



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103080977 B

(45) 授权公告日 2016. 01. 06

(21) 申请号 201180040689. 5

(22) 申请日 2011. 07. 18

(30) 优先权数据

61/376, 871 2010. 08. 25 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 02. 22

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2011/053193 2011. 07. 18

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/025842 EN 2012. 03. 01

(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 S·德维韦迪 S·X·宋

T·班德扎瓦 J·耶 S·C·米斯拉

(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

(51) Int. Cl.

G06T 7/00(2006. 01)

G06T 11/00(2006. 01)

G06T 7/20(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101517434 A, 2009. 08. 26,

CN 101610719 A, 2009. 12. 23,

CN 1883391 A, 2006. 12. 27,

US 7465929 B2, 2008. 12. 16,

J. Lindenau et al. Spatial reconstruction of the opacified myocardium from a small number of projections. 《Computers in cardiology》. 1985,

审查员 王玮玮

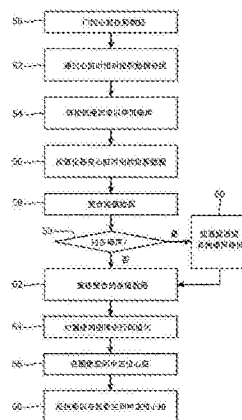
权利要求书3页 说明书7页 附图7页

(54) 发明名称

在发射图像中的心脏定位及验证

(57) 摘要

一种设备包括：成像系统(10)，其被配置成从周期变化的单元采集发射数据；监测仪器(20、22)，其被配置成测量所述周期变化的单元的周期变化；以及电子装置(40)，其被配置成基于所述发射数据的时间变化与由所述监测仪器测量的所述周期变化的单元的周期变化的相关性，在所采集的发射数据中定位与所述周期变化的单元相对应的图像特征。所定位的图像特征可以通过以下方式进行验证：对根据所述发射数据生成的投影图像进行阈值化以生成掩模图像；在所述掩模图像中识别(i)空心圆特征、(ii)空心椭圆特征、(iii)圆形腔特征以及(iv)椭圆腔特征中的一个；并基于识别操作是否成功来验证定位的图像特征。



CN 103080977 B

1. 一种用于定位图像特征的方法,包括:  
将从周期变化的单元采集的发射数据分组到所述周期变化的多个不同时相中;  
计算差异发射数据,所述差异发射数据包括在所述周期变化的不同时相中的发射数据之间的差异;以及  
基于所述差异发射数据在所述发射数据中定位与所述周期变化的单元相对应的所述图像特征;  
其中,至少所述计算和所述定位由电子装置执行,  
其中,所述计算包括:  
在投影数据空间中计算差异投影数据,其包括在所述周期变化的不同时相中的投影数据之间的差异,  
其特征在于,  
所述在投影数据空间中计算差异投影数据包括:  
在投影数据空间中计算成对的差异投影数据,其包括在所述周期变化的时相的不同对中的投影数据之间的差异;以及  
整合针对所述周期变化的时相的不同对而计算的所述成对的差异投影数据以生成所述差异投影数据。
2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述周期变化的单元是跳动的心脏,所述周期变化是所述心脏的跳动,并且所述多个不同时相是所述心脏的跳动的多个不同心脏时相。
3. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述定位包括:  
重建所述差异投影数据以生成定位器图像;以及  
在所述定位器图像中定位所述周期变化的单元。
4. 根据权利要求 3 所述的方法,其中,所述定位还包括:  
反投影所述定位器图像以生成定位器投影数据;以及  
在所述定位器投影数据中定位与所述周期变化的单元相对应的所述图像特征。
5. 根据权利要求 1-4 中的任一项所述的方法,还包括:  
通过对从所述周期变化的单元采集的所述发射数据进行低通滤波来降低从所述周期变化的单元采集的所述发射数据中的噪声。
6. 根据权利要求 1-4 中的任一项所述的方法,还包括:  
通过验证过程来验证与所述周期变化的单元相对应的经定位的图像特征,所述验证过程包括:  
对根据所述发射数据生成的投影图像进行阈值化以生成掩模图像,  
在所述掩模图像中识别 (i) 空心圆特征、(ii) 空心椭圆特征、(iii) 圆形腔特征以及 (iv) 椭圆腔特征中的一个,以及  
基于识别操作是否成功来验证定位的图像特征。
7. 根据权利要求 6 所述的方法,其中,所述验证过程的识别操作包括:  
反转所述掩模图像;以及  
在所述掩模图像中识别 (i) 填充圆特征、(ii) 填充椭圆特征、(iii) 部分填充圆特征以及 (iv) 部分填充椭圆特征中的一个。
8. 根据权利要求 6 所述的方法,其中,所述验证过程包括执行所述阈值化和识别操作

的多次迭代,其中在每次相继迭代的阈值化中使用增加的阈值。

9. 根据权利要求 7-8 中的任一项所述的方法,其中,在所述投影图像的区域上执行所述验证过程,所述投影图像的区域 (i) 小于整个投影图像并且 (ii) 由与所述周期变化的单元相对应的所述经定位的图像特征来界定。

10. 一种数字处理器,其被配置成执行根据权利要求 1-9 中的任一项所述的方法。

11. 一种用于定位图像特征的装置,包括:

用于将从周期变化的单元采集的发射数据分组到所述周期变化的多个不同时相中的模块;

用于计算差异发射数据的模块,所述差异发射数据包括在所述周期变化的不同时相中的发射数据之间的差异;以及

用于基于所述差异发射数据在所述发射数据中定位与所述周期变化的单元相对应的所述图像特征的模块;

其中,至少所述计算和所述定位由电子装置执行,

其中,所述计算包括:

在投影数据空间中计算差异投影数据,其包括在所述周期变化的不同时相中的投影数据之间的差异,

其特征在于,

所述在投影数据空间中计算差异投影数据包括:

在投影数据空间中计算成对的差异投影数据,其包括在所述周期变化的时相的不同对中的投影数据之间的差异;以及

整合针对所述周期变化的时相的不同对而计算的所述成对的差异投影数据以生成所述差异投影数据。

12. 根据权利要求 11 所述的装置,其中,所述周期变化的单元是跳动的心脏,所述周期变化是所述心脏的跳动,并且所述多个不同时相是所述心脏的跳动的多个不同心脏时相。

13. 根据权利要求 11 所述的装置,其中,所述定位包括:

重建所述差异投影数据以生成定位器图像;以及

在所述定位器图像中定位所述周期变化的单元。

14. 根据权利要求 13 所述的装置,其中,所述定位还包括:

反投影所述定位器图像以生成定位器投影数据;以及

在所述定位器投影数据中定位与所述周期变化的单元相对应的所述图像特征。

15. 根据权利要求 11-14 中的任一项所述的装置,还包括:

用于通过对从所述周期变化的单元采集的所述发射数据进行低通滤波来降低从所述周期变化的单元采集的所述发射数据中的噪声的模块。

16. 根据权利要求 11-14 中的任一项所述的装置,还包括:

用于通过验证过程来验证与所述周期变化的单元相对应的经定位的图像特征的模块,所述验证过程包括:

对根据所述发射数据生成的投影图像进行阈值化以生成掩模图像,

在所述掩模图像中识别 (i) 空心圆特征、(ii) 空心椭圆特征、(iii) 圆形腔特征以及 (iv) 椭圆腔特征中的一个,以及

基于识别操作是否成功来验证定位的图像特征。

17. 根据权利要求 16 所述的装置,其中,所述验证过程的识别操作包括:

反转所述掩模图像;以及

在所述掩模图像中识别 (i) 填充圆特征、(ii) 填充椭圆特征、(iii) 部分填充圆特征以及 (iv) 部分填充椭圆特征中的一个。

18. 根据权利要求 16 所述的装置,其中,所述验证过程包括执行所述阈值化和识别操作的多次迭代,其中在每次相继迭代的阈值化中使用增加的阈值。

19. 根据权利要求 17-18 中的任一项所述的装置,其中,在所述投影图像的区域上执行所述验证过程,所述投影图像的区域 (i) 小于整个投影图像并且 (ii) 由与所述周期变化的单元相对应的所述经定位的图像特征来界定。

20. 一种用于定位图像特征的设备,包括:

成像系统,其被配置成从周期变化的单元采集发射数据;

监测仪器,其被配置成测量所述周期变化的单元的所述周期变化;以及

电子装置,其被配置成基于所述发射数据的时间变化与由所述监测仪器测量的所述周期变化的单元的所述周期变化的相关性,在所采集的发射数据中定位与所述周期变化的单元相对应的图像特征,

其中,所述电子装置被配置成在投影数据空间中计算差异投影数据,其包括在由所述监测仪器测量的所述周期变化的单元的所述周期变化的不同时间间隔处采集的投影数据之间的差异,以及基于所述差异投影数据定位与所述周期变化的单元相对应的所述图像特征,

其特征在于,

所述计算包括:

在投影数据空间中计算成对的差异投影数据,其包括在所述周期变化的时相的不同对中的投影数据之间的差异;以及

整合针对所述周期变化的时相的不同对而计算的所述成对的差异投影数据以生成所述差异投影数据。

21. 根据权利要求 20 所述的设备,其中,所述周期变化的单元是跳动的心脏,并且所述监测仪器包括:

ECG 仪器,其被配置成测量心电图信号。

22. 根据权利要求 20-21 中的任一项所述的设备,其中,所述电子装置将在投影空间中的所述发射数据的时间变化与由所述监测仪器测量的所述周期变化的单元的所述周期变化相关。

## 在发射图像中的心脏定位及验证

### 技术领域

[0001] 下文涉及发射成像领域、心脏成像领域、医学领域、图像处理领域以及相关领域。

### 背景技术

[0002] 在诸如单光子发射计算机断层摄影 (SPECT) 或正电子发射断层摄影 (PET) 的发射成像中,向诸如人类医学患者或动物兽医学患者的受检者施予放射性药物,所述放射性药物包括发射能探测的辐射的放射性同位素。选择或设计放射性药物以使之在感兴趣器官或组织中集中。布置在受检者周围和 / 或围绕受检者移动的辐射探测器测量由放射性同位素发射的能探测的辐射,并重建这些测量的数据以形成在受检者体内的放射性药物分布的发射图像或地图。一种已知的发射成像应用是心脏成像,其中,选择或设计放射性药物以使之在心脏器官中或者在血液中集中。因此发射图像或地图对心脏或心脏腔室(例如,心房和 / 或心室)中的血液进行成像。在一些应用中,可以在一段时间内采集图像以便表征进出心脏的放射性药物(或承载放射性药物的血液)流入和洗出。

[0003] 心脏发射成像的一个难点在于,放射性药物可能也趋向于在其他器官,特别是肾脏和肝脏中集中。这在发射图像中产生了多个“热点”,使得难以明确地确定哪一或哪些图像特征与心脏对应。

[0004] US 2008/0272304A1 涉及用于自动识别和在核成像系统的所有平面采集观察角度上跟踪 ROI 的方法和系统,所述核成像系统诸如是用于 SPECT 或平面成像的伽马照相机。测量在发射投影成像中的瞬时强度变化以识别诸如心肌的感兴趣区域 (ROI)。所述方法在不同平面观察角度上自动跟踪 ROI 的定位并且调整检测器头部轨道和位置以在依附于闪烁检测器表面前方的准直器的 FOV 内将 ROI 带入预先定义的优选的区域或所谓的“甜点”内。在用户初始化检测器头部位置后,当(一个或多个)检测器头部绕患者旋转并且合适地重置(一个或多个)检测器头部以维持 ROI 在检测器 FOY 的最佳准直区域内时,系统自动地跟踪 ROI 定位。

[0005] 在 J Lindenau, O. G. W. Onnash, J. H. Bursch 和 P. H. Heintzen 的在 Computers in Cardiology, IEEE Comput. Sec. 1385, 351 到 354 页中的“SPATIAL RECONSTRUCTION OF THE OPACIFIED MYOCARDIUM FROM A SMALL NUMBER OF PROJECTIONS”中,研究了由现代双平面 x 光装备生成的冠状动脉造影图是否提供足够的信息来评估心肌灌注的空间分布。描述并且使用测试对象的 x 光投影验证了修改的计算机断层扫描算法,投影差异法。通过实施动物实验生成的冠状动脉造影照片作为“实际数据”。使用结合上面描述的 CT 算法的数字减法技术,计算了左心脏的横截面。

[0006] 一种用于在发射图像中定位心脏的已知方式是通过使用补充的“解剖”图像,诸如透射计算机断层摄影 (CT) 图像。该解剖图像与发射图像空间配准并且之后被用于定位心脏。这种方法的缺点在于,需要第二成像模态(例如,CT)可用并且依赖于准确的图像配准。

[0007] 另一种已知的方法是单独利用发射图像来定位心脏。这样的方法能够是手动的(例如,经由图形用户接口显示图像并且用户使用鼠标指针或其他装置勾勒心脏)或自动

的。手动方式可能是繁琐的，而现有的自动方法有时能够将放射性药物集中的另一器官，诸如肝脏或肾脏，错识别为心脏。在手动或者自动的心脏定位中，跳动心脏的影响可能也是成问题的，因为这在数据中引入了时间变化。由于对于最大允许放射性药物剂量的安全性限制以及因此造成的低发射事件计数率，发射数据收集通常在大约数分钟或数十分钟。

[0008] 解决这一问题的一种方式是采用“加和的”数据，其中，忽略了心脏跳动并且所得到的图像是模糊的。尽管如此，通常能够在模糊的图像中定位心脏。或者，能够基于心电图 (ECG) 或者指示心脏周期的其他信号来使用心脏门控。在此，仅有在窄心脏时相窗口中收集的发射数据被用于图像重建和心脏定位处理。结果是模糊较小，但是代价是用于在图像重建和心脏定位处理中使用的发射数据大幅度减少。(作为范例，如果将发射数据分组成产生粗略时相分辨率的八个心脏时相中，仅仅发射数据的大约八分之一被用于定位心脏)。

[0009] 在将心脏定位之后，验证心脏勾勒的准确性是有利的。这样的验证提供了检查以确保肝脏、肾脏或一些其他特征没有被错识别为心脏，并且也优选提供了在发射图像中的心脏的更精确的勾勒。

[0010] 下文提供了如在本文中公开的新的经改进的设备和方法。

## 发明内容

[0011] 根据公开的一个方面，提出了一种用于定位图像特征的方法，包括：将从周期变化的单元采集的发射数据分组到所述周期变化的多个不同时相中；计算差异发射数据，所述差异发射数据包括在所述周期变化的不同时相中的发射数据之间的差异；以及基于所述差异发射数据在所述发射数据中定位与所述周期变化的单元相对应的所述图像特征；其中，至少所述计算和所述定位由电子装置执行，其中，所述计算包括：在投影数据空间中计算差异投影数据，其包括在所述周期变化的不同时相中的投影数据之间的差异，其特征在于，所述在投影数据空间中计算差异投影数据包括：在投影数据空间中计算成对的差异投影数据，其包括在所述周期变化的时相的不同对中的投影数据之间的差异；以及整合针对所述周期变化的时相的不同对而计算的所述成对的差异投影数据以生成所述差异投影数据。

[0012] 根据公开的另一方面，一种数字处理器，其被配置成执行在上文阐述的方法。根据公开的另一方面，公开了一种存储介质，其存储能够在数字处理器上运行以执行在上文阐述的方法的指令。

[0013] 根据公开的另一方面，提出了一种用于定位图像特征的装置，包括：用于将从周期变化的单元采集的发射数据分组到所述周期变化的多个不同时相中的模块；用于计算差异发射数据的模块，所述差异发射数据包括在所述周期变化的不同时相中的发射数据之间的差异；以及用于基于所述差异发射数据在所述发射数据中定位与所述周期变化的单元相对应的所述图像特征的模块；其中，至少所述计算和所述定位由电子装置执行，其中，所述计算包括：在投影数据空间中计算差异投影数据，其包括在所述周期变化的不同时相中的投影数据之间的差异，其特征在于，所述在投影数据空间中计算差异投影数据包括：在投影数据空间中计算成对的差异投影数据，其包括在所述周期变化的时相的不同对中的投影数据之间的差异；以及整合针对所述周期变化的时相的不同对而计算的所述成对的差异投影数据以生成所述差异投影数据。

[0014] 一个优点在于在发射数据中对心脏或其他周期变化的单元更有效的定位。

[0015] 另一优点在于对定位的心脏或其他定位的特征的更可靠的验证。

[0016] 本领域技术人员通过阅读和理解下文详细的描述,其他优点将变得显而易见。

### 附图说明

[0017] 图 1 概要示出了包括心脏定位和验证的心脏 SPECT 成像系统。

[0018] 图 2 概要示出了适于由图 1 的系统执行的在发射数据中的心脏定位。

[0019] 图 3 概要示出了适于由图 1 的系统执行的对心脏定位的验证和细化。

[0020] 图 4-6 概要示出了用于验证基本上圆形或椭圆形定位的心脏特征的子过程。

[0021] 图 7-9 概要示出了用于验证基本上锯齿状或新月状定位的心脏特征的子过程。

### 具体实施方式

[0022] 参考图 1, 成像系统 10 包括用于采集发射图像的成像设备。例示性的成像系统 10 为 CardioMD™伽马照相机(可从荷兰埃因霍温的 Koninklijke Philips Electronics N.V 获得), 其被配置成使用安装在 C 臂 16 上的辐射探测器 14 来采集躺在受检者支撑物 12 上的受检者的心脏 SPECT 数据。在其他实施例中, 可以使用另一类型的成像系统采集发射数据。通过另一范例, 所述成像系统可以是 GEMIMI™成像系统(可从荷兰埃因霍温的 Koninklijke Philips Electronics N.V 获得), 其被配置成采集 PET 成像数据。通过绕受检者移动辐射探测器 14 和 / 或通过提供具有必要角度跨度的环型或弧形辐射探测器, 在足够大的角度视野跨度上, 诸如在 180° 或 360° 的视野跨度上, 来采集 SPECT、PET 或其他发射数据。在采集发射数据之前, 通常将合适的放射性药物通过静脉注射、摄食、吸入或者另一输入途径施予受检者(未示出)。可以在施予放射性药物与采集发射数据之间插入时间延迟以提供放射性药物在心脏或其他感兴趣器官中集中的时间。在本文中图示的范例中, 感兴趣器官为心脏, 但是也考虑感兴趣器官为肺或其他周期运动器官或组织, 或者无周期运动的器官或组织。

[0023] 在一些实施例中, 其中感兴趣器官或组织周期性地运动, 提供了仪器来监测周期运动。在例示性的范例中, 周期运动为心脏的跳动(即, 心脏周期), 并且提供了心电图(ECG)监测器 20 来监测心脏周期。合适的电极或导联 22 将 ECG 监测器 20 与受检者操作性地连接以便采集选取的 ECG 信号(例如, 使用标准 12 导联 ECG 配置, 或者简化的 4 导联 ECG 配置等)。门控心脏发射数据收集 / 存储模块 24 收集由成像系统 10 采集的发射数据并基于由 ECG 监测器 20 提供的心脏周期信息将发射数据存储于心脏时相分组中。例如, 在一种方案中, 使用 N 个尺寸相等的心脏时相分组, 每个心脏时相分组具有单位为秒的尺寸 T/N, 其中, T 代表单次心脏跳动的持续时间, 单位为秒。也考虑不相等尺寸的分组, 例如为了针对心脏周期的更动态的部分提供相对更高的时间分辨率以及针对心脏周期的更静态的部分提供相对更低的时间分辨率。

[0024] 继续参考图 1, 基于门控的心脏定位器模块 30 处理门控的心脏发射数据以在发射数据中定位心脏。在一些实施例中, 心脏定位过程通过自动识别对应心脏周期随时间变化的发射数据, 例如通过计算在不同心脏时相分组中的发射数据之间的差异或导数, 来识别心脏。这样的差异或导数可以在投影空间中计算, 其中由发射图像重建模块 32 重建差异或微分投影数据。或者, 在由重建模块 32 将每个心脏时相分组的发射数据重建之后, 可以

在图像空间中计算差异或导数。定位器模块 32 的可选心脏验证子模块 34 任选地执行心脏验证和 / 或心脏勾勒的细化。

[0025] 被心脏定位器 30 识别为从心脏发射的发射数据或者其部分由重建模块 32 进行重建以生成心脏图像 ( 或者一系列心脏图像, 例如在放射性药物摄取和 / 或洗出研究情况中)。在一些实施例中, 重建整个 ( 总和的 ) 数据集, 而在其他实施例中, 仅重建来自选定的一个或多个时相分组的数据。任选地由后处理系统来处理一个或多个心脏图像, 所述后处理系统诸如是图示的心脏临床分析模块 38, 其执行分析以生成定量或定性的临床信息以供复查和 / 或由心脏病专家或其他医学人员使用。

[0026] 多种处理部件或模块 24、30、32、34、38 适于由图示的计算机 40 或其他电子装置实现, 所述其他电子装置包括数字处理器 ( 例如, 数字微处理器、数字微控制器、数字图形处理单元等 ), 并且任选地也包含模拟和 / 或数字专用集成电路 (ASIC) 或其他硬件。计算机 40 的显示器 42, 或一些其他显示器和 / 或打印装置, 适于显示发射图像或其部分和 / 或由其导出的图像。计算机 40 或其他电子装置也适于包括图示的键盘 44, 或鼠标、跟踪球、触控板、或者其他用户输入装置, 通过这些装置放射科医师或其他医务人员操作包括多种处理部件或模块 24、30、32、34、38 的成像系统 10。

[0027] 此外, 多种处理部件或模块 24、30、32、34、38 可以额外地或者备选地实现为存储介质, 所述存储介质存储能够由图示的计算机 40 或其他电子装置运行以执行所公开的发射数据处理方法的指令。所述存储介质可以, 通过图示的范例, 包括硬盘驱动器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)、闪存存储器、或其他电子存储介质等, 或者这些的多种结合。

[0028] 参考图 1 并且进一步参考图 2, 描绘了适于由心脏定位模块 30 执行的一些合适的基于门控的心脏定位方式。为了初始化, 在操作 52 中, 加载门控的心脏投影数据 50 并心脏时相分组。例如, 操作 52 可以由收集 / 存储模块 24 执行, 其在一种方案中将投影数据分组为  $N$  个尺寸相等的心脏时相分组, 每个心脏时相分组的尺寸为  $T/N$ , 单位为秒, 其中,  $T$  代表单次心脏跳动的持续时间, 单位为秒。同样地, 也考虑不相等尺寸的分组。如果采用不相等的分组尺寸, 那么操作 52 任选地通过以针对每个门控分组的适当因数进行缩放来补偿采集时间间隔中的差异。在任意的操作 54 中, 逐帧应用任意的低通滤波以平滑投影并降低噪声。在操作 56 中, 之后将投影数据在门控时相之间进行区分。在一种方案中, 在操作 56 中计算包括在周期变化的不同相中的发射数据之间的差异的差异发射数据。例如, 如果有 8 个心脏时相分组, 用于计算差异发射数据的一种方案是获取在心脏时相分组 1 和 5 中的投影数据之间的差异, 以及在心脏时相分组 2 和 6 中的投影数据之间的差异, 以及在心脏时相分组 3 和 7 中的投影数据之间的差异, 以及在心脏时相分组 4 和 8 中的投影数据之间的差异。针对每个投影观察角度计算差异投影数据。在操作 58 中, 针对每个投影观察角度对来自操作 56 的差异投影数据进行平均。因为心脏时相分组与心脏时相相关, 因此期望心脏为在经平均的差异数据中的占主导的对象, 而其他器官或背景相比心脏应当具有较低信号强度。任选地, 可以在操作 56、58 之后执行另一噪声降低处理。在图 2 的例示性范例中, 这种任意的噪声减小如下执行。判决操作 59 判断额外的噪声降低处理是否是适当的 ( 即, 判断是否差异数据具有过多噪声)。如果是, 那么执行额外的低通滤波或其他噪声降低操作 60。

[0029] 为了在图像空间中对心脏进行定位, 在操作 62 中重建整合的差异数据, 在操作 64



中对所得到的整合的差异图像进行阈值化或者进行其他处理以在图像中离析出心脏,并在操作 66 中对心脏进行定位。在一种合适的方案中,重建操作 62 执行无需任何修正(虽然也考虑应用修正)的 averages 的差异数据到体积图像域的快速重建。在操作 64 中,期望典型的阈值为最大值的大约 35%,尽管根据成像条件、信噪比(SNR)以及其他因素最优阈值可以是不同的。操作 64 移除背景信号从而使得心脏更明确地被勾勒。在一种方案中,定位操作 66 包括通过在处理 64 之后计算在图像中的质心在体积图像域中对心脏进行定位。定位操作 66 任选地也可以再次应用局部区域质心计算以实现更细化的搜索。诸如分割或区域生长方法的其他方法也可以用在定位操作 66 中。如果期望在投影空间或域中对心脏的定位,那么在操作 68 中,将在图像空间中识别的心脏位置适当地投影回投影域中以获得对于每帧的心脏位置。

[0030] 图 2 的例示性处理序列执行在投影空间中的差异化 56、58,并且之后在操作 62 中重建差异投影数据以在图像空间中对心脏进行定位。或者,可以首先重建针对每个心脏周期分组的投影数据以生成针对不同心脏时相的图像的集合,并且差异化可以在图像空间中执行,例如,在 8 个心脏时相分组的范例中,计算:从心脏时相分组 1 和 5 重建的两幅图像之间的差异,以及从心脏时相分组 2 和 6 重建的两幅图像之间的差异,以及从心脏时相分组 3 和 7 重建的两幅图像之间的差异,以及从心脏时相分组 4 和 8 重建的两幅图像之间的差异,并且之后类似于操作 58,整合所计算的差异图像。在任一情况中,所述整合能够采用平均、求和或其他整合操作。

[0031] 参考图 1 并且进一步参考图 3-9,描绘了适于由心脏验证子模块 34 执行的一些合适的心脏验证方法。心脏验证对从发射数据生成的投影图像进行操作。图 3 图解示出了总体例示性心脏验证过程。在图 3 中未示出在进入图 3 图示的心脏形状检测例程之前执行的任选的噪声滤波。图 3 中的验证过程适于(提议的)以对心脏 70 进行定位开始,例如在本文中参考图 2 描述的心脏定位流程的输出。掩模操作 72 离析用于验证过程的(提议的)定位的心脏,并且操作 74 计算初始阈值 76,初始阈值 76 应用在阈值化操作 78 中以生成二值掩模或者表示(提议的)定位的心脏的二值图像。

[0032] 图 3 的心脏验证过程采用基于形状的验证过程,其基于心脏的预期的形状和尺寸。例如,心脏在发射图像(例如,SPECT 或 PET 图像)中通常呈现为开放圆形或部分开放圆形。鉴于此,图 3 的心脏验证过程包括第一水平形状分析操作 80,其将(提议的)定位的心脏与开放圆形配置进行比较,以及第二水平形状分析操作 82,其将(提议的)定位的心脏与部分开放圆形配置进行比较。

[0033] 如果任意形状分析 80、82 通过了,那么处理流程进行至任选的调节操作 84,调节操作 84 基于验证结果对(提议的)定位的心脏进行调节。任选的调节能够基于形状分析提供心脏定位的更精确的描绘。

[0034] 如果第一形状分析 80 和第二形状分析 82 两者都失败了,这并不(至少在第一遍中)一定意味着提议的定位的心脏验证失败。而是,它可能意味着应该调节在验证性状分析中使用的阈值 76。为此目的,操作 86 将阈值增加选定的量(例如,在例示性的图 3 中为 5%)。在操作 88 中,确定经更新的阈值是否处在可用范围内(例如,在例示性的范例中为小于 100),并且如果是,处理流程返回阈值化操作 78 以使用经更新的阈值重复阈值化并重复形状分析 80、82。

[0035] 如果操作 88 指示已经采用了全部可用阈值范围,并且形状分析 80、82 对于所有阈值都失败了,那么处理流程移动到操作 90,在操作 90 处,确定图像的任意其他区域是否为提议的定位的心脏。如果是,那么在操作 92 中,将下一提议的定位的心脏选取为提议的定位的心脏 70 并且重复所述处理。另一方面,如果操作 90 确定没有仍然待测试的图像的区域为提议的定位的心脏,那么处理进入到心脏验证失败操作 94,其报告心脏验证失败和/或采取其他矫正动作。

[0036] 继续参考图 3 并且进一步参考图 4-6,描绘了用于执行第一水平形状分析操作 80 的一些合适的方法,操作 80 将(提议的)定位的心脏与开放圆形配置进行比较。首先考虑图 5,其概要示出了图像中的典型特征配置。图 5 的左侧概要示出了典型的输入投影,其中心脏被成像为开放圆形  $H_p$ ,并且被诸如肝脏特征 L 的次要特征模糊化。图 5 的右上方示出了(提议的)定位的心脏,诸如作为例示性的范例通过图 2 的处理识别的。图 5 的右下方示出了通过阈值化操作 78(见图 3)和由包括噪声滤波和二值掩模反转的第一水平形状分析操作 80 的处理来创建的二值掩模。在图 5 的右下中示出的简单连接的实心圆特征  $H_{pv}$  表示验证的心脏。

[0037] 具体参考图 4,描述了由第一水平形状分析操作 80 执行的合适的处理。所述处理作对由阈值化操作 78(见图 3)输出的二值的定位的心脏掩模 100 进行操作。执行噪声滤波操作 102 以移除较小的构成(component),所述较小的构成太小而不可能是心脏。在合适的方法中,噪声滤波操作 102 在 2D 中采用基于完全连接的图像的连接构成分析(CCA)。基于在 CCA 之后剩余的特征,操作 104 计算待检测的圆形的最小尺寸。操作 106 执行二值掩模反转。在这一操作中,“打开”或黑像素转换为“关闭”或白像素,反之亦然)。这将形状分析转变为对简单连接填充的圆形特征的检测。任选地执行额外的噪声滤波操作 108 以从反转的二值掩模移除背景噪声。在操作 110 中,在反转的(以及任选地经噪声滤波的)二值掩模中执行对合适尺寸实心圆对象的搜索。操作 112 报告第一水平形状分析操作 80 的成功或失败。如果报告了成功,那么也任选地报告最适填充的圆形特征  $H_{pv}$ ,以在任选的调节操作 84(见图 3)中使用。在一种方式中,从二值掩模中的非零像素的个数导出圆形的尺寸。

[0038] 图 6 提供了成功执行的第一水平形状分析 80 的范例(即,验证了提议的定位的心脏的情况)的图示。图 6 的左侧示出了在灰度图像(即,在任何阈值化之前)中提议的定位的心脏。图 6 的右侧示出了从第一水平形状分析操作 80 输出的二值掩模。

[0039] 继续参考图 3 并且进一步参考图 7-9,描绘了用于执行第二水平形状分析操作 82 的一些合适的范例,操作 82 将(提议的)定位的心脏与开放的部分圆形配置进行比较。首先考虑图 8,其概要示出了图像中的典型特征配置。图 8 的左侧概要示出了典型的输入投影,其中心脏被成像为部分开放圆形  $H_p$ 。图 8 的右上方示出了(提议的)定位的心脏,诸如作为例示性的范例通过图 2 的处理识别的。图 8 的右下方示出了通过阈值化操作 78(见图 3)和由包括填充部分开放圆形  $H_p$  的内部的第二水平形状分析操作 82 的处理来创建的二值掩模。所述填充生成了简单连接的实心部分圆形特征  $H_{pv}$ (在图 8 的右下方示出),其表示经验证的心脏。

[0040] 具体参考图 7,描绘了由第二水平形状分析操作 82 执行的合适的处理。所述处理同样对由阈值化操作 78(见图 3)输出的二值的定位的心脏掩模 100 进行操作。同样执行

噪声滤波操作 102 以移除较小的构成,所述较小的构成太小而不可能是心脏。在合适的方法中,噪声滤波操作 102 在 2D 中采用基于完全连接的图像的连接构成分析 (CCA),并且采用面连接 CCA 来检测噪声。为了提高效率,噪声滤波操作 102 可以任选地仅执行一次,并且在第一和第二形状分析操作 80、82 两者中存储并使用其输出。

[0041] 在操作 120 中执行噪声检查。如果存在噪声(即使在 CCA 之后),那么与完全连接的构成相比,将存在显著更高数量的面连接的构成。如果在操作 102 之后残留噪声,验证为心脏的最终候选区域(圆形腔或部分圆形腔)的数量与二值掩模的尺寸相比应该显著更高。如果是噪声,这一数量将比正常心脏区域相对更高,并且可以在噪声移除中利用这种信息。

[0042] 基于在 CCA 之后剩余的特征,操作 122 计算待检测的部分圆形最小尺寸。操作 124 执行如在图 8 中概要描绘的心脏填充。心脏填充操作 123 填充部分开放圆形的现存部分以产生简单连接的分割区域  $H_{pv}$ ,所述简单连接的分割区域  $H_{pv}$  填充圆形的部分(例如,四分之三)相对应,如在图 8 的右下方示出的。任选地执行额外的噪声滤波操作 126 以在心脏填充 124 之后移除背景噪声。在操作 126 中,基于部分填充圆形特征  $H_{pv}$  识别经验证的心脏。操作 130 报告第二水平形状分析操作 82 的成功或失败。如果报告了成功,那么也任选地报告最适部分填充圆形特征  $H_{pv}$ ,以用于任选的调节操作 84(见图 3)中。

[0043] 图 9 提供了成功执行的第二水平形状分析 80 的范例(即,验证了提议的定位的心脏的情况)的图示。图 9 的左侧示出了在灰度图像中的提议的定位的心脏(即,在任何阈值化之前)。图 9 的右侧示出了从第二水平形状分析操作 82 输出的二值掩模。

[0044] 参考提议的定位的心脏验证在图 3-9 中描述的验证过程中,提到的圆形特征可以更普遍的为椭圆特征。尽管在图 3-9 中参考提议的定位的心脏验证描述了验证过程,应该理解,所述处理也能够应用于在发射图像中的其他感兴趣特征的验证,诸如左侧或右侧的肺。

[0045] 参考图 2 描述的对于心脏的定位方式能够应用于在发射数据中定位另一周期变化的单元。例如,所述周期变化的单元可以是主血管,所述主血管并不物理地运动,但是其具有与血液流过血管相对应的周期变化发射输出。

[0046] 已经参考一个或多个优选实施例描述了本发明。他人可以通过阅读和理解之前的详细描述做出修改和变化。其意图是将本申请解释为包括所有这样的修改和变化,只要其落入了权利要求书或其等要件的范围。

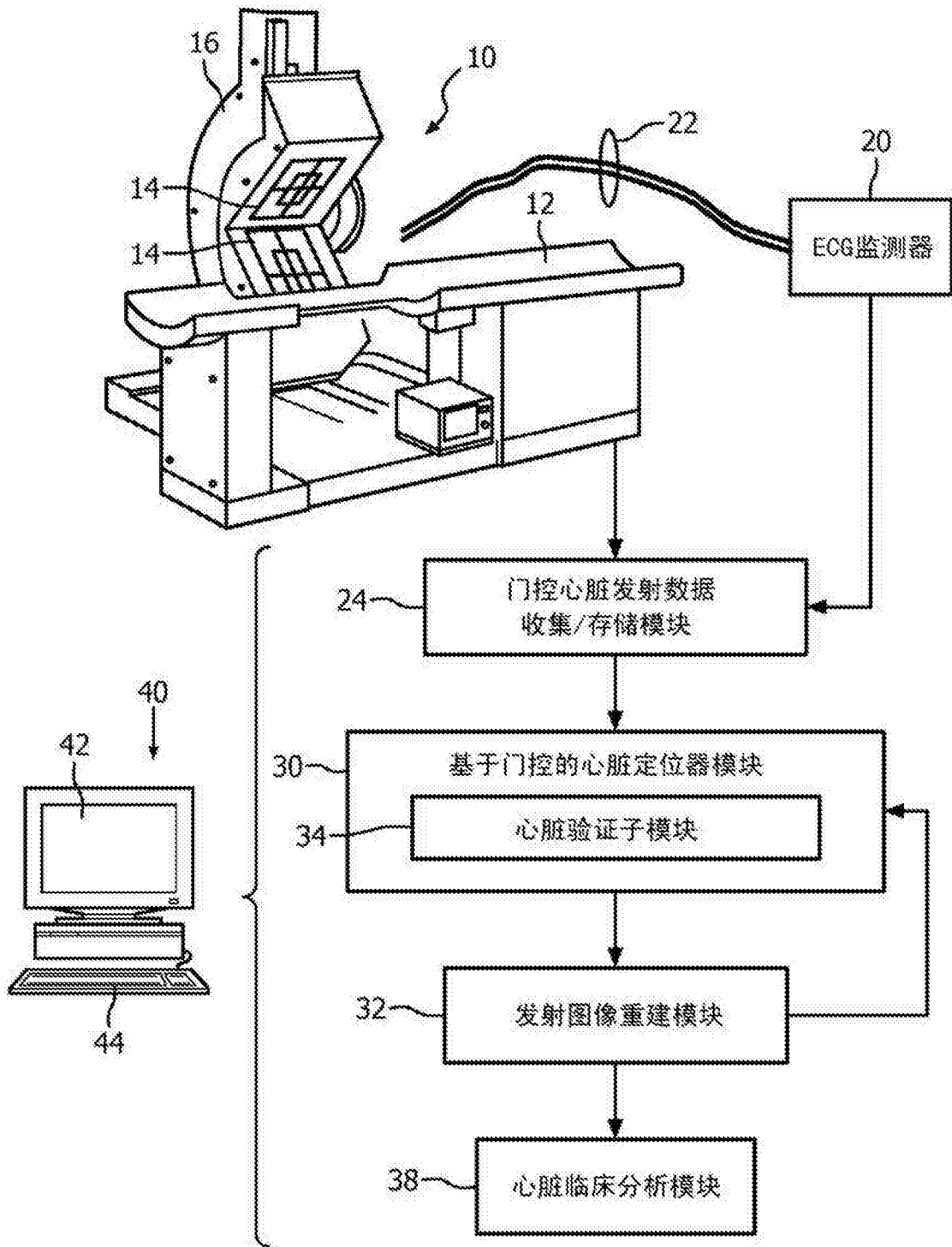


图 1

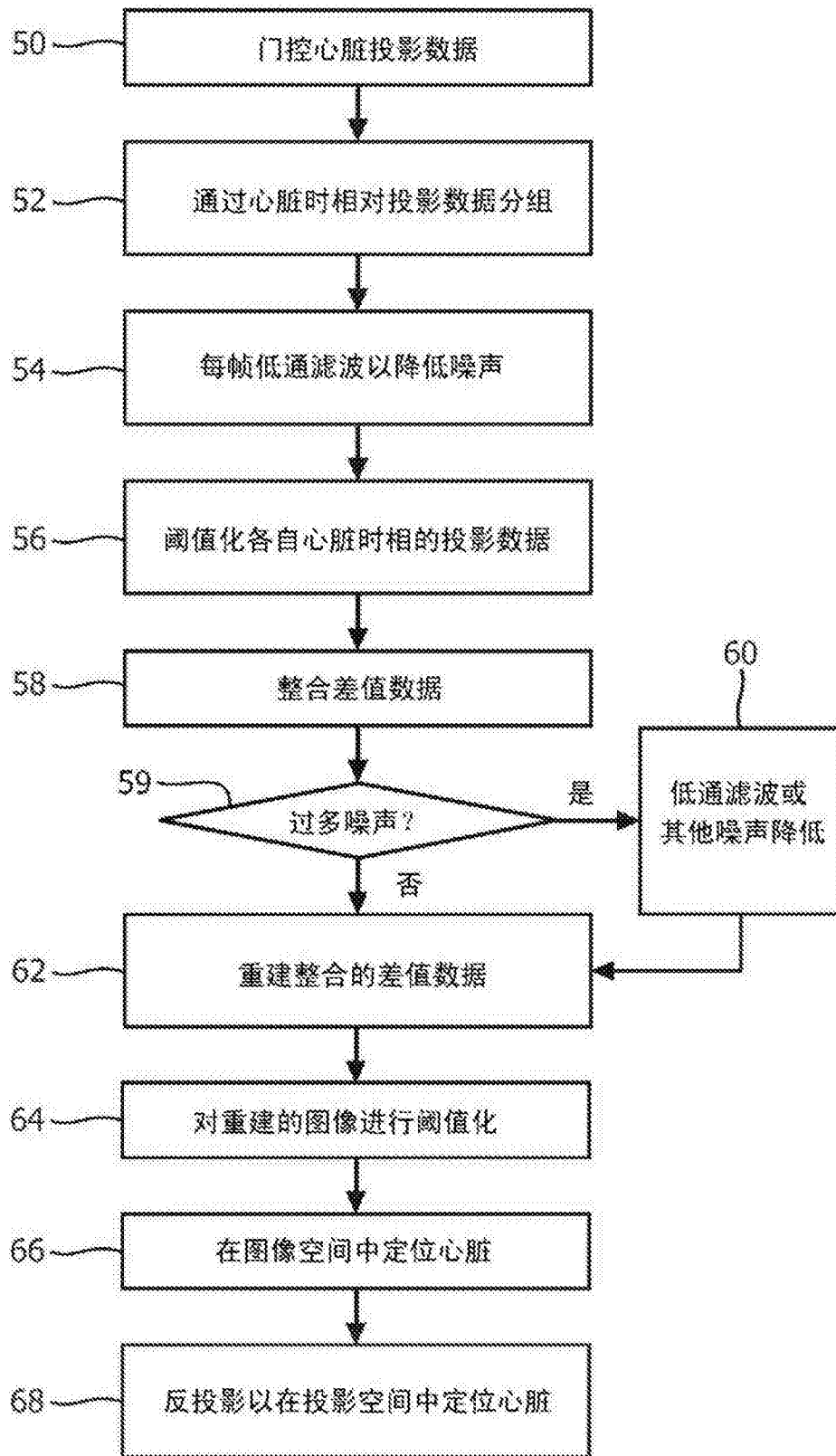


图 2

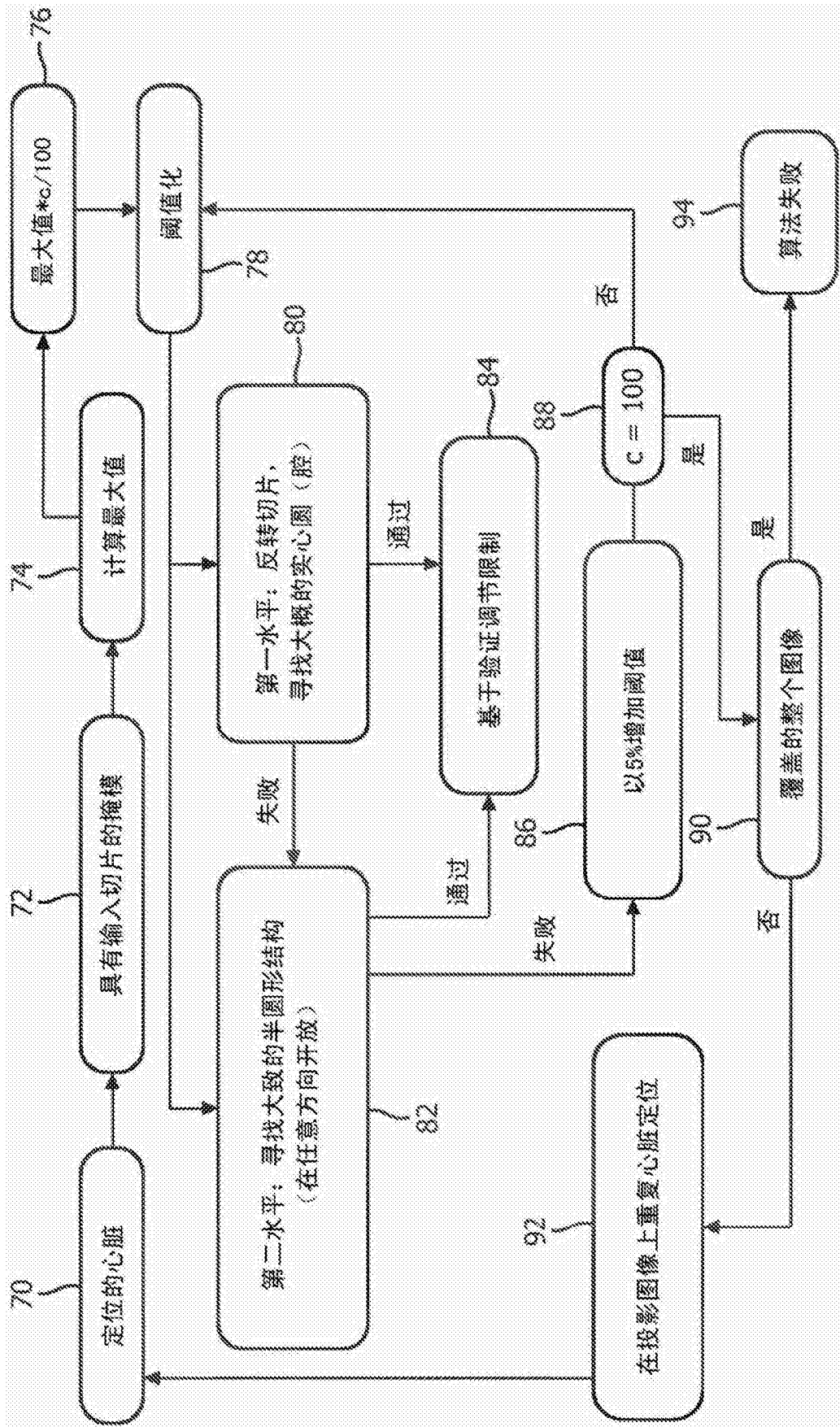


图 3

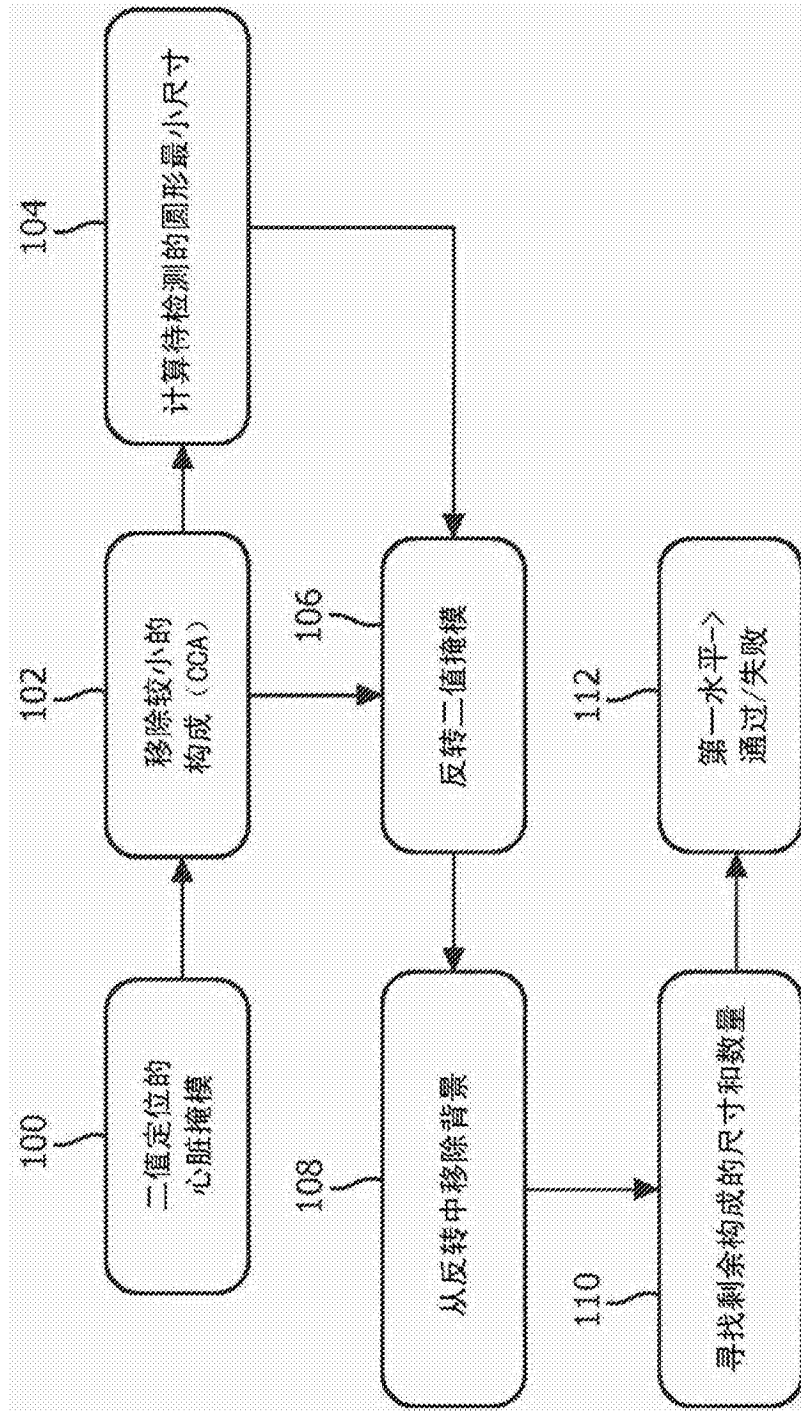


图 4

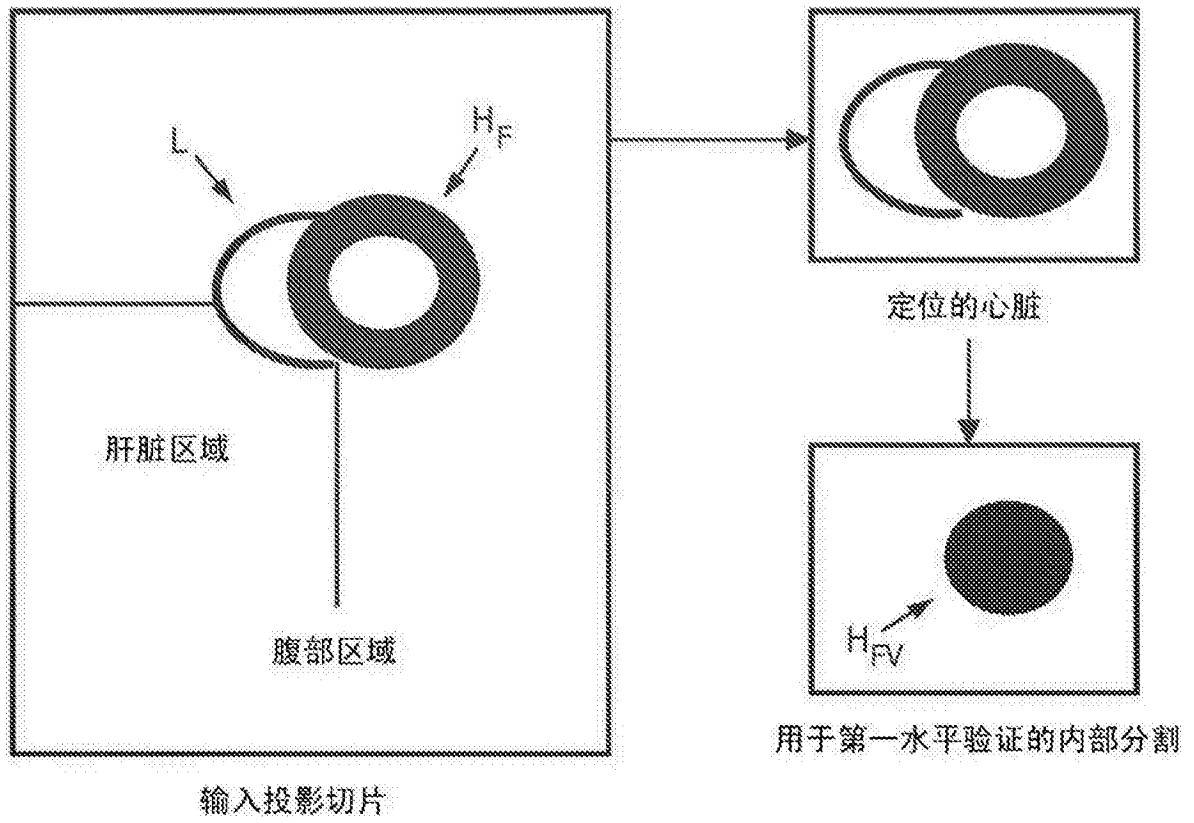


图 5

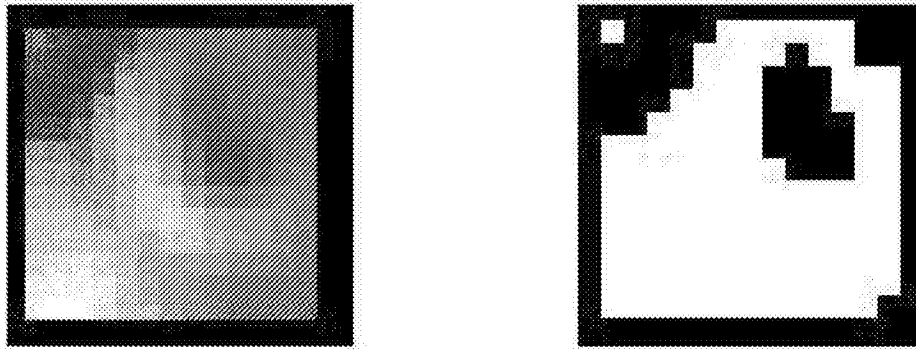


图 6



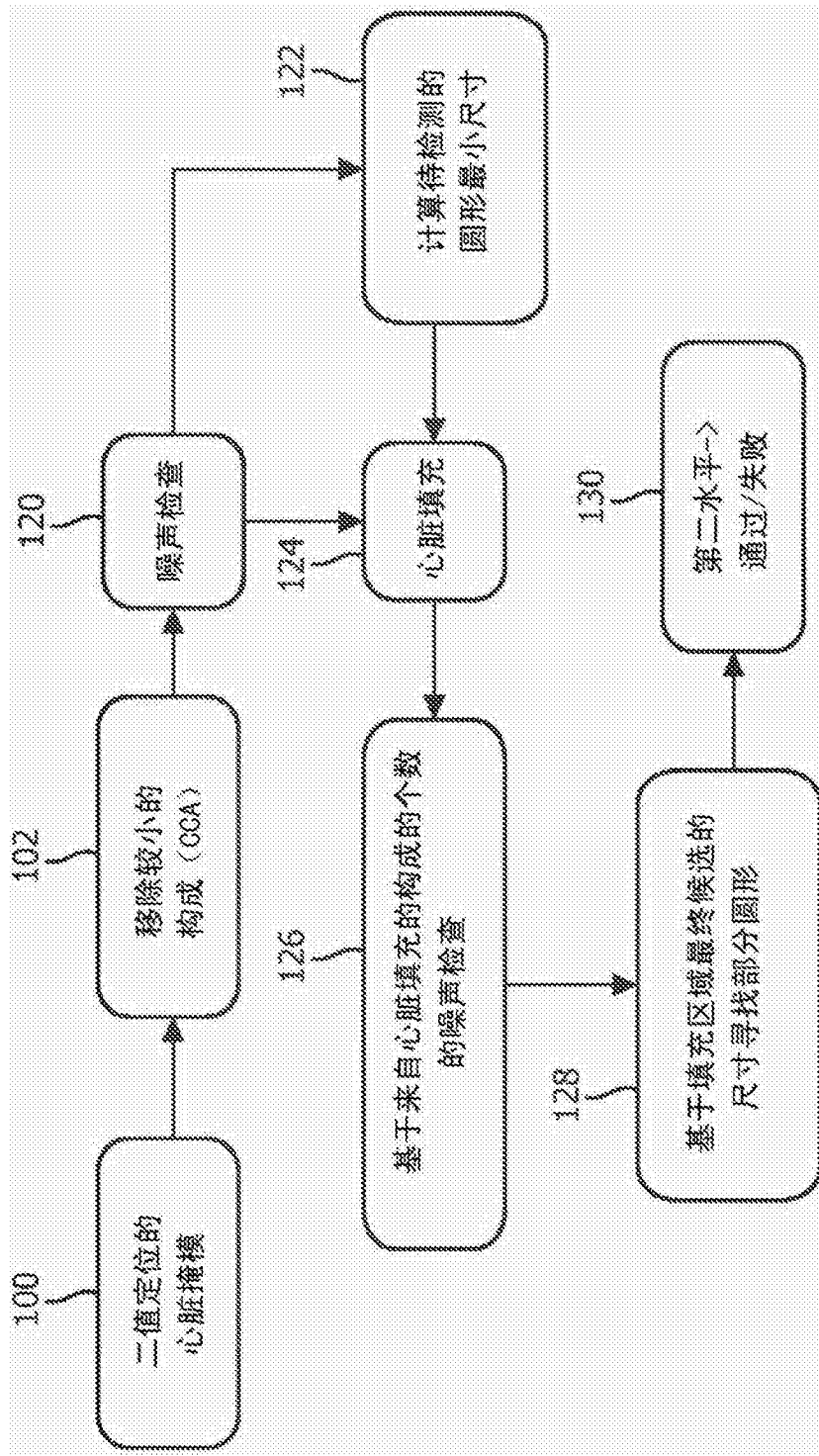


图 7

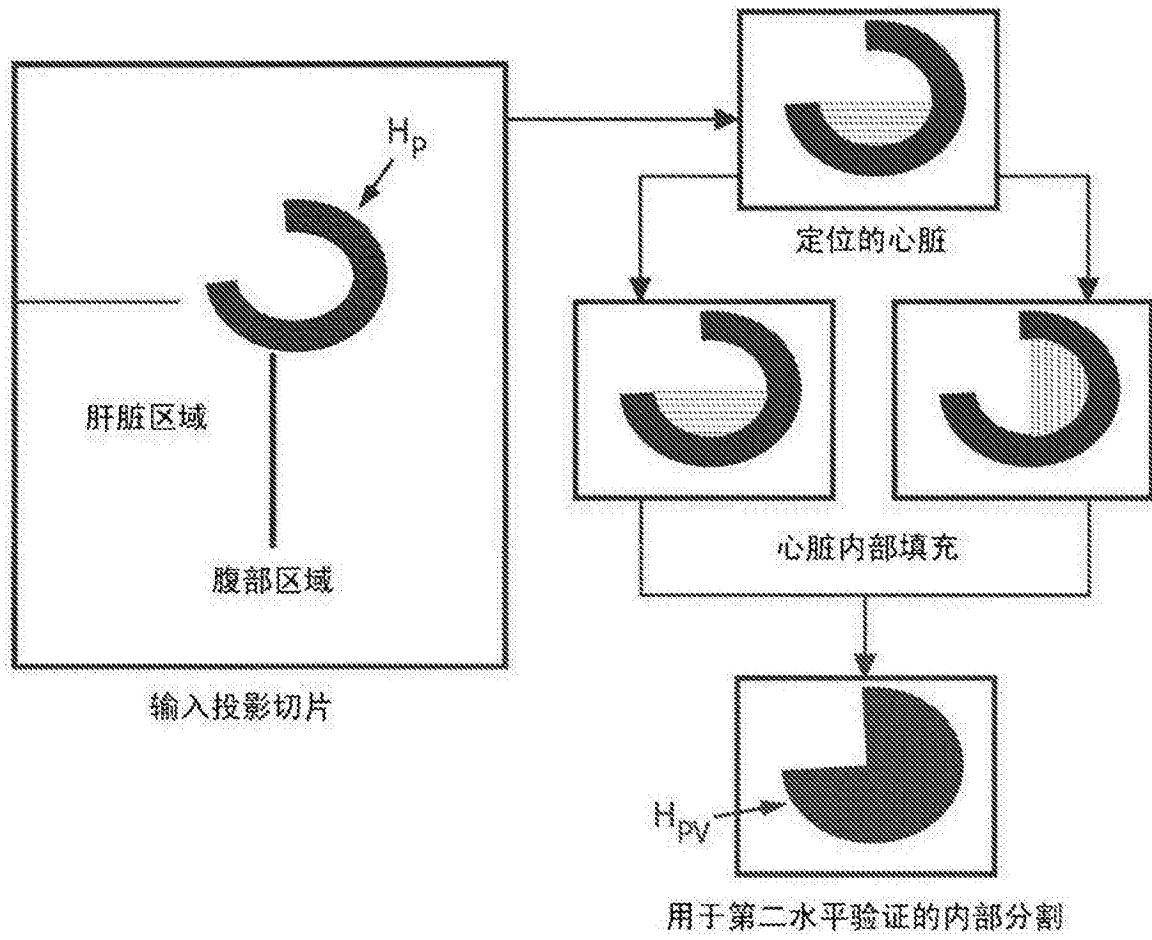


图 8

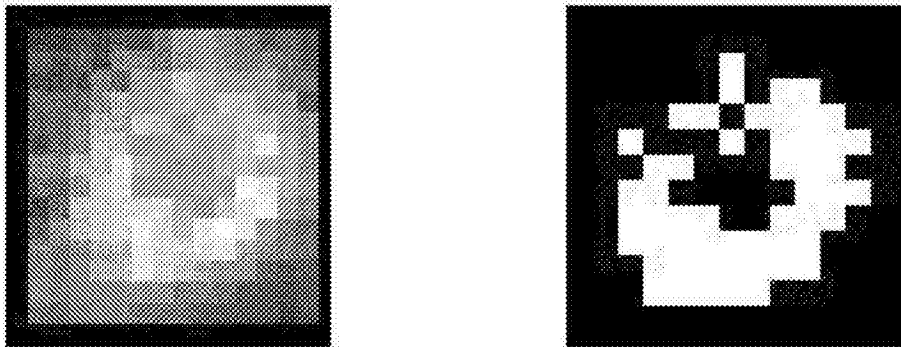


图 9