



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103945768 A

(43) 申请公布日 2014. 07. 23

(21) 申请号 201280055159. 2

代理人 王英 刘炳胜

(22) 申请日 2012. 11. 01

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

61/558, 154 2011. 11. 10 US

A61B 6/12 (2006. 01)

A61B 6/03 (2006. 01)

A61B 18/02 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 05. 09

A61B 18/14 (2006. 01)

A61K 49/00 (2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/056091 2012. 11. 01

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/068896 EN 2013. 05. 16

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 R·曼茨克 R·普罗克绍

A·M·诺伊鲍尔 C·O·斯基拉

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

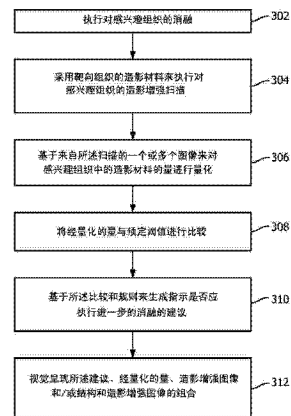
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54) 发明名称

谱学成像

(57) 摘要

一种分析器 (124) 包括量化器 (204) 和建议器 (210), 所述量化器被配置为对造影增强成像数据中的造影材料的量进行量化, 所述造影材料表示由对感兴趣组织的消融所创建的疤痕组织, 所述建议器被配置为响应于所述造影材料的经量化的量不满足预定阈值而生成指示对感兴趣组织进行进一步消融的建议的信号。一种方法包括: 获得指示对感兴趣组织的消融所创建的疤痕组织的造影增强图像数据, 针对感兴趣组织中的疤痕组织, 对造影材料的量进行量化, 并响应于所述造影材料的经量化的量不满足预定阈值而生成指示对感兴趣组织进行进一步消融的建议的信号。



1. 一种分析器 (124), 包括:
量化器 (204), 其被配置为对造影增强成像数据中的造影材料的量进行量化, 所述造影材料表示由对感兴趣组织的消融所创建的疤痕组织; 以及
建议器 (210), 其被配置为响应于所述造影材料的经量化的量不满足预定阈值而生成指示对所述感兴趣组织进行进一步的消融的建议的信号。
2. 根据权利要求 1 所述的分析器, 还包括:
组合器 (202), 其将表示所述感兴趣组织的所述造影材料的造影图像与所述感兴趣组织的结构图像进行组合, 其中, 组合图像被视觉呈现。
3. 根据权利要求 2 所述的分析器, 其中, 所述造影图像为 K 边图像。
4. 根据权利要求 2 至 3 中的任一项所述的分析器, 其中, 所述造影图像表示靶向所述疤痕组织中的至少一个的纳米颗粒造影材料。
5. 根据权利要求 4 所述的分析器, 其中, 所述纳米颗粒造影材料包括铋、金或钆纳米颗粒中的一种或多种。
6. 根据权利要求 2 至 5 中的任一项所述的分析器, 其中, 所述经量化的量与所述造影增强图像一起被呈现。
7. 根据权利要求 2 至 6 中的任一项所述的分析器, 其中, 所述经量化的量以曲线图的形式被视觉呈现。
8. 根据权利要求 2 至 7 中的任一项所述的分析器, 其中, 指示所述建议的所述信号与所述造影增强图像一起被呈现。
9. 根据权利要求 1 至 8 中的任一项所述的分析器, 还包括:
比较器 (206), 其被配置为将所述经量化的量与所述预定阈值进行比较, 其中, 所述建议器基于所述比较的结果和一个或多个规则来生成所述信号。
10. 根据权利要求 1 至 9 中的任一项所述的分析器, 其中, 所述造影增强成像数据包括计算机断层摄影造影增强成像数据。
11. 根据权利要求 1 至 10 中的任一项所述的分析器, 其中, 所述造影增强成像数据包括 X 射线造影增强成像数据。
12. 根据权利要求 1 至 11 中的任一项所述的分析器, 其中, 所述消融是射频或低温消融中的一种或多种。
13. 根据权利要求 1 至 12 中的任一项所述的分析器, 其中, 所述感兴趣组织是心脏组织。
14. 根据权利要求 1 至 11 中的任一项所述的分析器, 其中, 所述感兴趣组织是肿瘤。
15. 一种方法, 包括:
获得指示由对感兴趣组织的消融所创建的疤痕组织的造影增强图像数据;
针对所述感兴趣组织中的所述疤痕组织, 对造影材料的量进行量化; 并且
响应于所述造影材料的经量化的量不满足预定阈值而生成指示对所述感兴趣组织进行进一步的消融的建议的信号。
16. 根据权利要求 15 所述的方法, 还包括:
将表示所述感兴趣组织的所述造影材料的造影图像与所述感兴趣组织的结构图像进行组合; 并且

视觉呈现至少所述图像的组合。

17. 根据权利要求 16 所述的方法,还包括与至少所述图像的所述组合一起呈现所述造影材料的经量化的量或指示所述建议的所述信号中的至少一项。

18. 根据权利要求 15 至 17 中的任一项所述的方法,其中,所述造影增强成像数据包括计算机断层摄影造影增强成像数据或 X 射线造影增强成像数据中的至少一项。

19. 根据权利要求 15 至 18 中的任一项所述的方法,其中,所述造影材料包括靶向所述疤痕组织中的至少一个的纳米颗粒造影材料。

20. 根据权利要求 19 所述的方法,其中,所述纳米颗粒包括铋、金或钆纳米颗粒中的一种或多种。

21. 根据权利要求 15 至 20 中的任一项所述的方法,其中,消融是射频消融。

22. 根据权利要求 15 至 21 中的任一项所述的方法,其中,所述感兴趣组织是心脏组织或肿瘤中的一种。

谱学成像

技术领域

[0001] 下文总体上涉及谱学成像,并将结合计算机断层摄影(CT)的具体应用进行描述;但是下文同样适用于其他成像模态,例如,X射线和/或其他成像模态。

背景技术

[0002] 由于材料对光子的吸收依赖于穿过材料的光子的能量,因而所探测到的辐射还包括光谱信息。光谱CT扫描机额外地捕获光谱信息。一般而言,光谱CT扫描机包括两个或更多被配置为发射具有不同平均光谱的辐射的X射线管、被配置为在扫描过程中以可控的方式在至少两个不同的发射电压之间切换的单个X射线管和/或单个广谱X射线管,并且还包括能量解析探测器阵列,所述阵列具有能量解析探测器(例如,具有光子计数探测器、具有不同光谱灵敏度的至少两组光电二极管等等)和区分电子设备。K边谱学成像利用了这样的现象,即,相对于对恰处于K边能量之下光子的衰减而言,高Z元件倾向于将特定能量(既定元件的K边能量)以上的光子衰减高得多的程度。可以采用能量解析探测器探测到衰减行为的不连续性。

[0003] 心脏导管消融,一般而言,是一种微创医学程序,其中,使顶端具有射频发射器的导管从诸如股静脉的血管内经过,并抵达心脏的特定区域,在该位置上激活发射器以发射用于消融特定组织(例如,可以是具有异常电活动的心脏细胞,所述异常电活动可能带来心律不齐)的电信号。心脏导管消融已经被成功地用来治疗室上性心动过速(SVT)、心房扑动、心房颤动(AF)和室性心动过速(VT),并且由人和在人的控制下的机器人来执行的。对(例如)AF的导管消融的成功需要环绕左心房中的肺静脉的连续疤痕线。遗憾的是,由于缺乏充分的消融评估来确保已经对感兴趣的组织进行了适当消融,因而心脏导管消融过程经常是不成功的。

发明内容

[0004] 文中描述的各个方面将解决上文提到的以及其他的问题。

[0005] 在一个方面中,一种分析器包括量化器和建议器,所述量化器被配置为对造影增强成像数据中的造影材料的量进行量化,所述造影材料表示由对感兴趣组织的消融所创建的疤痕组织,所述建议器被配置为响应于所述造影材料的经量化的量不满足预定阈值而生成指示要对感兴趣组织进行进一步消融的建议的信号。

[0006] 在另一方面中,一种方法包括获得指示由对感兴趣组织的消融所创建的疤痕组织的造影增强图像数据。所述方法还包括针对感兴趣组织中的疤痕组织,对造影材料的量进行量化。所述方法还包括响应于所述造影材料的经量化的量不满足预定阈值而生成指示对感兴趣组织进行进一步消融的建议的信号。

[0007] 在另一方面中,一种方法包括基于指示由对感兴趣组织的消融所创建的疤痕组织的造影增强图像数据来确定对感兴趣组织的消融是否完全。

附图说明

[0008] 本发明可以采取各种部件和部件的布置以及各种步骤和步骤的安排的形式。附图仅仅为了图示优选的实施例并且不应被解释为对本发明的限制。

[0009] 图 1 结合分析器示意性地示出了示范性成像系统,所述分析器被配置为对指示造影材料的造影增强图像数据进行分析,所述造影材料靶向消融期间和 / 或在消融之后产生的疤痕组织。

[0010] 图 2 示意性地图示了图 1 所示的分析器的范例。

[0011] 图 3 图示了一种用于评估感兴趣组织的消融结果的示范性方法。

具体实施方式

[0012] 下文总体上涉及利用成像来评估感兴趣的组织的消融。如上所述,由于缺乏充分的消融评估来确保已经对感兴趣的组织进行了适当消融,因而心脏导管消融过程经常是不成功的。如下文中更加详细地描述,本文中的方案包括采用靶向疤痕组织的造影剂对通过消融建立的疤痕组织进行造影增强扫描,并分析所得到的(一个或多个)图像,以进行消融评估。在一个非限制性实例中,可以利用所述评估来确定是否应当执行进一步的消融,由此缓解由于缺乏充分的消融评估而导致的不成功的消融。

[0013] 图 1 图示了诸如计算机断层摄影(CT)系统的示范性成像系统 100。成像系统 100 包括大体固定机架 102 和旋转机架 104,旋转机架 104 由固定机架 102 可旋转地支撑。旋转机架 104 围绕纵轴或者 z 轴绕检查区域 106 旋转。诸如卧榻的受试者支撑体 108 支撑处于检查区域 106 内的受试者,例如,人或动物患者或物体。受试者支撑体 108 可配合扫描而移动,从而针对所述受试者或对象的扫描而相对于检查区域 106 对受试者或对象进行引导。

[0014] 注射器 110 被配置为(例如)结合造影增强成像程序(例如处于心脏导管消融程序期间和 / 或所述消融之后执行的造影增强成像程序),向受试者或对象施予(一种或多种)造影材料,从而对集中在由消融导致的疤痕组织内的造影材料成像。所示出的注射器 110 受到系统 100 的控制,其配合扫描激活注射器 110,以施予造影材料。或者,可以由临床医生和 / 或其他经授权的人员激活注射器 110。或者,可以由临床医生和 / 或经授权的人员手动施予造影材料。

[0015] 适当的造影材料包括具有纳米颗粒的靶向(具有组织特异性的)造影剂,所述纳米颗粒具有处于诊断 X 射线能带(例如,20-140keV)内的 K 边。在一个非限制性实例中,所述特定组织包括疤痕组织、巨噬细胞、红肿和 / 或在消融时由心脏导管消融所创建的其他生理变化。在另一个实例中,所述特定组织是肿瘤。所述纳米颗粒可以包括一种或多种元素,例如,铋、金、钆和 / 或其他具有处于诊断 X 射线能带内的 K 边值的元素。在 Cormode 等人的“*Atherosclerotic Plaque Composition: Analysis with Multicolor CT and Targeted Gold Nanoparticles*”,*Radiology*:第 256 卷:第 3 号(2010 年)一文中讨论了靶向巨噬细胞的示范性造影材料。本文中也预期其他造影材料。

[0016] 诸如 X 射线管的辐射源 112 受到旋转机架 104 的支撑并与其一起旋转,并且所述辐射源被配置为发射多能量辐射。探测器阵列 116 包括一行或多行探测穿越检查区域 106 的辐射的探测器像素。所示出的探测器阵列 116 包括一个或多个能量解析探测器,例如,直接转换探测器(例如,CdTe、CdZnTe 等)或者基于闪烁体的多谱探测器,后者具有至少两个

具有不同 X 射线灵敏度的闪烁体和至少两个相应的具有相应光灵敏度的光敏传感器。探测器阵列 116 生成指示所探测到的辐射的电信号。

[0017] 信号分解器 118 将经过能量解析的信号分解成多个能量相关的分量。例如,在一个实例中,所探测到的经能量解析的信号被分解成康普顿分量、光电分量和 / 或一个或多个表示一种或多种 K 边材料的 K 边分量,例如,所述 K 边材料是造影材料中的。在 2007 年 12 月 14 日提交的序号为 PCT/IB2007/055105 的申请中描述了一种示范性分解方案,该申请主张对 2006 年 12 月 20 日提交的序号为 EP06126653.2 的临时申请的优先权,在此通过引用将两申请全部并入。

[0018] 重建器 120 重建探测器阵列 116 生成的信号,从而生成体积图像数据。在一个实例中,其包括对康普顿、光电和 / 或 K 边分量进行单独地或者组合地重建。就造影剂包括 K 边材料的实施例而言,能够对所述 K 边分量进行重建,以生成表示感兴趣组织的造影材料图像。也可以基于经分解的分量中的一者或多者来重建一幅或多幅感兴趣组织的解剖学结构图像。此外,可以将造影材料图像和结构图像组合到单幅图像内,和 / 或将其彼此相邻地显示。

[0019] 通用计算机用作操作者控制台 122。控制台 122 包括诸如监视器或显示器的人可读输出设备,或者诸如键盘、鼠标等的输入设备。驻留于控制台 122 上的软件允许操作人员通过图形用户界面 (GUI) 或以其他方式与成像系统 100 交互。这一交互可以包括选择诸如造影增强成像协议的成像协议、启动扫描等。

[0020] 分析器 124 分析体积图像数据。如下文中更加详细地描述,在一个非限制性实例中,所述分析包括分析一幅或多幅对应于造影材料的造影增强图像并基于所述一幅或多幅图像生成指示感兴趣组织的消融是否完全的信号,所述造影材料靶向感兴趣组织的消融过程中和 / 或消融之后建立的疤痕组织。可以采用所述信号确定是否应当执行额外的消融,例如,在感兴趣的组织的心脏导管消融不适当的地方。所述信号可以经由显示器等通过图像 (例如, K 边图像、叠加在结构图像上的 K 边图像等)、绘图 / 曲线图中的定量标记 (例如,数值、颜色等) 来表示。

[0021] 可以采用数据储存库 128 来存储系统 100 生成的图像数据、分析器 124 生成的信号和 / 或来自其他设备的信息。数据储存库 128 可以包括以下中的一个或多个:图片存档及通信系统 (PACS)、放射医学信息系统 (RIS)、医院信息系统 (HIS)、电子医学记录 (EMR) 数据库、服务器、计算机和 / 或其他数据储存库。数据储存库 128 可以相对于系统 100 处于本地或者可以远离系统 100。

[0022] 应当认识到,可以通过运行一个或多个计算机指令的处理器来实现分析器 124,所述指令被编码或嵌入到诸如物理存储器的计算机可读存储介质上。这样的处理器可以是控制台 122 和 / 或其他计算设备的部分,例如,所述计算设备可以是专用可视化计算机和 / 或其他计算设备。所述处理器还可以运行由载波、信号或者其他非计算机可读存储介质 (例如暂态介质) 所承载的至少一条计算机可读指令。

[0023] 图 2 示出了分析器 124 的范例。

[0024] 在该范例中,将结合造影增强图像数据描述分析器 124,所述数据指示靶向消融过程中和 / 或消融之后建立的疤痕组织的造影材料,例如,所述消融可以是对感兴趣组织的心脏导管消融、肿瘤消融和 / 或其他消融。

[0025] 在一个非限制性实例中,图像组合器 202 将表示疤痕组织的造影增强图像和同一解剖学结构的结构图像组合(例如,叠加、覆盖等)成单幅图像。所述分析器 124 可以输出所述造影增强图像、所述结构图像和 / 或所述单幅图像。

[0026] 任选地,量化器 204 对造影增强图像中的造影材料的量(例如,沿感兴趣组织的量)进行量化。分析器可以组合所述经量化的量和所述造影增强图像和 / 或所述单幅图像,并且 / 或者输出所述经量化的量和 / 或组合数据。

[0027] 任选地,比较器 206 将沿感兴趣组织的造影材料的经量化的量与一个或多个预定阈值 208 进行比较。建议器 210 至少基于所述比较结果以及一个或多个规则 212 来生成表示建议的信号。在图示的实施例中,所述建议器 210 基于一个或多个规则 212 来生成建议。

[0028] 通过示例的方式,一个规则可以指出,如果造影剂的量或水平低于阈值,那么建议器 210 将生成指示应当执行额外的消融的信号。所述规则和 / 或另一规则可以指示,如果造影剂的量或水平大于阈值,那么建议器 210 将生成指示消融完成的信号。

[0029] 适当的建议还可以是无建议或缺少建议。在这种情况下,甚至可以不生成所述信号。在一些实施例中,省略建议器 210。

[0030] 在图 1 中,分析器 124 分析造影增强 CT 数据。在一种变型中,分析器 124 可以对造影增强 X 射线数据进行分析,以评估心脏导管消融的结果。

[0031] 图 3 示出了一种用于评估感兴趣组织的消融结果的示范性方法。

[0032] 应当认识到,本文中描述的方法中的动作的顺序并不是限制性的。这样,本文中预期其他顺序。此外,可以省略一个或多个动作,并且 / 或者可以包含一项或者多项额外的动作。

[0033] 在 302 中,在第一检查室内对感兴趣组织执行消融。所述消融可以是射频或低温消融。例如,感兴趣组织可以是心脏导管消融或者肿瘤消融。

[0034] 在 304 中,执行对感兴趣组织的造影增强 CT 或 X 射线扫描,从而对以疤痕组织为目标的造影材料成像,所述疤痕组织是由感兴趣组织中的消融导致的。可以在同一检查室或者在另一检查室内执行所述造影增强扫描。

[0035] 在 306 中,基于来自所述扫描的造影增强图像,针对感兴趣组织的疤痕组织,对造影材料的量进行量化。

[0036] 在 308 中,将所述造影材料的经量化的量与一个或多个预定阈值进行比较。

[0037] 在 310 中,基于所述比较的结果以及一个或多个规则来生成指示是否建议进行额外的消融的建议。

[0038] 在 312 中,任选地视觉呈现以下中的至少一项:所述建议、所述造影材料的经量化的量、所述造影增强图像或者所述造影增强图像与来自所述扫描的感兴趣组织的结构图像。

[0039] 如本文中所讨论,可以采用文中提供的信息来促进对是否应当执行进一步的心脏导管消融、肿瘤消融等的确定。

[0040] 可以通过一个或多个处理器来实施本文中所描述的方法,所述处理器执行编码在或者内嵌在诸如物理存储器的计算机可读存储介质上的一条或多条计算机可读指令,所述指令使所述一个或多个处理器执行多个动作和 / 或其他功能和 / 或动作。所述一个或多个处理器还可以运行由诸如信号或载波的暂态介质所承载的指令。

[0041] 已经参考优选的实施例描述了本发明。他人在阅读和理解以上详细描述之后可能想到修改和变更。应当将本发明解释为包括所有这样的修改和变更,只要它们落在权利要求或其等价方案的范围之内。

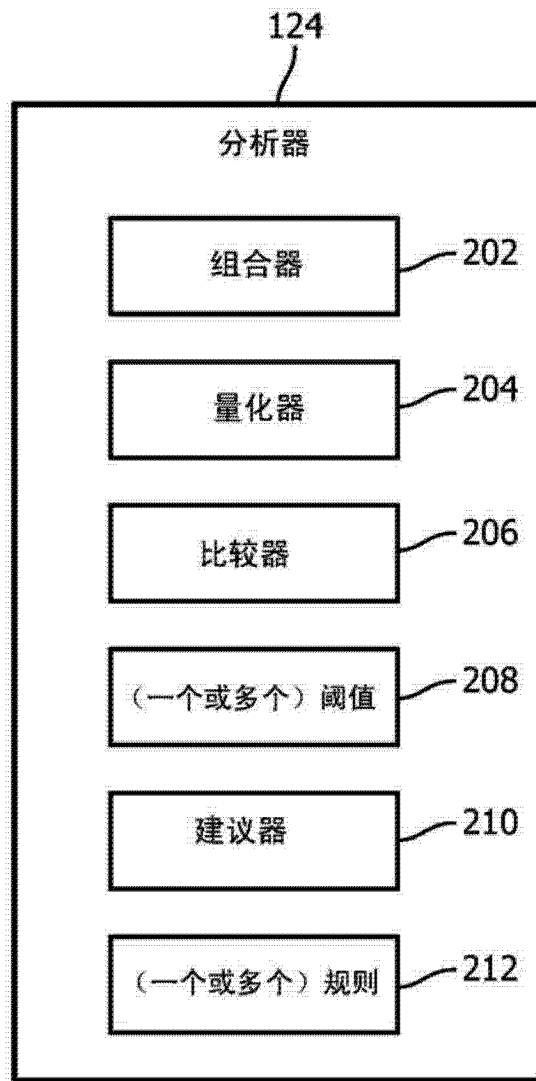


图 2

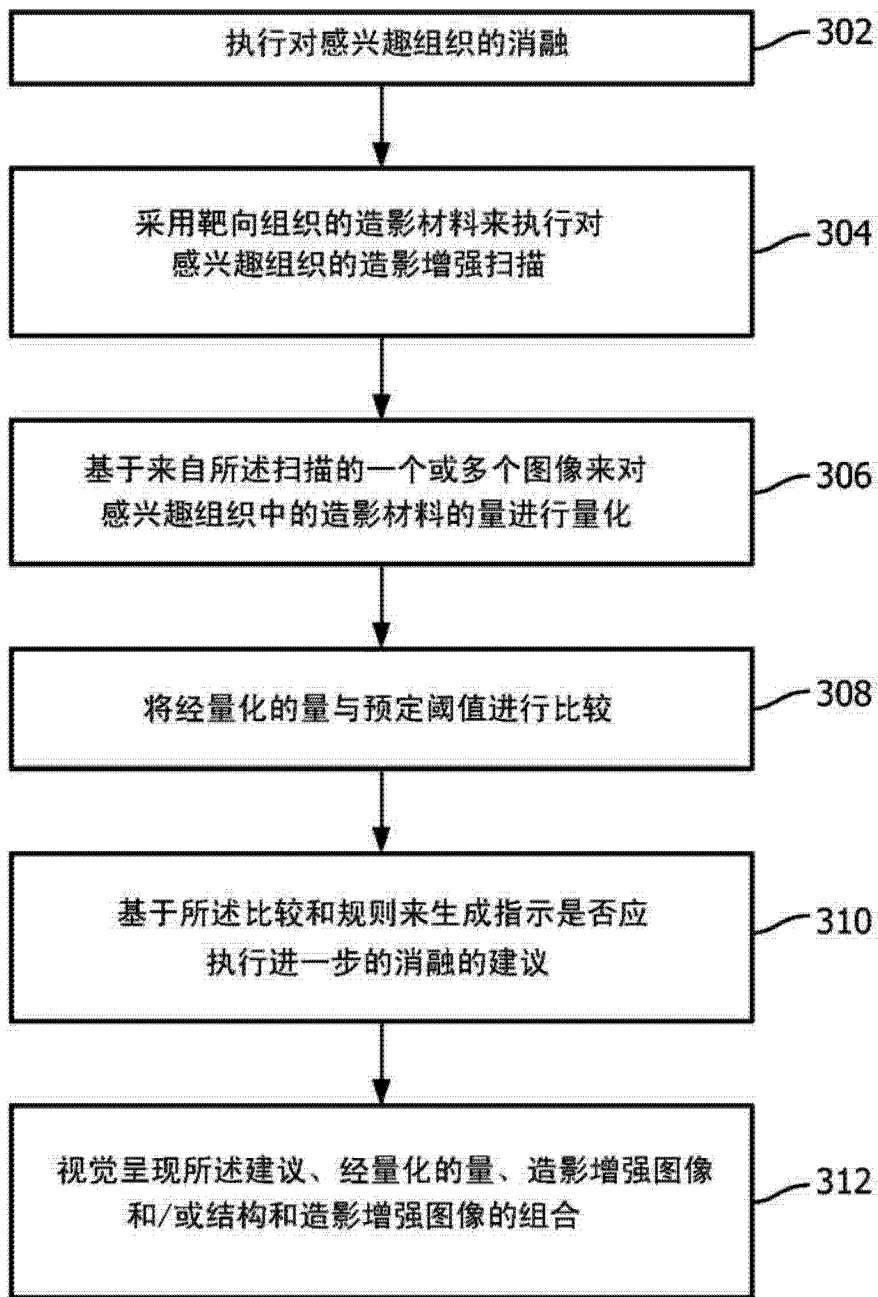


图 3