析 136 将在之后的某时,在与放射实验室或者其他执行包括(一个或多个)QA 度量计算操作 120 的成像的机构不同的位置执行。是通过将 QA 度量值 126 与最终图像标记在一起来使得医师能够容易地可以使用这些值执行临床分析 136 的。

[0041] 对于说明性最大偏差和差异 QA 度量而言,两种度量的小的值都将指示发射数据的准确衰减校正的充分的对准。这些说明性 QA 度量的较大值指示,医师应当认识到可能存在伪影。在将发射和解剖学图像数据集存储在 PACS60 或其他位置(或者将诸如无损失重建图像的等价信息存储于其内)的一些实施例中,医师可以要求重复重建,所述重建可以在不进行衰减校正的情况下进行,也可以在进行了衰减校正的情况下进行但是具有更好的衰减映射图配准。

[0042] 在图 2 的说明性范例中,将解剖学图像转换为衰减映射图,之后计算 120 (一个或多个) QA 度量,并在适当时执行配准 122。但是,也预期计算(一个或多个) QA 度量并使用解剖学图像适当地执行配准,之后对经配准的解剖学图像进行转换以生成衰减映射图。在这样的实施例中,所述解剖学图像(未转换)被分割并充当(一个或多个) QA 度量计算操作 120 的输入,并且配准(如果执行的话)的作用在于对解剖学图像刚性地和 / 或非刚性地调整。在这些替代性实施例中,一旦得到最终解剖学图像(在适当的情况下具有配准调整),那么就应用转换模块 34 生成衰减映射图。

[0043] 参考图 3,提供了另一说明性范例,其具体示出了用于执行配准操作 122 的适当的两步全局刚性 / 局部非刚性配准方案。在该范例中,假定发射图像数据集为 SPECT 图像数据集,而解剖学图像数据集还是 CT 图像数据集。该范例假定存在(未校正的)分割的衰减映射图 150 和分割的初始发射图像 152。该范例中对准的评估(或者与之等价的错位的检测)开始于提取发射图像 152 内的表示心脏的区域。在该范例中,衰减映射图 150 的分割包括识别“安全区域”,其表示衰减映射图预计心脏定位于其内的内部区域(根据在该处发现的衰减映射图值)。

[0044] 在第一全局配准操作 160 中,执行刚性偏移(任选地还包括刚性旋转),从而优化衰减映射图 150 和初始发射图像 152 中的身体轮廓的匹配。随后是第二配准步骤 162,其执行对内部心脏区域进行对准的局部非刚性配准(对于心脏成像的说明性范例而言),同时保持这一局部心脏区域之外的其余图像部分不变。在一些适当的实施例中,局部非刚性配准采用弹性形变或扭曲算法,所述算法对心脏区域内的衰减映射图的形状进行校正,从而使心脏区域接近肺或胸廓,但不与之发射干扰。第二配准步骤 162 的输出是空间配准的分割衰减映射图 164,将其适当地输入回(一个或多个)QA 度量计算操作 120,从而对(配准的)对准进行评估,并且还在重建操作 130 中的衰减校正当中使用其。

[0045] 在一些实施例中,可以在第一配准步骤 160 中导出配准匹配度量时排除第二配准步骤 162 中关注的心脏区域。否则,根据所应用的配准方法,心脏区域可能对全局配准 162 的品质产生相当大的影响,因为心脏区域内的局部失配可能引入很高的负面匹配评分贡献。但是,一旦导出了刚性配准的参数,就全局地应用全局配准 160,也就是说,在第一配准

160 中执行的刚性偏移或旋转包括在配准匹配参数的计算当中排除的心脏区域。换言之,在操作 160 中,在计算刚性偏移和 / 或旋转的大小 / 方向时可以任选地排除心脏区域,但是全局地应用实际的刚性偏移 / 旋转,包括对心脏区域的刚性偏移 / 旋转。

[0046] 继续参考图 3,将更为详细地描述所述说明性两步配准以及先前的分割的一些实施例。首先考虑发射图像 152,在对心脏的左心室进行分割之前,任选地限定分割处理的区域以避免无意中对附近的“热”区(即发射图像中具有高发射的区域),例如肝脏或胆囊,进行分割。为了实现这一空间预选,可以将分段线性曲线拟合至表示每一轴向片层中的累积发射活动函数,并分析所述线性段之间的转折点的(特性)位置。通过这样的方案,能够找到含有心脏作为最热区域的轴向片层。从这一片层内的心脏体素之一开始对整个心脏(左心室)进行分割,例如,使用区域生长算法,使用体素值作为所需的阈值参数的指标。替代地,可以使用基于模型的分割算法或者其他分割算法。

[0047] 考虑到衰减映射图的下一分割,可以应用基于典型衰减值的范围分类器的阈值分割以导出内部“安全”区域的二元掩码,所述区域表示心脏预计定位于其中的内部区域。为了导出适当的阈值,将高斯函数适当地拟合至由整个衰减映射图生成的直方图的最右峰值(表示较大的灰度值)。然后可以导出针对所述软组织区域的识别的范围分类器,例如从这一高斯峰的半峰宽(FWHM)直接导出。为了进一步仅选择相关的内部身体部分,排除位于胸廓以外的组织,任选地采用某种进一步处理。例如,基于肺部总是由外部的软组织包围的这一假设,可以生成肺野图像以更加准确地界定所述安全区域。使用其作为额外的标准以去除外部软组织,并且能够由已知的肺的位置导出其间的心肌层的位置。此外,任选地对中间结果应用形态学操作,从而在去除小的缝隙或者不连续性的同时保持安全区域的拓扑连贯性。一旦完成了前述分割处理(或者其他适当的分割处理),就执行全局刚性配准步骤 160。

[0048] 为提供心脏错位的更加准确的规范,通过对由两部分构成的心脏的体素(所述体素是由不处于所述安全区域内的发射数据检测到的)进行定位而对指示第二步 162 的错位的体积区域进行量化。可以对这些体素的总数量或者百分比进行量化(对应于差异 QA 度量),或者可以对其他特性进行量化,例如特定空间分布的度量(例如,通过最大偏移 QA 度量表示)。将这样的 QA 度量适当地用作错位程度的一个或多个指标。

[0049] 继续参考图 3,并进一步参考图 4,将阐述用于执行局部非刚性配准操作 162 的一些区域性扭曲或形变方案。图 4 示出了由恒定边界 170 界定的局部区域,在该区域内执行通过区域性扭曲的非刚性配准。示出了矩形局部区域,但是也预期圆形、椭圆形、不规则或者其他局部区域几何结构。为触发变形调整,识别出最佳拖曳矢量 172。可以由在安全区域以外(OSR)检测到的所有心脏体素所代表的(曲线)区域的外表面法线导出最佳拖曳矢量 172 的方向。任选地,应用形态学滤波,以确保曲面区域不含有任何孔。之后,(自动)指定围绕心脏的区域 R,其限定随后衰减映射图形变或扭曲生效的空间区域。在这一区域内,通过弹性的方式改变衰减值以产生非刚性配准。

[0050] 继续参考图 3 和图 4 并进一步参考图 5,在通过操作 162 借助扭曲或形变执行非刚性配准的一个适当实施例中遵循以下步骤。在步骤 180 中,计算心脏在与拖曳矢量正交的平面上的投影的形状(或“阴影”) (通过 S 表示)。在步骤 182 中,将阴影 S 再次反向投影到心脏上,以识别出界定属于心脏传播前沿(HPF)174 的那些心脏体素的闭合曲面形状。通过图 4 中的灰色阴影指示属于 HPF174 的体素。在步骤 184 中,确定在使用拖曳矢量 172 使

阴影 S 通过一个(由 R 表示的)区域时跨越的所有这些体素所定义的体积(由 V 表示)。在步骤 186 中,计算将 HPF 移动到拖曳矢量的方向内的最佳(例如,最小)范围,使得之后使新的或者调适的安全区域完全覆盖发射图像中的心脏。在步骤 188 中,根据下述算法对区域 R 内的每一体素分类,并使其根据其相对于 HPF 的位置以及体积 V 发生移动:(A)将处于 HPF174 的前面的体素 176 沿拖曳矢量 172 的方向进行压缩;(B)根据在步骤(4)中确定的最佳范围将属于 HPF174 的体素沿拖曳矢量 172 的方向移动;以及(C)将处于 HPF174 的后面的体素 178 沿拖曳矢量 172 的方向拉伸。为了在执行步骤 188 时保持相邻结构之间的平稳过渡,也将体积 V 外的像素拖曳到拖曳矢量 172 的方向内。然而,它们移动范围根据,例如其与体积 V 的表面的距离,单独设定。可以使用各种函数来设置这一(径向)距离依赖性,例如,线性函数、反曲函数或类高斯曲线函数。在步骤 190 中,通过适当的内插导出区域 R 的新的(标准网格)衰减值。

[0051] 在变型方案中,将所述非刚性区域修改和对周围体素位置的影响表示为三维弹性体模型。在另一变型方案中,将整个安全区域(和衰减映射图)沿介质背部(media-dorsal)方向移动,直到心脏边界恰好开始超过引向软错位的边界区域,因而出现 OSR。然后按照操作 162 拖动 OSR,但是沿相反的方向,从而导致了安全区域的收缩。

[0052] 预期各种额外的或者替代的针对所述配准处理的预处理步骤。例如,在提取安全区域之前可以任选地执行对衰减映射图中的条纹伪影的校正。由于可能为会将条纹伪影局部地误解为一种或多种不正确的组织类型,从而在非刚性配准操作 162 中导致非生理失真,因而这一操作可能是有利的。一些适当的条纹校正算法包括拓扑或中值算法、滤波算法、基于直方图分析的局部衰减值的调整、基于霍夫变换的条纹校正方案等。

[0053] 本申请描述了一个或多个优选的实施例。通过阅读并理解前面详细的说明,本领域技术人员可以进行修改和变型。旨在将本申请理解为包括所有这样的修改和变型,只要它们落在所附权利要求及其等价物的范围之内。

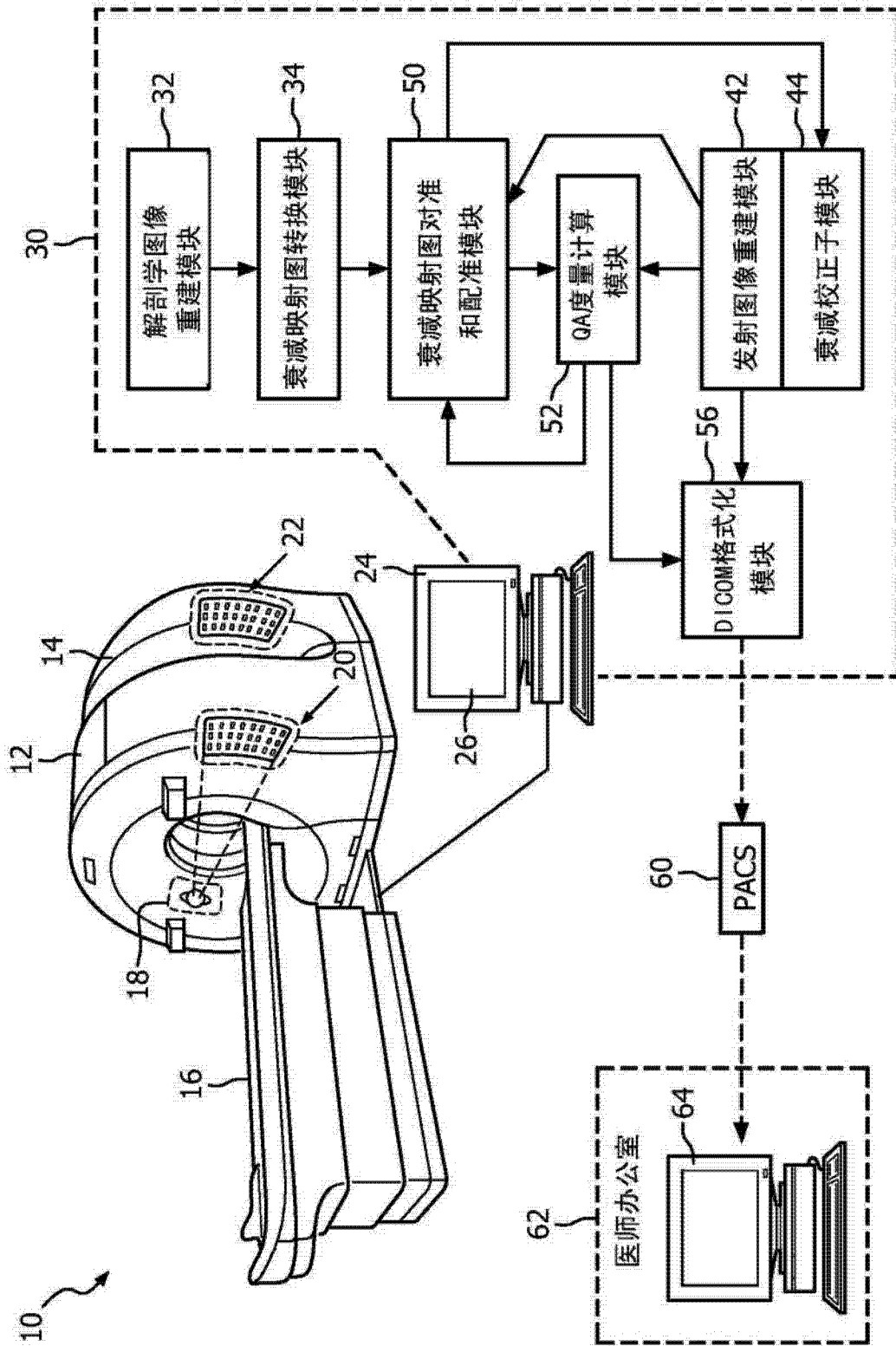


图 1

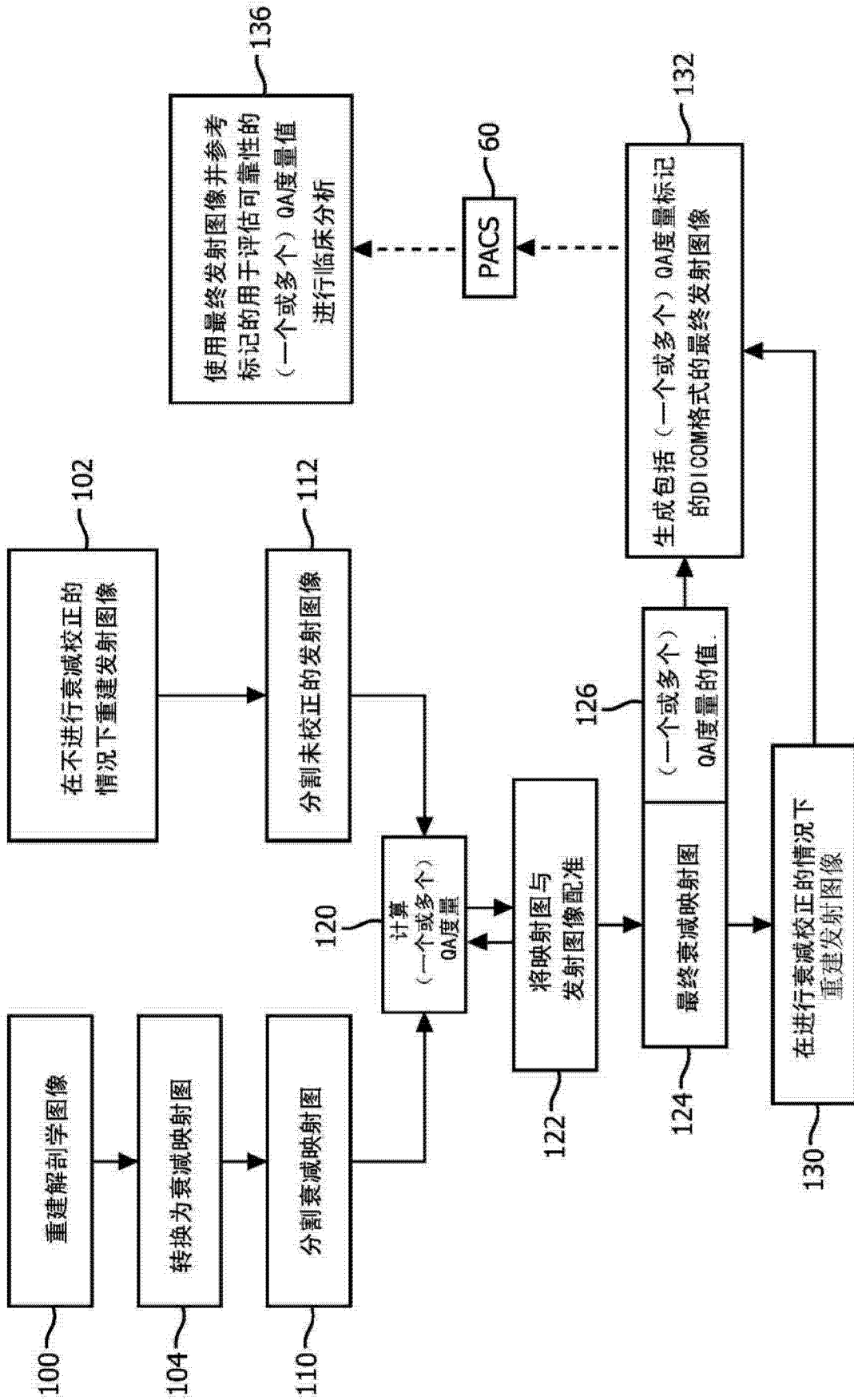


图 2

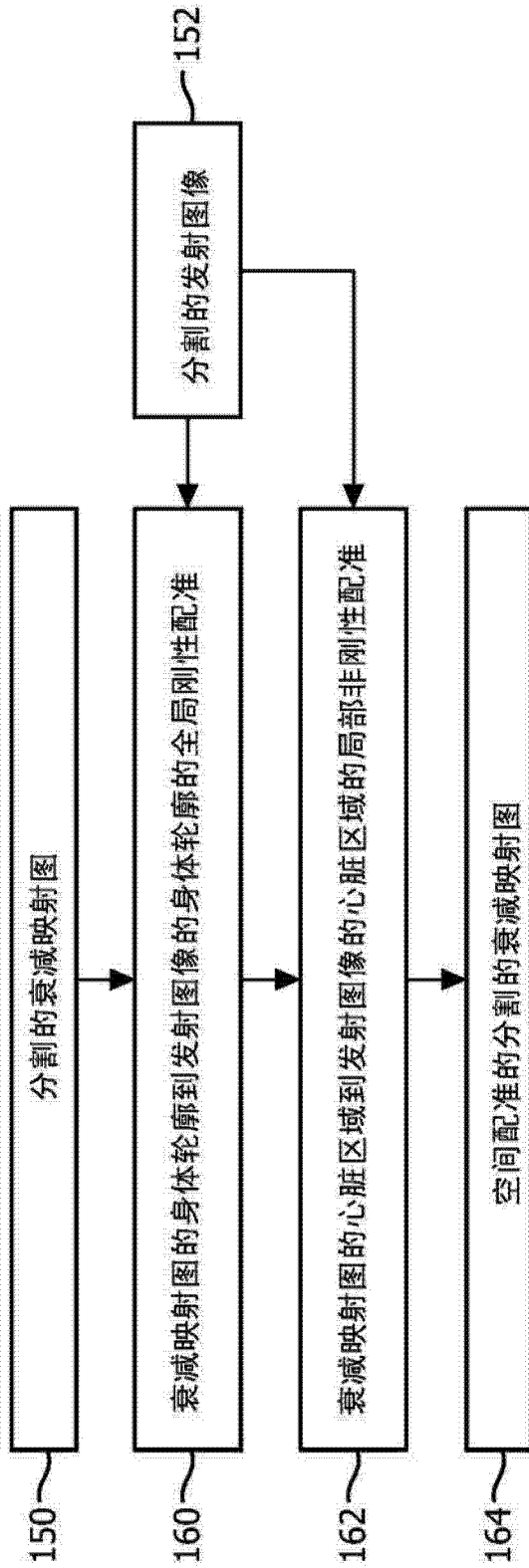


图 3

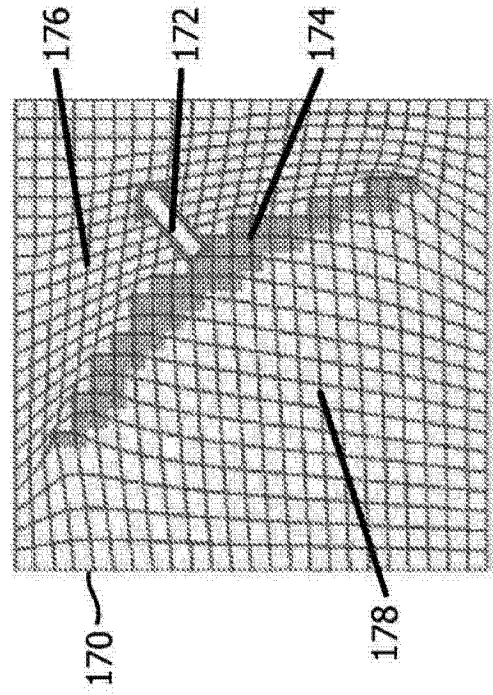


图 4

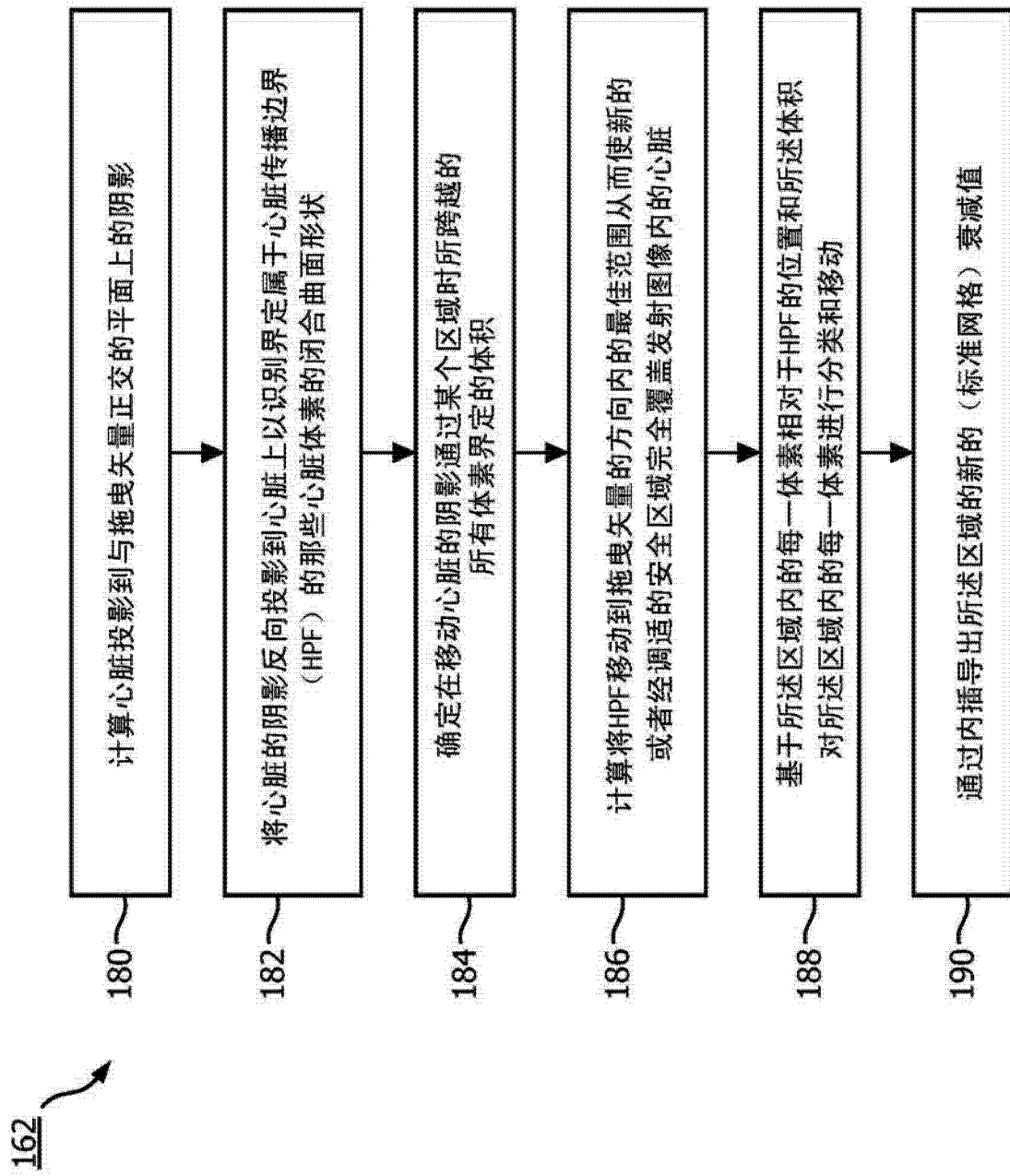


图 5