



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103650095 A

(43) 申请公布日 2014. 03. 19

(21) 申请号 201280025934. X

代理人 张潇 杨晓光

(22) 申请日 2012. 03. 30

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

H01J 29/02 (2006. 01)

61/470, 432 2011. 03. 31 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 11. 27

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2012/031704 2012. 03. 30

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/135771 EN 2012. 10. 04

(71) 申请人 反射医疗公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 S·马赞 A·南杜里

(74) 专利代理机构 北京市中咨律师事务所

11247

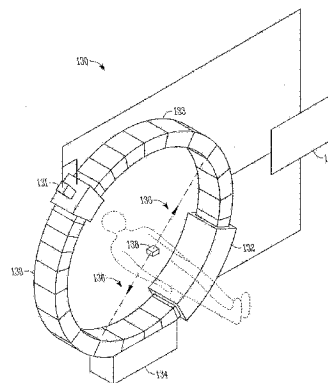
权利要求书3页 说明书21页 附图28页

(54) 发明名称

用于在发射引导的放射治疗中使用的系统和  
方法

(57) 摘要

本发明所描述的是在坐标系统中用于定位关于一个或多个兴趣区域的放射源的系统和方法。这样的系统和方法可用在用于将放射局部传送到一个或多个患者肿瘤区域的发射引导的放射治疗(EGRT)中。这些系统包括在患者区域周围可移动的机架,其中多个正电子发射检测器、放射源被可移动地布置在该机架上,和控制器。控制器被配置为识别重合正电子湮没发射路径并且被配置为定位放射源以便沿着所识别的发射路径应用放射波束。本发明所描述的系统和方法可单独使用或与用于肿瘤治疗的外科手术、化学疗法、和/或短程疗法结合在一起使用。



1. 一种用于定位放射源的系统,包括:

圆形机架;

放射源,其安装在该机架上;

正电子发射检测器,其安装在该机架上,其中所述正电子发射检测器被配置为在坐标系统内检测起源于第一兴趣区域的正电子发射路径;以及

控制器,其与所述放射源和正电子发射检测器通信,其中所述控制器被配置为沿发射路径来定位放射源,并且其中所述放射源被配置为根据所选择的概率系数产生放射。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中所述控制器被配置为在所述坐标系统内确定所述发射路径是否相交于第二兴趣区域,并且其中如果所述发射路径相交于所述第二兴趣区域,那么所述放射源被配置为根据所选择的概率系数产生沿着所述发射路径的放射。

3. 根据权利要求2所述的系统,其中如果所述发射路径相交于第二兴趣区域并且所选择的概率系数低于预编程的概率门限,那么所述放射源被配置为产生沿着所述发射路径的放射。

4. 根据权利要求1所述的系统,其中所述放射源被配置为产生以概率方式沿着所述发射路径调强的放射。

5. 根据权利要求1所述的系统,其中所述放射源被配置为产生由所述概率系数按比例确定的放射。

6. 一种用于定位放射源的系统,包括:

圆形机架;

放射源,其安装在该机架上;

正电子发射检测器,其安装在该机架上,其中所述正电子发射检测器被配置为在坐标系统内检测起源于多个兴趣区域的多个正电子发射路径;以及

控制器,其与所述放射源和正电子发射检测器通信,所述控制器被配置为定位沿着所述多个发射路径的放射源。

7. 一种用于定位放射源的系统,包括:

圆形机架;

放射源,其安装在该机架上;

正电子发射检测器,其安装在该机架上,其中所述正电子发射检测器被配置为在坐标系统内检测相交于多个移动兴趣区域的正电子发射路径;以及

控制器,其与所述放射源和正电子发射检测器通信,所述控制器被配置为根据兴趣区域的移动定位沿着通过移动所检测的发射路径导出的路径的放射源。

8. 一种用于定位放射源的系统,包括:

圆形机架;

放射源,其安装在该机架上;

正电子发射检测器,其安装在该机架上,其中所述正电子发射检测器被配置为在坐标系统内检测相交于兴趣区域的正电子发射路径,其中所述发射路径基本垂直于来自兴趣区域的延伸边缘的预定方向;以及

控制器,其与所述放射源和正电子发射检测器通信,所述控制器被配置为定位沿着所述发射路径的放射源,其中所述放射源被配置为产生具有对应于所述延伸边缘宽度的宽度

的放射波束。

9. 根据权利要求8所述的系统,其中所述兴趣区域是渴求PET区域,并且其中所述延伸边缘包括邻近于渴求PET兴趣区域的区域。

10. 一种用于定位放射源的系统,包括:

圆形机架;

放射源,其安装在该机架上;

正电子发射检测器,其安装在该机架上,其中所述正电子发射检测器被配置为在坐标系统内检测渴求PET兴趣区域的边界并且被配置为在所述坐标系统内检测与第二兴趣区域相交的单重合正电子湮没发射路径;以及

控制器,其与所述放射源和所述正电子发射检测器通信,所述控制器被配置为:

定义延伸区域,该延伸区域超过渴求PET兴趣区域的边界,并且确定所检测的发射路径是否基本垂直于所述延伸区域的轴,并且

定位沿着所述发射路径的放射源,其中所述放射源被配置为产生具有对应于所述延伸区域宽度的宽度的放射波束。

11. 根据权利要求10所述的系统,其中所述控制器被配置为通过使用由计算机断层扫描所获得的图像来定义延伸区域。

12. 根据权利要求10所述的系统,其中所述控制器被配置为通过使用由磁共振成像所获得的图像来定义延伸区域。

13. 一种用于定位放射源的系统,包括:

圆形机架;

放射源,其安装在该机架上;

正电子发射检测器,其安装在该机架上,其中所述正电子发射检测器被配置为在坐标系统内检测与兴趣区域相交的单正电子湮没发射路径;以及

控制器,其与所述放射源和正电子发射检测器通信,所述控制器被配置为:

使用由所选择的成像方式所获取的兴趣区域的图像来计算所述发射路径的衰减因数,并且

定位沿着所述发射路径的放射源,其中所述放射源被配置为产生由所述衰减因数所调制的放射。

14. 根据权利要求13所述的系统,其中所述放射源被配置为产生被调节以补偿沿着正电子湮没发射路径的放射衰减的放射。

15. 根据权利要求13所述的系统,其中所选择的成像方式是计算机断层扫描。

16. 根据权利要求15所述的系统,其中所述放射源被配置为产生与所检测的正电子湮没发射路径的衰减成正比例的放射。

17. 根据权利要求15所述的系统,其中所述放射源被配置为产生与所检测的正电子湮没发射路径的衰减成反比例的放射。

18. 根据权利要求13所述的系统,其中所述放射源被配置为产生具有与衰减因数正比例地调制的强度的放射。

19. 根据权利要求13所述的系统,其中所述放射源被配置为产生具有与衰减因数正比例地调制的持续时间的放射。

20. 根据权利要求 13 所述的系统,其中所述放射源被配置为产生具有与衰减因数反比例地调制的强度的放射。

21. 根据权利要求 13 所述的系统,其中所述放射源被配置为产生具有与衰减因数反比例地调制的频率的放射。

22. 一种用于定位放射源的系统,包括:

圆形机架;

放射源,其安装在该机架上;

正电子发射探测器,其安装在该机架上,其中所述正电子发射探测器被配置为在坐标系内检测与第一渴求 PET 兴趣区域和第二渴求 PET 兴趣区域相交的单正电子湮没发射路径;以及

控制器,其与所述放射源和所述正电子发射探测器通信,所述控制器被配置为在沿着所述发射路径的位置处定位所述放射源,其中所述放射源被配置为产生根据与所述第一渴求 PET 兴趣区域在所述放射源的位置上的投影成反比例的调制因数来调节的放射。

23. 根据权利要求 22 所述的系统,其中所述放射源被配置为产生具有由调制因数修改的持续时间的放射波束。

24. 根据权利要求 22 所述的系统,其中所述放射源被配置为产生具有由调制因数修改的强度的放射。

25. 根据权利要求 22 所述的系统,其中第二渴求 PET 兴趣区域与第三兴趣区域相交,并且第一兴趣区域与第三兴趣区域不相交。

26. 一种用于发射引导的放射治疗的系统,包括:

在患者区域周围可移动的机架,其中所述机架包括可旋转的内部机架和可旋转的外部机架;

沿着所述内部机架可移动布置的多个正电子发射探测器,其被配置为在所述患者区域内检测多个正电子湮没发射路径;以及

沿着所述外部机架可移动布置的放射源,其中所述放射源被配置为在所述患者区域内沿着多个正电子湮没发射路径来应用放射,其中所述内部机架能够比所述外部机架以更高的速率旋转。

27. 根据权利要求 26 所述系统,还包括,沿着所述内部机架可移动布置的单光子发射探测器。

28. 根据权利要求 27 所述的系统,其中所述放射源包括准直器。

. 根据权利要求 26 所述的系统,其中所述系统包括感应模式,其中多个正电子发射探测器阻隔所述放射源,以及发射模式,其中不阻隔所述放射源并且能够将放射应用于患者区域。

## 用于在发射引导的放射治疗中使用的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求以 2011 年 3 月 31 提交的序号为 61/470,432 的美国临时专利申请的优先权,通过引用将其全部内容包含于此。

### 背景技术

[0003] 放射治疗包括:将杀肿瘤的放射剂量传送到身体的局部区域。立体定向放射治疗,也称放射外科学(radiosurgery),可用于治疗脑、胸、头、颈、肺、肝、胰腺、脊柱以及前列腺中的肿瘤(tumor)。各种肿瘤定位技术可用于精确地确定(多个)肿瘤的位置,以帮助确保将高剂量的放射传送到(多个)肿瘤,且保留健康、没有癌症的组织。例如,机载成像技术,例如单个和立体 x 射线成像、千伏级和兆伏级 CT 成像、可植入基准标记器和应答器、超声波成像、MRI 等可通过收集肿瘤位置信息使得放射波束可被明确地定向到肿瘤区域,可帮助提高放射治疗的效力。各种放射波束整形技术也可用于帮助在将被治疗的(多个)肿瘤处精确地引导放射,且降低暴露到周围组织的放射。

### 发明内容

[0004] 本文所描述的是用于在坐标系统中关于一个或多个兴趣区域定位放射源的系统和方法。在一些变化中,这样的系统和方法可用于发射引导的放射治疗(EGRT),以用于将放射局部传送到一个或多个患者肿瘤区域。EGRT 系统可包括:在患者区域周围可移动的机架(gantry),其中一个或多个正电子发射检测器和放射源被可移动地布置在该机架上。所述 EGRT 系统可包括:控制器,其被配置为识别一致的正电子湮没(annihilation)发射路径和引导所述放射源以便沿着所识别的发射路径应用放射波束。各种方法可与 EGRT 系统一起使用以便调节被应用于(多个)目标区域的放射波束,使得放射被传送到(多个)目标区域且降低或避免放射传送到其它组织区域。本文所描述的 EGRT 系统和方法可单独使用或与用于肿瘤治疗的外科手术、化学疗法和 / 或短程疗法结合一起使用。

[0005] 本文所描述的 EGRT 系统的一个示例可包括:在患者区域周围可移动的机架、一个或多个正电子发射检测器、一个或多个治疗放射源、运动系统和微处理器。EGRT 系统的一些变化可包括:一个或多个单光子发射检测器。治疗放射源可以是一个或多个放射性材料、(多个) x 射线源、或(多个)粒子束源。为了检测与目标区域相交的一致正电子湮没发射路径和应用放射波束以便将规定的放射剂量传送到目标区域,正电子发射检测器和治疗放射源可被安装在围绕所述机架的各种位置。可沿着发射路径和 / 或在基于检测的发射所确定的目标位置来应用放射波束。可移动的机架可以调节正电子发射检测器和治疗放射源的位置,使得在所述患者区域内可治疗组织的各种区域。

[0006] 本文所描述的方法可与 EGRT 系统一起使用来调节应用于(多个)目标区域的放射波束以便将放射传送到(多个)目标区域且降低或避免将放射传送到其它组织区域。例如,EGRT 方法可用于将规定剂量的放射传送到靶体部且避免将放射传送到放射敏感结构,补偿 PET 信号和 / 或放射波束衰减,收集实时的肿瘤位置数据,并且执行其它功能以便帮助确保

将杀肿瘤级别的放射传送到靶体部且保护周围组织。本文所描述的 EGRT 系统和方法可单独使用或与用于肿瘤治疗的外科手术、化学疗法、放射增敏剂、和 / 或短程疗法一起使用。例如, EGRT 系统和方法可在化学疗法之前和 / 或之后使用。EGRT 也可在外科手术和 / 或短程疗法之前和 / 或之后使用。肿瘤治疗计划的一些变化可包括:外科手术移除肿瘤的一部分、和用化学疗法和 / 或 EGRT 治疗任何的剩余肿瘤块。在肿瘤治疗计划中的各种疗法可通过(多个)肿瘤的大小、类型、位置、发展和病原以及多种患者变量(例如,性别、年龄、过敏症、对特定药理学药剂的忍耐力等等)来部分地确定。

[0007] 用于组织的目标区域的发射引导的放射治疗的方法的一个示例可包括:使用正电子发射检测器检测与目标组织和将被保留的放射敏感组织都相交单重合正电子湮没发射路径;和选择性地沿着该发射路径应用放射,使得应用于目标组织的放射远大于应用于被保留组织的放射。在某些变化中,沿着所述发射路径应用放射可包括:以概率方式发射放射、或以概率方式发射已被调强(intensity modulated)的放射。

[0008] 用于将放射应用于组织的目标区域的 EGRT 方法的另一种示例可包括:使用正电子发射检测器检测与目标组织区域相交的单重合正电子湮没发射路径;确定该发射路径是否相交于器官结构;定位放射源以便沿着该发射路径应用放射;和沿着该发射路径应用放射,其中通过概率系数来修改该放射源。在某些变化中,应用放射可包括:应用这样的放射:其中该放射的强度已经被该概率系数进行调节。

[0009] 用于组织目标区域的 EGRT 的另一种方法可包括:检测与组织的目标区域相交的单重合正电子湮没发射路径,其中该发射路径基本垂直于来自该目标组织的预定的延伸边缘;和使用放射源沿着该发射路径将放射波束应用于该目标组织,其中该放射波束的宽度可对应于该延伸边缘的宽度。在某些变化中,目标组织是渴求 PET (PET-avid) 组织,并且所述延伸边缘可包括与所述渴求 PET 组织邻近的组织。

[0010] 用于组织的目标区域的 EGRT 的另一种方法可包括:使用正电子发射检测器检测组织的渴求 PET 区域的边界;定义超过该渴求 PET 区域的边界的延伸区域;检测与组织的所选择区域相交的单重合正电子湮没发射路径,其中该检测的发射路径可以基本垂直于所述延伸区域的轴;并且沿着具有对应于该延伸区域宽度的宽度所检测的发射路径应用放射。在某些变化中,正电子发射检测器可被配置为基于所检测的正电子湮没发射路径来确定组织区域的所述渴求 PET 区域的边界。

[0011] 用于组织的目标区域的 EGRT 的另一种方法可包括:使用被配置为确定组织的渴求 PET 区域的边界的正电子发射检测器,检测组织的渴求 PET 区域的边界;定义超过该渴求 PET 区域的边界的延伸区域;检测与组织的所选择区域相交的单重合(single coincident)正电子湮没发射路径,其中该检测的发射路径可以基本垂直于所述延伸区域的轴,和沿着可具有可对应于该延伸区域宽度的宽度所检测的发射路径应用放射。在某些实施例中,定义延伸区域可包括:使用由计算机断层扫描、磁共振成像、PET、或任何其它适合的成像方式中的一个或多个获得的图像。

[0012] 用于组织的目标区域的 EGRT 的另一种方法可包括:使用正电子发射检测器检测单重合正电子湮没发射路径,其中该发射路径可相交于被保留的组织的第一渴求 PET 区域和被治疗的组织的第二渴求 PET 区域,将放射源定位在这样的位置:该放射源能够沿着该发射路径从该位置应用放射,和沿着该发射路径应用放射,其中可根据调制因数来调节该

放射,该调制因数与组织的第一渴求 PET 区域在该放射源的位置上的投影成反比例。在某些变化中,应用放射可包括:应用具有时间持续期的放射波束,该持续时间可被所述调制因数修改。替代地或另外地,应用放射可包括:应用具有强度的放射,该强度可被所述调制因数修改。在其它变化中,组织的第二渴求 PET 区域可与组织的目标区域相交,并且所述组织的第一区域可能不与组织的目标区域相交。

[0013] 用于组织的目标区域的 EGRT 的又一种方法可包括:使用正电子发射检测器检测单重合正电子湮没发射路径,其中该发射路径可相交于组织的目标区域;和使用放射源沿着该发射路径应用放射,其中根据沿着完整发射路径的检测的正电子湮没发射的整体衰减可调节所应用的放射,这可由替代的成像方式来确定。在某些变化中,应用放射可根据沿着所述正电子湮没发射路径的治疗放射的衰减来调节。例如,所应用的放射可以是正比例于或反比例于所检测的正电子湮没发射的衰减。替代的成像方式的示例可包括:计算机断层扫描(computed tomography)、磁共振成像、x 射线、和 / 或任何适合的成像方式。

[0014] 用于 EGRT 的方法的另一种示例可包括:使用正电子发射检测器检测单个正电子湮没发射路径,其中该发射路径相交于组织的目标区域;使用由所选择的成像方式所获取的组织的目标区域的图像来计算该发射路径的衰减因数;和沿着该发射路径应用放射,其中由该衰减因数调节该放射。在某些变化中,放射可被调节以便补偿沿着所述正电子湮没发射路径该放射的衰减。所应用的放射可以正比例于或反比例于所检测的正电子湮没发射的衰减。在某些变化中,所选择的成像方式可以是计算机断层扫描。在某些变化中,可以按与衰减系数正比例于或反比例地调节放射的强度。另外地或替代地,所应用的放射可以有持续时间,该持续时间可正比例于或反比例于所述衰减系数被调节。例如,沿着所述发射路径所应用的放射可以有频率,该频率可正比例于或反比例于所述衰减系数被调节。

[0015] 用于 EGRT 的系统的一种变化可包括:机架,其在患者区域周围可移动,其中该机架包括可旋转的内部机架和可旋转的外部机架;多个正电子发射检测器,其沿着被配置为在该患者区域内检测多个正电子湮没发射路径的内部机架可移动地布置;和放射源,其沿着在外部机架上可移动地布置,其中该放射源被配置为在该患者区域内沿着多个正电子湮没发射路径中的各个发射路径应用放射。在某些 EGRT 系统中,内部机架能够比外部机架以更高地速率旋转。在某些变化中,系统可包括:感知模式,其中多个正电子发射检测器阻隔所述放射源;和发射模式,其中该放射源未被阻隔并且能够将放射应用于所述患者区域。替代地或另外地,所述 EGRT 系统可包括沿着所述内部机架可移动地布置的一个或多个单光子发射检测器。在某些变化中,所述放射源也可包括准直器(collimator)。

[0016] 用于发射引导放射治疗的方法的一种示例可包括:使用多个正电子发射检测器检测与多个目标组织区域相交的正电子湮没发射路径;定位放射源以便沿着所述多个发射路径中各个发射路径应用放射;和沿着该放射路径中的各个发射路径应用放射以便将放射传送到所述多个目标组织区域。

[0017] 用于 EGRT 的系统的另一种示例可包括:机架,其在患者区域周围可移动,其中机架包括可旋转的内部机架和可旋转的外部机架、多个正电子发射检测器,其沿着被配置为在患者区域内从多个移动的渴求 PET 区域中检测多个正电子湮没发射路径的内部机架可移动地布置、和沿着在该外部机架上可移动地布置的放射源,其中该放射源可被配置为在患者区域内将放射应用于多个渴求 PET 区域。在某些 EGRT 系统中,内部机架能够比外部

机架以更高的速率旋转。在某些变化中,所述 EGRT 系统可包括:感知模式,其中多个正电子发射检测器阻隔所述放射源;和发射模式,其中该放射源未被阻隔并且能够将放射应用于所述患者区域。替代地或另外地,所述 EGRT 系统可包括沿着所述内部机架可移动地布置的一个或多个单光子发射检测器。在某些变化中,所述放射源也可包括准直器。

[0018] 用于 EGRT 的方法的一种示例可包括:使用多个正电子发射检测器检测与多个移动目标组织区域相交的正电子湮没发射路径;定位放射源以便沿着所述发射路径应用放射;和根据所述目标组织区域的移动沿着移动所述检测的发射路径所导出的路径将放射应用于多个移动目标组织区域。

[0019] 本文所描述的是可被用于定位放射源(例如可被使用在 EGRT 系统中的放射源)的系统。用于定位放射源的系统的一种变化可包括:圆形机架、安装在该机架上的放射源、安装在该机架上的正电子发射检测器、和与该放射源和该正电子发射检测器通信的控制器。正电子发射检测器可被配置为在坐标系统内检测起源于第一兴趣区域的正电子发射路径,所述控制器可被配置为(例如,通过对存储在存储器中的算法进行编程)沿着所述发射路径定位所述放射源。放射源可被配置为(例如,通过存储在存储器中的程序和/或来自所述控制器的一个或多个信号)根据所选择的概率系数产生放射。在某些变化中,所述控制器可被配置为在所述坐标系统内确定所述发射路径是否与第二兴趣区域相交;如果该发射路径相交于该第二兴趣区域,那么所述放射源可被配置为根据所选择的概率系数沿着所述发射路径产生放射。替代地或另外地,如果所述发射路径相交于所述第二兴趣区域并且所选择的概率系数低于预编程的概率门限,那么放射源可被配置为沿着所述发射路径产生放射。在某些变化中,所述放射源可被配置为产生沿着所述发射路径的被以概率方式调节强度的放射,和/或可被配置为产生被所述概率系数扩展的放射。

[0020] 用于定位放射源的系统的一种变化可包括:圆形机架、安装在该机架上的放射源、安装在该机架上的正电子发射检测器、以及与该放射源和该正电子发射检测器通信的控制器。正电子发射检测器可被配置为在坐标系统内检测起源于多个兴趣区域的多个正电子发射路径,所述控制器可被配置为(例如,通过对存储在存储器中的算法进行编程)沿着所述多个发射路径定位所述放射源。

[0021] 用于定位放射源的系统的一种变化可包括:圆形机架、安装在该机架上的放射源、安装在该机架上的正电子发射检测器、以及与该放射源和该正电子发射检测器通信的控制器。所述正电子发射检测器可被配置为在坐标系统内检测与多个移动兴趣区域相交的正电子发射路径,所述控制器可被配置为(例如,通过对存储在存储器中的算法进行编程)根据所述兴趣的区域的移动沿着由移动所述检测的发射路径所导出的发射路径定位所述放射源。

[0022] 用于定位放射源的系统的一种变化可包括:圆形机架、安装在该机架上的放射源、安装在该机架上的正电子发射检测器、以及与该放射源和该正电子发射检测器通信的控制器。正电子发射检测器可被配置为在坐标系统内检测与兴趣区域相交的正电子发射路径,其中所述发射路径可以基本垂直于来自所述兴趣区域的延伸边缘的预定方向。所述控制器可被配置为(例如,通过对存储在存储器中的算法进行编程)沿着所述发射路径定位所述放射源,所述放射源可被配置为(例如,通过存储在存储器中的程序和/或来自所述控制器的一个或多个信号)产生具有相应于所述延伸边缘的宽度的宽度的放射波束。在某些变化中,



所述兴趣区域可以是渴求 PET,所述延伸边缘可包括与所述渴求 PET 的兴趣区域邻近的区域。

[0023] 用于定位放射源的系统的一种变化可包括:圆形机架、安装在该机架上的放射源、安装在该机架上的正电子发射检测器、以及与该放射源和该正电子发射检测器通信的控制器。所述正电子发射检测器可被配置为在坐标系统内检测渴求 PET 的兴趣区域的边界并且在坐标系统内检测与第二兴趣区域相交的单重合正电子湮没发射路径。控制器可被配置为(例如,通过对存储在存储器中的算法进行编程)定义超过所述渴求 PET 的兴趣区域的边界延伸区域并且确定所述检测的发射路径是否基本垂直于该延伸区域的轴。放射源可被配置为(例如,通过存储在存储器中的程序和/或来自所述控制器的一个或多个信号)产生具有相应于所述延伸边缘宽度的宽度的放射波束。在某些示例中,所述控制器可以被配置为通过使用由计算机断层扫描和/或磁共振成像所获得的图像来定义延伸区域。

[0024] 用于定位放射源的系统的一种变化可包括:圆形机架、安装在该机架上的放射源、安装在该机架上的正电子发射检测器、以及与该放射源和该正电子发射检测器通信的控制器。所述正电子发射检测器可被配置为在坐标系统内检测与兴趣区域相交的单个正电子湮没发射路径。所述控制器可被配置为(例如,通过对存储在存储器中的算法进行编程)使用由选择的成像方式所获取的所述兴趣区域的图像计算所述发射路径的衰减因数,并且沿着该发射路径定位放射源。所述放射源可被配置为(例如,通过存储在存储器中的程序和/或来自所述控制器的一个或多个信号)产生被所述衰减因数调节的放射。所选择的成像方式可以是计算机断层扫描和/或磁共振成像。在某些示例中,放射源可被配置为产生放射,该放射可被调节以便补偿该放射沿着所述正电子湮没发射路径的衰减。替代地或另外地,放射源可被配置为产生放射,该放射正比例于所检测的正电子湮没发射路径的所述衰减。在其它示例中,放射源可被配置为产生放射,该放射反比例于所检测的正电子湮没发射路径的所述衰减。替代地或另外地,放射源可被配置为产生放射,该放射具有正比例于所述衰减因数被调节的强度,和/或具有正比例于所述衰减因数被调节的持续时间,和/或具有反比例于所述衰减因数被调节的强度,和/或具有反比例于所述衰减因数被调节的频率的放射。

[0025] 用于定位放射源的系统的一种变化可包括:圆形机架、安装在该机架上的放射源、安装在该机架上的正电子发射检测器、以及与该放射源和该正电子发射检测器通信的控制器。正电子发射检测器可被配置为在坐标系统内检测与第一渴求 PET 的兴趣区域和第二渴求 PET 的兴趣区域相交的单个正电子湮没发射路径。控制器可被配置为(例如,通过对存储在存储器中的算法进行编程)将放射源定位到沿着所述发射路径的位置。放射源可被配置为(例如,通过存储在存储器中的程序和/或来自所述控制器的一个或多个信号)产生根据调制因数来调解的放射,该调制系数反比例于所述第一渴求 PET 的兴趣区域在该放射源的位置上的投影。在某些变化中,所述放射源可被配置为产生具有持续时间的放射波束,该持续时间由所述调制因数修改。替代地或另外地,所述放射源可被配置为产生具有强度的放射,该强度由所述调制因数修改。在某些示例中,所述第二渴求 PET 的兴趣区域可以与第三兴趣区域相交,并且所述第一兴趣区域不能与所述第三兴趣区域相交。

[0026] 用于发射引导放射治疗的系统的一种变化可包括:机架,其在患者区域周围可移动、多个正电子发射检测器,其沿着被配置为在该患者区域内检测多个正电子湮没发射路

径的内部机架可移动布置、和沿着所述外部机架可移动布置的放射源。所述机架可包括可旋转的内部机架和可旋转的外部机架,所述放射源沿着所述外部机架可被可移动布置。放射源可被配置为在所述患者区域内沿着所述多个正电子湮没发射路径应用放射,内部机架能够比所述外部机架以更高的速率旋转。可选地,所述系统还可包括沿着所述内部机架可移动布置的单光子发射检测器。在某些变化中,放射源可包括准直器。这样的系统可选地可包括:感知模式,其中多个正电子发射检测器阻隔所述放射源,和发射模式,其中该放射源未被阻隔并且能够将放射应用于所述患者区域。

## 附图说明

[0027] 图 1 是沿着正电子湮没发射路径的用于校准放射的发射引导的放射治疗系统的一种变化。

[0028] 图 1A 是用于概率地沿着与计划靶体部(PTV)和放射敏感结构都相交的响应线(LOR)应用放射的 EGRT 方法的示例的概念描述;图 1B 是根据在图 1A 中的描述进行运行的 EGRT 方法的一种示例的流程图;图 1C 到 1E 示出使用图 1B 的方法从计算机仿真导出的等高线图(具有统一的等高线间隔)。

[0029] 图 2A 是用于应用具有对应于基本垂直于 PTV 的延伸区域宽度的宽度的放射波束的 EGRT 方法的另一种变化的概念描述;图 2B 是可用于定义 PTV 的延伸区域的一种方法的流程图;图 2C 是图 2A 所示的方法的示例实施方式的流程图。

[0030] 图 3A 是用于应用区分 PTV 内的渴求 PET 区域和 PTV 外的渴求 PET 区域的放射波束的另一种 EGRT 方法的概念描述;图 3B 是图 3A 中所示的方法的示例实施方式的流程图。

[0031] 图 4A 是沿着重合正电子发射路径的用于应用校准衰减的放射波束的另一种 EGRT 方法的概念描述;图 4B 是图 4A 所示的方法的示例实施方式的流程图。

[0032] 图 5 是沿着重合正电子发射路径用于精确地应用放射波束的另一种 EGRT 方法的概念描述;图 5B 是在图 5A 中所示的方法的示例实施方式的流程图。

[0033] 图 6A 到 6C 是沿着单个 LOR 应用多个放射波束的 EGRT 方法的示例的概念描述;图 6D 是图 6A 到 6C 中所示方法的示例实施方式的流程图。

[0034] 图 7 是使用 EGRT 技术和调强的发射治疗(IMRT)技术的方法的一种示例的流程图。

[0035] 图 8A 和 8B 是在 EGRT 期间为肿瘤和/或 PTV 更新位置信息的 EGRT 方法的概念描述;图 8C 是图 8A 和 8B 中所示方法的示例实施方式的流程图。

[0036] 图 9A 是用于为均匀剂量分布调制应用于 PTV 的放射的 EGRT 方法的另一种示例的概念描述;图 9B 是图 9A 所示方法的示例实施方式的流程图。

[0037] 图 10A 和 10B 是用于计算 LOR 的起始点的 EGRT 方法的概念描述;图 10C 是在图 10A 中所示的方法的示例实施方式的流程图。

[0038] 图 11A 是用于将放射传送到缺氧组织区域的 EGRT 方法的一种变化的概念描述;图 11B 是图 11A 所示方法的示例实施方式的流程图。

[0039] 图 12A 是沿着与具有降低的正电子发射活度的 PTV 相交的 LOR 用于传送放射的 EGRT 方法的一种变化的概念描述;图 12B 是图 12A 所示方法的示例实施方式的流程图。

[0040] 图 13 是使用超过一个 PET 示踪剂的 EGRT 方法的一种示例的流程图。

[0041] 图 14A 是沿着与多个 PTV 相交的 LOR 应用放射的 EGRT 方法的示例的概念描述;图

14B 是图 14A 所示方法的示例实施方式的流程图。

[0042] 图 15A 到 15B 是具有可移动的内部机架和分开的可移动的外部机架的 EGRT 系统的示例原理图；图 15C 是可以如何使用图 15A 和 15B 所示的一个示例的流程图。

### 具体实施方式

[0043] 本文所描述的是在坐标系统中用于定位关于一个或多个兴趣区域的放射源的方法和系统。在某些变化中,这样的系统和方法可被用于为了沿着来自正电子湮没事件中的光子的发射路径的放射传送的发射引导放射治疗。本文所描述的方法和系统可被用于将高剂量的放射传送到第一兴趣区域(例如,肿瘤),且将少量的放射(如果有的话)传送到第二兴趣区域(例如,周围组织)。以下所描述的系统和方法能够精确地定位目标肿瘤区域以便高等级的放射可被应用于(多个)肿瘤且保护(多个)肿瘤周围的所述组织。这些系统和方法可帮助提供准确的肿瘤位置,并且可被用于将放射波束实时地传送到所述目标肿瘤区域(例如,在正电子湮没发射路径已被检测到后的几秒钟之内)。为了提供有用的放射治疗,这些系统和方法可处理并且管理源自多个过程(例如,肿瘤体部描绘、患者的摆位和生理运动)的不确定性。本文所描述的系统和方法可帮助提高放射治疗效力、患者舒适度、和/或成本效率。虽然参照 EGRT 系统以下所描述的变化和示例,但是应该理解这些仅是系统的示例,该系统在坐标系统中可被用于定位关于一个或多个兴趣区域的放射源。在坐标系统内兴趣区域可包括,但不限制于,肿瘤组织、非肿瘤区域、放射敏感器官或结构、任何解剖结构、任何发射正电子(例如,渴求 PET 区域)的区域或体部、任何不发射正电子(例如,非渴求 PET 区域)的区域、关于渴求 PET 区域被定义的区域或体部、固定区域或体部、移动区域或体部、由用户或从业者(例如,计划靶体部)或机器算法(例如,图像处理算法)所标识的任何区域或体部等等。

[0044] EGRT 可单独使用或与其它类型的发射治疗一起使用。例如,EGRT 可与调强发射治疗(IMRT)和/或图像引导发射治疗(IGRT)一起使用。IMRT 能够产生高适形剂量分布以便将放射传送到目标肿瘤区域同时保留健康组织。在治疗计划前,IGRT 可使用成像方式例如 MRI 或 CT 来定位所述患者内的所述肿瘤。为了所述目标肿瘤区域的实时地定位跟踪,将这些成像技术的其一或者全部与 EGRT 结合是有益的以便帮助确保在所述目的组织区域处引导所述治疗放射。

[0045] 本文所公开的是使用 PET 示踪剂的 EGRT 的系统和方法,其中放射可沿着与检测的重合的正电子湮没发射路径校准的响应线(LOR)被应用。可被用于 EGRT 的系统可包括:在患者区域周围可移动的机架、可沿着该机架移动的一个或多个正电子发射检测器、以及沿着该机架也可移动的一个或多个治疗放射源。一个或多个正电子发射检测器能够检测并且跟踪相应于多个兴趣区域(例如,(多个)肿瘤)的发射路径。一个或多个放射源可被配置为补偿多个肿瘤中的各个肿瘤的运动以便放射可以被准确地应用于(多个)肿瘤并且不应用于健康组织。用于定位可被用于发射引导放射治疗的放射源的系统(130)的一种变化在图 1 中被示出。系统 130 可包括:圆形可移动机架(未示出)、安装在该机架上的放射源(131)、一个或多个被定为在该机架上或周围的各种位置的正电子湮没发射传感器(133)、一个或多个 x 射线检测器(132)、运动系统(134)、和控制器或微处理器(135)。x 射线检测器(132)和正电子湮没发射传感器(133)也可被安装在所述可移动的机架上。在某些变化中,所述

正电子发射检测器(133)和所述 x 射线检测器(132)可被布置在所述机架的周边的结实部分周围。正电子发射检测器(133)可被配置为通过感知由所述湮没事件所引起的所述光子的所述发射路径(136)来检测正电子湮没事件。运动系统(134)可被配置为移动所述机架和关于兴趣区域或靶体部(138)的附属设备以便所述放射源(131)与所述检测的发射路径(136)校准。微处理器(135)可连接到所述放射源(131)、正电子发射检测器(133)、x 射线检测器(132)和所述运动系统(134)以便调节这些部件的相互之间的各个的运动,并且以便以期望的顺序激活这些部件中的各个部件。例如,所述微处理器(135)可识别与所述靶体部(138)相交的所述重合的正电子发射路径(136),并且可协调所述放射源的所述校准、配置和触发以便将放射沿着所述检测的发射路径(136)引导到所述靶体部(138)。

[0046] 微处理器(135)可控制所述机架的旋转以便在 EGRT 疗程的过程中为响应多个检测的发射路径调节所述放射源(131)的方位。EGRT 系统的所述微处理器可包括计算机可读的存储媒介,并且能够依照存储在该计算机可读的存储媒介中的软件或固件执行各种功能。计算机可读的存储媒介的示例可包括:但不限制于,电的、磁的、光的、电磁的、红外线的或半导体系统、装置或设备、便携的计算机磁盘(磁的)、随机访问存储器(RAM)(磁的)、只读存储器(ROM)(磁的)、可编程可擦除只读存储器(EPROM)(磁的)、便携光盘例如 CD、CD-R、CD-RW、DVD、DVD-R、或 DVD-RW、或闪存例如紧凑型闪存卡、安全数字卡、USB 存储设备、存储棒、等等。软件或固件也可通过或结合指令执行系统、装置、或设备,例如基于计算机的系统、包含处理器的系统、或其它从该指令执行系统、装置或设备能够获取所述指令并且执行该指令的系统,在任何的传输媒介内被传播以供使用。传输媒介的示例可包括:但不限制于,电的、磁的、光的、电磁的、或红外线的、或有线或无线传播媒介。

[0047] 虽然本文所描述的 EGRT 的系统和方法可被配置为检测并且响应来自产生于 PET 示踪剂的重合的正电子湮没发射事件的发射路径,但是其它类型的放射示踪剂也可被用于 EGRT。例如,EGRT 系统和方法可另外地或替代地被配置为检测并且响应产生于 SPECT 示踪剂的单光子发射。其它在核医学中被经常使用的放射示踪剂也可与本文描述的 EGRT 系统和方法一起使用。来自这样的放射示踪剂的发射线可用作准确的和接近实时的肿瘤跟踪的引导。依赖所使用的放射示踪剂的类型,EGRT 系统可包括多种检测器,例如正电子发射检测器、单光子发射检测器等等。EGRT 系统也可包括多种治疗放射源,包括线性加速器、放射性材料、x 射线源、粒子束源、等等。在某些变化中,放射源可包括准直器,该准直器能够为响应单光子事件传送放射。可用于 EGRT 的系统的一种示例在于 2004 年 11 月 29 日登记的专利号为 7,265,365 的美国专利中被描述。EGRT 系统的另外描述和示例在以下,以及在于 2009 年 2 月 9 日登记的公开号为 2009/0256078 的美国专利申请中被提供,其全部内容通过引用被包含于此。

[0048] 用于 EGRT 的方法可被用于实时地跟踪肿瘤的位置,和/或可被用于将期望剂量的放射传送到在计划靶体部(planning target volume,PTV)中的(多个)肿瘤,同时保护周围组织。PTV 可在治疗前和/或计划疗程期间由医生和/或技术人员(例如,发射肿瘤专家、医学物理学家、发射线学者、发射治疗医生、等等)使用多种成像方式(例如 CT、PET、MRI、x 射线、等等,或者单独或者组合)被确定。PTV 也可在发射治疗疗程期间被确定。例如,PTV 可在发射治疗疗程期间使用一个或多个类型的机载成像方式(例如,CT、PET、MRI、x 射线、等等,或者单独或者组合),周期性地被确定。关于 PTV 的数据可被存储在 EGRT 系统的所述微

处理器中以供医学物理学家和 / 或发射治疗医生在发射治疗疗程期间使用。PTV 可包括所述肿瘤区域和在该肿瘤区域中周围的非肿瘤组织, 或 PTV 可只包括没有所述周围的非肿瘤组织的肿瘤区域。替代地或另外地, PTV 可包括如由选择的成像方式(例如, CT、PET、MRI、x 射线、SPECT、等等)所确定的可视区域和肿瘤的生长。在某些情况中, PTV 可包括渴求 PET 的组织区域(例如, 已被 PET 示踪剂占据并且发射由正电子湮没引起的光子的组织体部), 并且在其它情况中, PTV 可既包括渴求 PET 区域又包括邻近的非渴求 PET 组织区域。在某些变化中, PTV 可包括上述所描述的具有一个或多个额外边缘的区域, 例如, 患者和 / 或器官运动、器官外形和大小变化, 以及在放射波束校准中的不确定性的边缘。

[0049] 某些方法可有助于补偿由于呼吸或其它患者移动引起的肿瘤和 / 或 PTV 移动, 和 / 或提供用于更准确的或精确的肿瘤边缘检测, 和 / 或通过降低 PTV 中的“热”或“冷”点(例如, 使得所述放射剂量被均匀地传送通过整个 PTV) 有助于确保应用于 PTV 的放射是同质的。虽然用于 EGRT 的各种方法在以下被分别地描述, 但是应该理解本文所描述方法中的一个或多个方法可在 EGRT 疗程前或期间被结合。可选地, EGRT 的这些方法中的一个或多个方法可在患者的癌症治疗过程中与外科手术、化学疗法、短程疗法和 / 或其它的癌症疗法结合一起使用。

[0050] EGRT 的方法的一种变化可将降低剂量的放射传送到放射敏感结构同时将规定剂量的放射传送到位于 PTV 中的肿瘤。这样的方法的某些变化可避免将任何剂量的放射传送到选择的组织区域或任何的放射敏感结构。放射敏感结构可以是, 例如, 特别易于受放射伤害的器官。放射敏感结构可包括心脏、食道、直肠、胃、大小肠、胸部、包含在配子中的唾液腺器官、脊柱和其它神经组织、等等。在 EGRT 的某些变化中, 放射敏感结构可选地可用放射防护药物(例如, 阿米斯丁(amifostine))来处理, 其有助于这些放射敏感结构自我修复任何放射伤害。将降低的剂量放射传送到放射敏感结构的方法的一种变化可包括将放射沿着与所述放射敏感结构相交的重合的正电子湮没发射路径或 LOR 不频繁地传送。图 1A 概念地示出具有计划靶体部(102)和放射敏感结构(104)的患者区域(100)。PTV 的至少一部分已经占据 PET 示踪剂(例如, FDG、FLT、F-MISO), 并且可能正在发射由于正电子湮没事件引起的光子, 例如, 该 PTV 的至少一部分可以是渴求 PET。起源于所述 PTV 内的发射路径或响应线(例如响应线(106))可与所述放射敏感结构(104)相交, 而其它所述发射路径或响应线(例如响应线(108))不与该放射敏感结构(104)相交。放射源(未示出)可以特定的频率和强度沿着所述 LOR(108)应用放射以便将规定剂量传送到所述 PTV(102)。放射源可沿着所述 LOR(106)应用已被衰减或调节(例如, 在频率和 / 或强度上)的放射以便降低该放射暴露到所述放射敏感结构(104)。例如, 频率(使用该频率沿着所述 LOR 放射被传送)可以概率的方式被降低。替代地或另外地, 与沿着所述 LOR(108)传送的所述放射相比, 沿着所述 LOR(106)传送的所述放射可被衰减(例如, 降低强度或功率)。

[0051] 将降低的放射量传送到放射敏感结构同时将规定剂量放射传送到 PTV 的方法(110)的一种示例在图 1B 中概略地给出。方法(110)(例如)可降低所述频率, 具有该频率的放射沿着与放射敏感结构相交的 LOR 被应用。这种方法可使用包括可移动机架、沿着该机架的一个或多个正电子发射检测器、安装在该机架上的一个或多个放射源、运动系统和微处理器的 EGRT 系统来实施。处理 LOR(112)可包括使用正电子发射检测器检测单重合正电子湮没发射路径, 并且可选地可包括在所述微处理器的存储器中存储关于该 LOR 的数据

(例如,位置数据、信号强度数据、等等)。随后,微处理器可通过将所述 LOR 的位置数据与存储在所述微处理器的存储器中的 PTV 的位置数据进行比较来评估所述 LOR 是否相交于 PTV (114)。如果不相交,所述 EGRT 系统可返回到初始状态(112)来检测另一个 LOR。如果相交,所述微处理器可将所述 LOR 的位置数据与所述放射敏感结构的位置数据进行比较来评估所述 LOR 是否相交于放射敏感结构(116)。如果不相交,所述微处理器可向所述 EGRT 系统的放射源发送指令以便沿着 LOR (122)应用放射。如果相交,所述微处理器可随机地产生 0 到 118 之间的数字 X (118)。然后,所述微处理器确定所述数字 X 是否低于预编程的概率门限 T (120)。如果不低于,那么所述 EGRT 可返回到所述初始状态(112)来检测另一个 LOR。如果所述调节数字 X 低于预编程门限 T,那么所述微处理器可向所述放射源发送指令以便沿着所述 LOR (122)应用放射。一旦放射已经沿着所述检测的 LOR 被传送,那么如果需要所述方法(110)可被重复,例如,直到规定剂量的放射已经被应用于所述 PTV 和 / 或所述放射敏感结构。作为示例,规定到放射敏感结构的剂量不超过所述周围的组织和 / 或 PTV 的剂量级别的 20% 可能是希望的。在这个示例中,所述概率门限 T 可被选择为 0.2,以便放射被传送到与所述放射敏感结构和所述 PTV 都相交的响应线中的五分之一。替代地,概率门限 T 也可代表衰减或扩展系数,通过衰减或扩展系数所述放射被调节。例如,沿着与 PTV 和放射敏感结构都相交的 LOR 被应用的所述放射可由  $T=0.2$  的所述概率门限来调节,使得该放射应用是处于正常强度级别的 20%。替代地,所述放射源的标称叶开(leaf-open)时间可能是该标称叶开时间的 20%。概率门限 T 可以是任何合适的值,例如,0、0.005、0.01、0.05、0.10、0.5、0.75、0.9、1.0 等等。在其它变化中,沿着 LOR 被应用的所述放射的强度或功率通过概率系数来衰减或扩展。概率系数可以由小于所述门限 T 的 0 和 1 之间的随机产生数得到。

[0052] 图 1C 到 1E 是当所述方法(110)被实施以便应用放射至 PTV (140)时,代表计算机仿真放射剂量图的等高线图。在图 1C 到 1E 中不同的等高线有均匀的等高线间隔并且反映在应用于放射敏感结构(142)的放射量上变化所述概率门限 T 的效果。图 1C 示出当所述概率门限  $T=1.0$  (例如,没有惩罚将剂量传送到所述放射敏感结构)时剂量剖面线图。在这个示例中,到所述放射敏感结构(142)的所述放射剂量类似于周围组织的所述放射剂量。图 1D 示出当所述概率门限  $T=0.2$  时剂量剖面线图,图 1E 示出当所述概率门限  $T=0.0$  时剂量剖面线图。当所述概率门限 T 向 0 减少时,如在所述等高线图中所示,到所述放射敏感结构(142)的全部剂量可减少。

[0053] 在 EGRT 方法的其它变化中,所述放射源可调节传送到所述 PTV 的所述放射波束的特性以便将放射传送至在所述 PTV 内的非渴求 PET 组织。例如,所述放射波束的宽度可被扩展以便将放射传送至在所述 PTV 内的非渴求 PET 组织,和 / 或多个放射波束可在一段时间中被应用在所述 PTV 内的非渴求 PET 组织。这种方法的一个示例在图 2A 中被概念地示出。这种方法可包括在治疗计划阶段期间获取图像(例如,CT、MRI、PET 等等中的一个或多个,包括 PET-CT 图像)来定义在 EGRT 期间将被治疗的所述计划靶体部或体部。扩展 PTV (202) 的边缘可从所述渴求 PET 靶体部(204)的边缘用宽度(W1)来扩展。在 EGRT 疗程期间,当相交所述 PTV (202)的 LOR (206)被正电子发射检测器(未示出)检测到时,由所述放射源(210)应用的放射波束(208)可被调节,以便所述放射波束宽度(W2)是在增加所述渴求 PET 体部(204)和 PTV (202)之间的边缘的方向上是更宽的。在某些变化中,如果所述

放射波束(208)基本垂直于所述边缘的扩展方向,那么所述放射波束的宽度(W2)可在所述边缘的方向上被扩展。

[0054] 将放射应用于在 PTV 内的邻近于渴求 PET 体部边界的组织的方法的一种示例在图 2B 和 2C 中被示出。图 2B 示出在治疗计划期间可被使用的方法(220),该方法可在所述 EGRT 疗程之前进行,或者可在 EGRT 疗程期间进行。所述方法(220)可包括获取(220)一个或多个图像,例如 CT、MRI、PET 和 / 或包括 PET-CT 图像。基于获取的(多个)图像,(多个) PTV 可通过定位渴求 PET 区域来定义。可选地,任何的超过所述渴求 PET 体部的延伸边缘也可定义,例如,(多个)PTV 可包括渴求 PET 组织和邻近于该渴求 PET 组织的非渴求 PET 组织。在某些变化中,(多个)治疗体部和 / 或超过所述渴求 PET 体部的延伸边缘可由另外的患者数据、计算机执行的图像处理算法、和 / 或医生输入来定义,并且可有超过(多个)渴求 PET 体部的边缘的长度和宽度。关于所述渴求 PET 体部的信息和 / 或定义 PTV 的边界的延伸边缘(例如,长度、宽度、体部、关于所述靶体部的所述延伸边缘的方向、等等)可被存储在 EGRT 系统的微处理器的存储器中以供在治疗疗程期间使用。

[0055] 图 2C 示出可使用来自所述方法(220)的信息来将放射治疗提供给患者的 EGRT 方法(230)的一种示例。这种方法可使用上述所描述的和下面进一步描述的 EGRT 系统来实施。成像的渴求 PET 体部、以及来自所述方法(220)的延伸边缘数据(例如,长度、宽度、体部、关于所述靶体部的延伸边缘的方向、等等)可在所述 EGRT 疗程之前被存储在所述 EGRT 系统的微处理器的存储器中。替代地或另外地,延伸边缘由所述 EGRT 系统在所述疗程期间的任何点通过治疗期间获取一个或多个图像(例如 CT、MRI、PET 和 / 或包括合成的 PET-CT 图像)可被确定或计算。处理 LOR (232)可包括使用正电子发射检测器检测单重合正电子湮没发射路径,并且可选地可包括在所述微处理器的存储器中存储关于所述 LOR 的数据(例如,位置数据、信号强度数据、等等)。随后,所述微处理器可通过将所述 LOR 的位置数据与所述 PTV 的位置数据进行比较来评估所述 LOR 是否相交于 PTV (234)。如果不相交,所述 EGRT 系统可返回到所述初始状态(232)来检测另一个 LOR。如果相交,所述微处理器可使用来自所述方法(220)的数据来计算(236)所述 LOR 是否基本垂直于所述延伸边缘方向。如果不垂直,所述微处理器可向所述 EGRT 系统的放射源发送指令以便沿着 LOR (268)应用放射。如果所述 LOR 被计算是基本垂直于所述延伸边缘方向,那么所述微处理器可向放射源发送指令以便沿着所述 LOR 传送(240)放射波束,其中所述放射波束具有相应于所述延伸边缘宽度的宽度。在某些变化中,所述延伸边缘可由所述 EGRT 系统的微处理器在所述疗程期间来计算,并且可单独使用或在治疗计划阶段期间与可被确定的任何延伸边缘一起使用。一旦放射已经沿着所述 LOR 被传送,那么如果需要所述方法(230)可被重复,例如,直到规定剂量的放射已经被应用于所述 PTV。

[0056] EGRT 方法的某些变化可区分起源于计划靶体部的重合的正电子湮没发射路径和起源于该计划靶体部外的发射路径。正电子湮没事件可在 PTV 外部发生,并且某些 PET 示踪剂(例如 FDG)的增强摄取可能出现,例如,在心脏、脑、炎症区域、肺的感染区域、或其它结构上的区域。例如,所述 PET 示踪剂可在多个位置中被组织占据,并且 EGRT 可被计划只用于这些位置的子集(例如,某些渴求 PET 组织可能是适合用于放射的目标而其它的渴求 PET 组织可能是不适合)。图 3A 示出具有第一渴求 PET 体部(302)和第二渴求 PET 体部(304)的患者区域(300)。在这个示例中,所述第一渴求 PET 体部(302)可能不是 PTV 的一部分。

第二渴求 PET 体部(304)可能位于 PTV 内。没有区分起源于 PTV 内的重合的正电子湮没发射路径和起源于该 PTV 外的发射路径的 EGRT 的方法可能在将该 PTV 与该 PTV 外部的所述渴求 PET 区域连接的方向上应用增强的放射剂量。一种方式其中 EGRT 方法可避免创建相对更高放射的局部区域,可包括为治疗放射源可能占据的各个方位计算所述 PTV 外部的渴求 PET 体部的数学投影。例如,第一渴求 PET 体部(302)可能在位置 307 处有放射源的投影(306)。PTV 外部的渴求 PET 体部的类似投影可为在 EGRT 系统的机架上的一个或多个放射源的位置来计算。在某些变化中,所述计算的投影可被用于调节沿着各个路径传送的所述放射的发射时间或强度或次数,所述放射的发射时间或强度或次数在特定位置上反比例于所述投影值。例如,当与通过所述 PTV 的不同路径比较时,所述 PTV 外部的渴求 PET 区域可能导致沿着通过该 PTV 的路径有更高的相对投影值。放射源依照计算的投影值可传送放射。例如,在机架的特定位置处的增强的投影值可能指示所述治疗放射源从那个位置,比降低的投影值可能指示所述治疗放射源从那个位置,传送更少比例的放射。放射传送可以不同方式来调节,例如,以沿着所述发射路径发射的时间、强度、或次数。

[0057] 避免高放射的局部区域的建立的方法(310)的一种示例在图 3B 中概略地给出。方法(310)根据在所述放射源的位置处的“热点”的投影来调节沿着 LOR 被应用的所述放射。这种方法可使用包括可移动的机架、沿着该机架的一个或多个正电子发射检测器、沿着该机架的一个或多个放射源、运动系统、以及微处理器的 EGRT 系统来实施。处理 LOR (312)可包括使用正电子发射检测器检测单重合正电子湮没发射路径,并且可选地可包括在所述微处理器的存储器中存储关于所述 LOR 的数据(例如,位置数据、信号强度数据、等等)。随后,微处理器可通过将所述 LOR 的位置数据与可被存储在所述微处理器的存储器中的所述 PTV 的位置数据进行比较来评估所述 LOR 是否相交 PTV(314)。如果不相交,EGRT 系统可返回到所述初始状态(312)来检测另一个 LOR。如果相交,微处理器可计算调制因数,该调制因数反比例于不在所述 PTV (316)内的一个或多个渴求 PET 区域的投影。所计算的调制因数可被用于调节所述放射波束的频率、工作周期、强度、发射次数、和 / 或其它特性。然后,微处理器可向所述放射源提供指令以便根据所述调制因数来调节所述放射波束。然后,放射源可沿着所述 LOR 传送(318)所述调节的放射。一旦放射已经沿着所述检测的 LOR 被传送,那么如果需要所述方法(310)可被重复,例如,直到规定剂量的放射已经被应用于所述 PTV。

[0058] EGRT 的某些方法可补偿由于在所述患者区域内的密度变化可能出现的 LOR 信号强度的任何衰减。图 4A 概念地示出具有渴求 PET 体部(401)和更高密度区域的患者区域(400)。高密度区域可能是由于存在植入的假体、具有更高组织密度的器官,例如骨骼(404)、等等。例如,与所述骨骼结构(404)相交的 LOR (402)可能比不与任何骨骼或高密度区域相交的 LOR (406)衰减的更多。各种的成像方式可被用于近似计算 LOR 的所述信号强度的所述衰减。在 EGRT 的某些变化中,千伏级 CT 图像可被用于估计并且补偿所述 LOR 信号的所述衰减。所述 LOR 衰减也可基于其它成像方式被计算,例如锥形束 CT、MRI、X 射线等等。LOR 信号的所述衰减的估计可在计划阶段或疗程前或放射治疗疗程期间来进行。在某些变化中,LOR 信号的所述衰减可在所述放射治疗疗程期间使用 PET 或 x 射线成像技术被动态地计算。然后,放射波束可以根据所述 LOR 信号的所述衰减被调节来补偿 LOR 信号衰减,以便校准的放射量被传送到所述 PTV 同时有限的放射传送到健康组织。在某些情况



下,沿着衰减的 LOR 应用增强级别的放射来补偿所述衰减影响并且有助于确保所述 PTV 接收到治疗有效级别的放射可能是希望的。在其它情况下,其中衰减所述 LOR 的高密度区域是放射敏感结构,沿着那个 LOR 应用降低级别的放射来降低或限制传送到所述高密度区域的所述放射可能也是希望的。例如,骨骼结构可衰减 LOR 信号,并且沿着所述衰减的 LOR 应用的所述放射可被降低来限制传送到该骨骼结构的所述放射。放射波束可被调节,例如通过在幅度或频率上增高或降低来补偿所述检测的 LOR 信号的幅度或频率的所述衰减。替代地或另外地,放射波束可以时间(例如,工作周期)和 / 或强度来调节。这种调节可通过估算沿着 LOR 通过所述患者的全部路径的该 LOR 的密度投影、将那个投影估计转换成 LOR 正电子能量(例如,511 千电子伏特),并且调节所述放射响应的时间或强度以便传送的放射量补偿沿着该 LOR 路径的整体衰减来实施。

[0059] 图 4B 中概略地给出校准或补偿 LOR 信号衰减以便足够的放射量被应用于所述 PTV 的方法的一种示例。方法(410)调节沿着 LOR 被应用的放射,其补偿在所述 LOR 信号中所测量到的衰减。这种方法可使用包括可移动的机架、沿着该机架的一个或多个正电子发射检测器、沿着该机架的一个或多个放射源、运动系统、以及微处理器的 EGRT 系统被实施。处理 LOR (412) 可包括使用正电子发射检测器检测单重合正电子湮没发射路径,并且可选地可包括在所述微处理器的存储器中存储关于该 LOR 的数据(例如,位置数据、信号强度数据等等)。随后,微处理器可通过将所述 LOR 的位置数据与可被存储在所述微处理器的存储器中的 PTV 的位置数据进行比较来评估所述 LOR 是否相交 PTV (414)。如果不相交,所述 EGRT 系统可返回到所述初始状态(412)来检测另一个 LOR。如果相交,所述微处理器可基于可被先前输入和 / 或存储在所述微处理器的存储器中的千伏级或兆伏级 CT 图像来计算(416)所述 LOR 的衰减。LOR 信号的所述衰减可被用于计算衰减(418),该衰减(418)可被用于调节所述放射波束。在某些变化中,所计算的衰减可通过比例于 LOR 信号衰减的量来降低或增高所述放射量可调节所述放射治疗的平均能量,以便所述校准的放射量沿着所述衰减的 LOR 被传送。然后,微处理器可向所述放射源提供指令来根据所述计算的衰减调节所述放射波束。例如,所述放射波束可正比例于或反比例于所述衰减系数被调节。然后,所述放射源沿着所述 LOR 可传送(420)所述调节的放射。一旦放射已经沿着所述检测的 LOR 被传送,那么如果需要所述方法(410)可被重复,例如,直到规定剂量的放射已经被应用于所述 PTV。

[0060] 可与 EGRT 系统一起使用的方法的一种变化可用于将放射传送到多个计划靶体部。所述方法可包括检测来自多个计划靶体部的正电子发射活动,然后沿着相交于至少一个所述计划靶体部的各个检测的 LOR 应用一个或多个放射波束。EGRT 系统和这种方法能够通过接近实时地(例如,在 LOR 已被检测后的几秒之内)响应所述 LOR 补偿所述计划靶体部中的各个计划靶体部的任何移动,而不管他们移动的相互关系。例如,在所述 LOR 已被检测后,放射波束可以小于 5 秒、4 秒、3 秒、2 秒、1 秒、或 0.5 秒沿着检测的 LOR 被应用。图 14A 示出一种示例其中患者区域(1400)在第一 PTV 内有沿着箭头(1404)移动的第一渴求 PET 区域(1402)并且在第二 PTV 内有沿着箭头(1408)移动的第二渴求 PET 区域(1406)。第一和所述第二渴求 PET 体部的移动可被关联或不关联。LOR (1410)、(1412)和(1414)代表相交于所述计划靶体部中的至少一个计划靶体部的 LOR。EGRT 系统可沿着 LOR (1410)将一个或多个放射波束应用于所述第一渴求 PET 区域(1402),和 / 或沿着 LOR (1412)将一个或

多个放射波束应用于所述第二渴求 PET 区域(1406),和 / 或沿着所述 LOR (1414)将放射波束既应用于所述第一渴求 PET 区域又应用于所述第二渴求 PET 区域以便将规定剂量的放射传送到所述第一和第二渴求 PET 区域。

[0061] 在图 14B 中概略地给出将放射传送到多个计划靶体部的方法(1420)的一种示例。这种方法可使用包括可移动的机架、沿着该机架的一个或多个正电子发射检测器、沿着该机架的一个或多个放射源、运动系统、以及微处理器的 EGRT 系统被实施。处理 LOR (1422)可包括使用正电子发射检测器检测单重合正电子湮没发射路径,并且可选地可包括在所述微处理器的存储器中存储关于该 LOR 的数据(例如,位置数据、信号强度数据、等等)。随后,该微处理器可通过将所述 LOR 的位置数据与所述第一 PTV (1424)的位置数据进行比较来评估所述 LOR 是否相交该第一 PTV (1424)。如果相交,那么然后,所述微处理器可向所述放射源提供指令以便沿着所述 LOR (1428)应用放射。如果 LOR 不与第一 PTV 相交,那么所述微处理器可通过将所述 LOR 的位置数据与所述第二 PTV 的位置数据进行比较来评估所述 LOR 是否相交于该第二 PTV (1426)。如果相交,那么微处理器可向所述放射源提供指令以便沿着所述 LOR (1428)应用放射。如果不相交,那么所述 EGRT 系统可返回到所述初始状态(1422)来检测另一个 LOR。一旦放射已经沿着所述检测的 LOR 被传送,那么如果需要所述方法(1420)可被重复,例如,直到规定剂量的放射已经被应用于所述第一和 / 或第二计划靶体部。

[0062] EGRT 方法的某些变化可被用于帮助所述放射治疗源在所述 PTV 处精确地引导放射波束。图 5A 中被概念地示出这样的方法的一种示例,其中由患者区域(500)代表的患者位于 EGRT 系统的机架(502)的中心部分内。由正电子发射检测器所检测的 LOR (503)可首先被评估以便确定所述 LOR (503)是否与 PTV (504)相交。在某些情况下,当放射源(506)被放置于远离检测的 LOR 的有限距离时,该放射源(506)可发射放射波束(508)。在 PTV (504)中的特定点(507),所述放射波束(508)可被引导,这可有助于校准所述 LOR (504)和所述放射波束(508)。点(507)可以是由所述 PTV 与所述 LOR 的相交点构成的线段的中点。例如,通过识别第一点其中所述 LOR 穿过 PTV 的边界,识别第二点其中该 LOR 在该边界的第二位置处穿过该 PTV,连接该第一点和第二点以便确定一个线段,点(507)可以被计算。所述点(507)可以是所述定义的线段的中点。替代地,所述点(507)可以是在所述 PTV 内的任何另一个位置。

[0063] 图 5B 中概略地给出在 PTV 中的特定位置处精确地引导放射波束的方法(510)的一种示例。方法(510)引导所述放射源以便在由所述 LOR 与所述 PTV 的交点所构成的线段的中点处应用放射波束。这种方法可使用包括可移动的机架、沿着该机架的一个或多个正电子发射检测器、沿着该机架的一个或多个放射源、运动系统、以及微处理器的 EGRT 系统来实施。处理 LOR (512)可包括使用正电子发射检测器检测单重合正电子湮没发射路径,并且可选地可包括在所述微处理器的存储器中存储关于该 LOR 的数据(例如,位置数据、信号强度数据、等等)。随后,微处理器可通过将所述 LOR 的位置数据与所述 PTV(514)的位置数据进行比较来评估所述 LOR 是否相交于该 PTV (514)。如果不相交,那么所述 EGRT 系统可返回到所述初始状态(512)来检测另一个 LOR。如果相交,那么所述微处理器可计算(516)由所述 LOR 与所述 PTV 的交点所构成的线段的中点。然后,微处理器可向所述放射源提供指令以便引导并且应用(518)放射波束至在前述步骤中所计算的所述中点。一旦放射已经

沿着所述检测的 LOR 被传送,那么如果需要所述方法(510)可被重复,例如,直到规定剂量的放射已经被应用于所述 PTV。

[0064] EGRT 系统的其它变化可包括从多个位置和 / 或在时间中的多个点传送放射以响应单个 LOR。作为示例,放射波束可沿着所述 LOR 从该 LOR 的任何一端被传送,或从同一 LOR 端点在不同的时间被传送。图 6A 和 6B 概念地示出多个放射波束如何沿着 LOR 可被应用的一种示例。图 6A 示出位于机架(602)中具有 PTV (604)的渴求 PTV 区域的患者(600)。起源于所述 PTV(604)内的 LOR(606)沿着所述机架(602)在第一位置(608)和第二位置(610)处可被检测。放射源(612)可沿着所述机架在各种方位被移动以便沿着所述 LOR (606)将放射波束应用于所述 PTV (604)。例如,如图 6B 所示,放射源(612)可被移动到所述第一位置(608)以便沿着所述 LOR (606)将第一放射波束(614)应用于所述 PTV (604)。另外地或替代地,如图 6C 所示,放射源(612)可被移动到所述第二位置(608)以便沿着所述 LOR (606)将第二放射波束(616)应用于所述 PTV (604)。在某些变化中,多个放射波束可沿着位于单个方位的所述 LOR (606)从所述放射源(612)被应用。

[0065] 在 PTV 中的特定位置处精确地引导放射波束的方法(620)的一种示例在图 6D 中概略地给出。方法(620)引导所述放射源以便从检测的 LOR 的一个或多个端点应用放射波束。这种方法可使用包括可移动的机架、沿着该机架的一个或多个正电子发射检测器、沿着该机架的一个或多个放射源、运动系统、以及微处理器的 EGRT 系统来实施。处理 LOR(622)可包括使用正电子发射检测器检测单重合正电子湮没发射路径,并且可选地可包括在所述微处理器的存储器中存储关于该 LOR 的数据(例如,位置数据、信号强度数据、等等)。随后,所述微处理器可通过将所述 LOR 的位置数据与所述 PTV (624)的位置数据进行比较来评估所述 LOR 是否相交于该 PTV (624)。如果不相交,那么所述 EGRT 系统可返回到所述初始状态(622)来检测另一个 LOR。如果相交,那么所述微处理器可向所述放射源提供指令以便沿着所述 LOR 从第一位置传送(626)第一放射波束。然后,微处理器可向所述放射源提供指令以便沿着所述 LOR 从第二位置应用(628)第二放射波束。可选地,多个放射波束可沿着所述 LOR 从同一位置被传送。一旦放射已经沿着所述检测的 LOR 被传送,那么如果需要所述方法(620)可被重复,例如,直到规定剂量的放射已经被应用于所述 PTV。

[0066] 方法的另一种变化可组合调强发射治疗(IMRT)和 EGRT 以便将放射治疗传送到计划靶体部。如果重合的正电子湮没发射信号是低的,或者如果短暂的治疗时间是希望的,那么混合的 IMRT-EGRT 方法可能是有用的。在某些变化中,IMRT 和 EGRT 可能有分开的治疗前计划,并且在所述放射治疗期间,IMRT 可被用于为所述疗程的一部分疗程传送放射波束,而 EGRT 可被用于为所述疗程的另一部分疗程传送放射波束。例如,对于沿着所述机架的所述放射源的各个方位,所述放射波束可首先使用 IMRT 然后使用 EGRT (或首先使用 EGRT 然后使用 IMRT)来应用。在所述发射治疗疗程期间,对于一个或多个放射源方位,某些方法在 IMRT 和 EGRT 之间可交替。

[0067] 图 7 中概略地给出混合 IMRT-EGRT 方法(700)的一种示例。方法(700)可使用 IMRT 和 EGRT 两种技术将放射应用于 PTV。方法(700)使用包括可移动的机架、沿着该机架的一个或多个正电子发射检测器、沿着该机架的一个或多个放射源、运动系统、以及微处理器的 EGRT 系统可被实施。所述放射源可被移动到沿着所述机架的第一位置,并且处于特定机架角度(702)。在某些变化中,机架角度的设置可以围绕圆形机架被均匀地隔开,然而在其它

的变化中,所述机架角度的间距可能是不均匀的。在各个机架角度位置处,所述微处理器可以接收关于来自(多个)正电子发射检测器的多个 LOR 的数据(例如,位置数据、信号强度数据、等等),并且基于存储在所述微处理器中的预编程的或预定的模型可以计算(704)或估算 IMRT 或 EGRT 是否应该被用于将放射传送到所述 PTV (706)。使用 EGRT,这个决定可以基于是否有足够的 LOR 数据来响应。如果 IMRT 被选择,那么微处理器可以将指令提供给所述放射源以便将放射传送(708)到整个 PTV。如果选择 EGRT,则微处理器可以评估所述 LOR 是否相交于 PTV (710)。如果不相交,那么所述 EGRT 系统可返回到所述初始状态(702)来处理下一个机架角度。如果相交,所述微处理器可以将指令提供给所述放射源以便沿着所述 LOR 传送放射波束(712)。使用 IMRT 或 EGRT,一旦放射已经被传送,那么所述放射源可以被移动到另一个位置,并且如果需要所述方法(700)可被重复,例如,直到规定剂量的放射已经被应用于所述 PTV。

[0068] 在 EGRT 方法的另一种变化中,所述方法可以包括在所述治疗疗程期间更新所述 PTV 的位置和 / 或方向的步骤。例如,所述 PTV 的质心可被重新定义以便考虑在所述治疗期间(例如,由于患者呼吸模式的变化、器官变形、蠕动、或患者位置的改变、等等)可能出现的任何肿瘤移动。图 8A 和 8B 概念地示出在初始方位处具有 PTV (802)的患者区域(800)和在所述 PTV (802)中的初始方位处的肿瘤(804)。PTV 和肿瘤的所述初始方位在治疗前的疗程中或在所述放射治疗疗程期间的更早的时间点可以被测量。在放射治疗过程中,所述 PTV 的方位可能需要被移动,例如,到图 8B 所示的方位。如图 8B 所示,所述 PTV 可被重新定义为第二方位(806)来反映所述肿瘤(808)的新的活动范围。在某些示例中,所述 PTV 的质心根据所述肿瘤的平均活动范围可被重新定义。另外地或替代地,PET 图像基于在先前时间间隔中的所述 PET 信号数据(例如,最后的 0.5 秒、1 秒、2 秒、10 秒、20 秒、50 秒、60 秒、90 秒、等等)可以被重建,并且被用于变换(平移、旋转、重定向、拉伸或收缩、等等)所述 PTV。某些 EGRT 方法可以包括基于相对于所述扫描基线或相对于最后重建的 PET 图像暂时模糊的重建 PET 图像的质心的改变,重新定义所述 PTV 质心的步骤。

[0069] 图 8C 中示出周期地更新所述 PTV 的方位的 EGRT 方法(810)的一种示例。方法(810)每 30 秒可以更新所述 PTV 的方位,但是应该理解任何的更新周期可根据需要(例如,例如,0.5 秒、1 秒、2 秒、10 秒、20 秒、50 秒、60 秒、90 秒、等等)被选择。方法(810)使用包括可移动的机架、沿着该机架的一个或多个正电子发射检测器、沿着该机架的一个或多个放射源、运动系统、以及微处理器的 EGRT 系统可被实施。在 EGRT 治疗(812)启动后,所述微处理器基于治疗前的数据或来自最后 30 秒的最近的正电子发射湮没发射数据可重建(814)初始的或新的 PET 图像。PET 数据和 / 或图像可被存储在所述微处理器的存储器中。然后,微处理器通过将所述 PTV 的当前方位的位置数据与所述 PTV 的先前方位的位置数据进行比较,可以确定(816)所述 PTV 的当前方位是否已经从所述 PTV 的先前方位改变。如果没有改变,那么如先前所述,微处理器可以将指令提供给所述放射源以便沿着检测的 LOR 应用放射波束,并且然后 EGRT 可以继续工作(818)。如果改变,那么 PTV 的方位可被更新(820)在所述微处理器的存储器中。然后,微处理器可以使用更新的 PTV 位置信息来确定检测的所述 LOR 是否位于所述更新的 PTV 内。EGRT 可以继续工作(818)。一旦放射已经沿着所述 LOR 被传送,那么如果需要所述方法(810)可被重复,例如,直到规定剂量的放射已经被应用于所述 PTV。

[0070] EGRT 方法的某些变化可被用于降低或避免放射剂量的峰值,该放射剂量的峰值可能出现在其它的均匀的渴求 PET 体部(例如,“反投影影响”(backprojection effect))的中心。因为相交于接近所述渴求 PET 体部的中心的体部的 LOR 比那些相交于该所述渴求 PET 体部的边界的 LOR 可被更加频繁地检测,因此这种影响可能出现。EGRT 方法可以使用滤波反投影(filtered-backprojection)技术来降低或消除在渴求 PET 区域中的放射峰值。图 9A 概念地示出可被用于计算以大体均匀的密度可发射光子的渴求 PET 体部(900)的一维数学投影(902)的方法,其中所述投影(902)通过计数相交于所述放射源的特定方位的重合的正电子湮没发射的数量来计算。所计算的数学投影(902)用适宜在滤波反投影算法中使用的滤波器(904)(例如,Ram-Lak 滤波器、Shepp-Logan 滤波器或其它可被用于图像重建的滤波器)可以被数学上地过滤。所述滤波投影的结果可以导致负值,该负值可被校准(例如,置为零)来获得后滤波投影(post-filtered projection)(906)。然后,后滤波投影(906)可被用于调节所述放射波束以便应用于所述渴求 PET 体部的更均匀的放射能量被传送。例如,所述传送的放射的强度,和 / 或所述传送的放射的时域,可能与所述后滤波投影(906)成正比。

[0071] 图 9B 中示出可被用于应用降低或消除在渴求 PET 区域中的放射峰值的放射的 EGRT 方法(910)的一种示例。这种方法使用包括可移动的机架、沿着该机架的一个或多个正电子发射检测器、沿着该机架的一个或多个放射源、运动系统、以及微处理器的 EGRT 系统可被实施。处理 LOR(912)可包括使用正电子发射检测器检测单重合正电子湮没发射路径,并且可选地可包括在所述微处理器的存储器中存储关于该 LOR 的数据(例如,位置数据、信号强度数据、等等)。随后,所述微处理器评估所述 LOR 是否相交于 PTV(914)。如果不相交,那么所述 EGRT 系统可返回到所述初始状态(912)来检测另一个 LOR。如果相交,那么所述微处理器估算(916)角度,到这个角度响应所述 LOR 的放射应该被调节。如图 9A 所示,微处理器可计算剂量分布,并且基于 Ram-Lak 滤波 PTV 投影调节所述放射响应,负值被校准为零。然后,微处理器可以将指令提供给所述放射源来根据所述后滤波投影调节所述放射波束。然后,放射源可以沿着所述 LOR 传送(918)所述调节的放射。一旦放射已经沿着所述检测的 LOR 被传送,那么如果需要所述方法(910)可被重复,例如,直到规定剂量的放射已经被应用于所述 PTV。

[0072] 在 EGRT 中可被使用的另一种方法可以传送与正电子发射分布或光子发射分布实时的或接近实时的测量强度成正比的放射剂量穿越被治疗的患者体部。这种方法可与有检测发射路径的正电子发射和 / 或单光子发射检测器,和具有准直器来塑造应用于所述 PTV 的所述放射波束的放射源的 EGRT 系统一起使用。重合的正电子湮没发射和 / 或 SPECT 信号的分布可与缺氧区域、增强的细胞增殖(increased cellular proliferation)、或被治疗的患者体部的其它的生理或功能方面相关联。例如,如图 11A 所示,在特定时间(T1),在可能表现为放射性示踪剂摄取的增加速率的第一位置处肿瘤(1100)可能有子区域(1102)。所述肿瘤和 / 或所述子区域可能移动使得在时间(T2)所述子区域(1104)可能是在所述肿瘤(1100)中的第二位置处。在某些情况下,使放射剂量逐步扩大到所述患者体部的这些子区域是希望的,这可包括跟踪这些子区域的活动。这种方法的某些变化可以使用一个或多个 PET 示踪剂(例如 FDG、F-MISO、FLT、F-ACBC、Cu-ATSM、等等),以及一个或多个 SPECT 示踪剂(例如 Tc-99m-tagged 化合物、99mTc-HL91、111In- 卡罗单抗喷地肽(Capromab

pendetide) 等等), 这可以提供贯穿所述 PTV 的关于生理或功能组成的另外信息。

[0073] 图 11B 中示出将与来自所述 PTV 的重合的正电子湮没发射信号和 / 或所述 SPECT 成正比的放射传送到所述 PTV 的 EGRT 方法(1110)的一种示例。这种方法使用包括可移动的机架、沿着该机架的一个或多个正电子发射检测器、沿着该机架的一个或多个放射源、运动系统、以及微处理器的 EGRT 系统可被实施。SPECT 或 PET 示踪剂可被注入(1112)到患者。可被注入的 PET 示踪剂的示例包括 F-MISO、FLT、FDG、等等。可被注入的 SPECT 示踪剂的示例包括 Tc-99m-tagged 化合物、<sup>99m</sup>Tc-HL91、<sup>111</sup>In- 卡罗单抗喷地肽(Capromab pendetide) (ProstaScint)。根据所述 SPECT 或 PET 示踪剂的药效学, 在经过(1114)足够的时间段后, 如上所述, EGRT 可以开始工作(1116)。

[0074] 图 11B 所示的方法使用 SPECT 示踪剂也可以被执行。EGRT 系统可包括单光子发射检测器, 其捕获从所述靶体部所发射的单光子。然后, 放射源由所述微处理器指令可沿着所述单光子发射的直线路径应用放射。微处理器也可以在所述检测的光子的能量级别之间进行区分, 并且根据所述光子的能量调节沿着所述检测的光子的直线路径应用的放射的级别。在 PET 示踪剂的情况下, EGRT 的一种示例可使用正电子发射检测器来检测产生于多个 PET 示踪剂的 LOR 发射, 所述多个 PET 示踪剂是在所述靶体部内。微处理器将指令所述放射源沿着与所述计划靶体部相交的检测的 LOR 应用放射。

[0075] 在某些情况下, PTV 比直接围该 PTV 的组织可能有更低的 LOR 信号。在这种情况下, 放射波束反而可能被引导到“冷点”, 该“冷点”可能是比所述周围组织的平均数目的检测 LOR 有更少数目的检测 LOR 的组织区域。可从先前的 PET 扫描或通过使用在特定时间间隔内(例如, 在应用所述放射波束前的 0.5 秒、1 秒、5 秒、20 秒、30 秒、90 秒)累积的 PET 数据重建图像并且使用所述重建的图像来确定所述“冷点”的区域检测“冷点(cold spot)”。图 12A 概略地示出具有“冷点”(1202)的计划靶体部(1200), 例如, 在具有降低的重合的正电子湮没发射活动的 PTV 中的组织区域。“冷点”组织的示例可包括在脑部中具有低强度 FDG 摄取的区域或使用检测细胞凋亡的 PET 示踪剂(例如 <sup>18</sup>F-ML-10)的区域。低密度的 LOR 沿着所述方向(1204)可被检测, 而高密度的 LOR 沿着所述方向(1206)可被检测。EGRT 系统可被编程将更多的放射沿着所述方向(1204)传送以便治疗所述“冷点”(1202)内的组织。

[0076] 图 12B 中出可与 EGRT 系统一起使用将放射应用于具有低 LOR 活动的组织区域的方法的一种示例。这种方法使用包括可移动的机架、沿着该机架的一个或多个正电子发射检测器、沿着该机架的一个或多个放射源、运动系统、以及微处理器的 EGRT 系统可被实施。放射源可被布置在位于所述机架(1212)上的中心位置。微处理器可使用从所述一个或多个正电子发射检测器所收集的数据来计算(1214)在所述放射源的位置处的 PET 体部 LOR 投影。然后, 微处理器将所述 LOR 计数与预定的门限进行比较(1216), 可从先前存储的图像确定 LOR 计数, 例如先前的 PET 扫描图像、或通过使用在先前时间间隔内累积的 PET 数据来重建图像。如果 LOR 计数超过所述预定门限, 那么, 微处理器不发送指令来发射放射波束, 并且所述 EGRT 系统可以返回到所述初始状态(1212)来处理在另一个机架位置处的所述 LOR 投影。如果 LOR 计数低于所述预定门限, 那么所述微处理器可以评估所述 LOR 的(多个)方向是否相交于所述 PTV(1218)。如果 LOR 的(多个)方向不相交于所述 PTV, 那么所述微处理器不发送指令来发射放射波束, 并且所述 EGRT 系统可以返回到所述初始状态(1212)来

处理在另一个机架位置处的所述 LOR 投影。如果所述 LOR 的(多个)方向与所述 PTV 相交,那么所述微处理器可以将指令提供给所述放射源,以便放射源沿着(多个)方向传送(1220)放射,在(多个)方向中所述 LOR 计数低于所述预定门限。图 12B 所示的方法使用 SPECT 示踪剂和包括单光子发射检测器的 EGRT 系统也可以被执行。

[0077] 可选地,以上的任何方法可以同时使用多个发射性示踪剂,例如 PET 或 SPECT 示踪剂。例如,患者可用 FDG 和 FLT 的混合物被注入,或发射性示踪剂的任何其它希望组合。EGRT 系统可被配置为沿着与所述 PTV 相交的任何检测的 LOR 应用放射波束,而不管起源于衰变事件的哪种类型的示踪剂。

[0078] 图 13 中示出多个 PET 示踪剂可与本文所描述的任何的 EGRT 方法一起使用的一种方法(1300)。这种方法使用包括可移动的机架、沿着该机架的一个或多个正电子发射检测器、沿着该机架的一个或多个放射源、运动系统、以及微处理器的 EGRT 系统可被实施。第一示踪剂(例如,FDG)可被注入(1302)患者。随后或同时,第二示踪剂(例如,FLT)可被注入(1304)所述患者。根据所述第一和第二示踪剂的药效学,在经过(1306)足够的时间段后,如上所述,EGRT 可以开始工作(1308)。

[0079] 另外地,以上所描述的任何方法可以与基准标记(fiducial marker)、不透 x 线标记(radiopaque marker)、或用于发射治疗的任何其它允许所述 PTV 被跟踪的标识。在某些变化中,视情况而定,本文所描述的方法可以与外科手术和 / 或化学治疗组合被使用。

[0080] 可选地,以上所描述的任何方法可以使用飞行时间(time-of-flight)(TOF)方法来评估正电子湮没发射的起点是否在计划靶体部内,或足够地接近计划靶体部。TOF 方法可与 PET 系统一起使用通过估算单个 LOR 的各个端点的方向之间的时间差异(例如,重合的正电子湮没发射光子的各个端点的方向之间的时间差异)来帮助提升诊断的 PET 图像。使用从所述 TOF 方法所获得的信息,微处理器可估计或计算沿着所述 LOR 路径的所述正电子发射的起点。例如,具有所述起点的估计误差为 5 厘米级别的方法可触发所述系统来排除 LOR 事件,该 LOR 事件从所述 PTV 边界估算的正电子发射起点大于这个误差(例如,5 厘米)。图 10A 和 10B 概念地示出所述 TOF 方法如何可以与以上所描述的任何所述 EGRT 系统和方法一起使用。位于机架(1000)内的患者(1002)可有 PTV(1004)。EGRT 系统可检测 LOR(1006),并且所述 EGRT 的微处理器可使用所述 TOF 方法来评估所述 LOR 的起点是否在所述 PTV 内,或足够接近于所述 PTV。例如,在图 10A 中,LOR(1006)的估算的起点(1008)被示出。因为所述起点(1008)没有与所述 PTV(1004)共定位,并且不足够接近于所述 PTV(1004),因此所述微处理器可被编程来丢弃所述 LOR(1006),并且返回到处理新的 LOR 的状态。图 10B 所示的另一个示例示出一种示例其中所述 LOR(1007)的估算的起点(1009)足够接近于所述 PTV,并且所述微处理器可被编程来提供指令给所述放射源,以便所述放射源沿着所述 LOR(1007)应用放射。将 TOF 方法包括在与以上所描述的任何所述 EGRT 系统的组合中,通过排除不起源于所述 PTV 内的事件,或足够接近于所述 PTV 的事件,可帮助提高 EGRT 的性能。

[0081] 图 10C 中示出可与以上所描述的任何所述 EGRT 方法一起使用的所述 TOF 方法(1010)的一种示例。这种方法使用包括可移动的机架、沿着该机架的一个或多个正电子发射检测器、沿着该机架的一个或多个放射源、运动系统、以及微处理器的 EGRT 系统可被实施。处理 LOR(1012)可包括使用正电子发射检测器检测单重合正电子湮没发射路径,并且

可选地可包括在所述微处理器的存储器中存储关于该 LOR 的数据(例如,位置数据、信号强度数据等等)。随后,所述微处理器通过将所述 LOR 的位置数据与所述 PTV(1014)的位置数据进行比较,可以评估所述 LOR 是否相交于所述 PTV (1014)。如果不相交,那么所述 EGRT 系统可返回到所述初始状态(1012)来检测另一个 LOR。如果相交,那么所述微处理器使用所述 TOF 方法来计算所述正电子发射的起点(1016)。基于关于 PTV 的起点的位置,然后,所述微处理器可评估所述起点是否足够接近于所述 PTV(1018)。如果不接近,那么然后,所述微处理器可返回到所述初始状态(1012)来检测另一个 LOR。如果接近,那么然后,所述微处理器可以将指令提供给所述放射源,以便放射源沿着所述 LOR 传送(1020)放射。一旦放射已经沿着所述检测的 LOR 被传送,那么如果需要所述方法(1010)可被重复,例如,直到规定剂量的放射已经被应用于所述 PTV。

[0082] 如先前指出,任何所述以上方法使用任何合适的 EGRT 系统可以被执行,例如,例如在于 2009 年 2 月 9 日提交的公开号为 2009/0256078 的美国专利申请中所描述的 EGRT 系统,其先前通过引用方式被整体包含如本申请。与发射治疗结合 PET 的 EGRT 系统的另一种变化可包括:具有内部机架和外部机架的机架,内部机架和外部机架各个都是可单独旋转的。一个或多个正电子发射检测器可位于在所述内部机架上,而一个或多个放射源可位于在所述外部机架上。内部机架比所述外部机架可以更高的速率旋转。在某些变化中,具有所述正电子发射检测器的所述内部机架比具有所述放射源的所述外部机架可以更高的速率旋转。另外地或替代地,所述内部或外部机架各个都可由具有不同功率输出的动力系统来支持,其中各个所述动力系统可被独立地控制。图 15A 和 15B 示出 EGRT 系统(1500)的一种示例。内部机架(1502)有两个互相面对位于 180 度的正电子发射检测器(1505)。所述外部机架(1504)有被配置为响应相交于 PTV (1510)的 LOR (1508)的放射源(1506)。EGRT 系统可以有第一模式(例如,“感知”模式)其中所述 EGRT 系统检测一个或多个 LOR,和第二模式(例如,“发射”模式)其中所述 EGRT 沿着相交于所述 PTV (1510)的所述检测的 LOR 应用放射。在所述感知模式中,如图 15A 所示,所述正电子发射检测器可从所述放射源(1506)阻隔所述患者。在所述感知模式中,响应线可被检测,但是没有放射被传送。在所图 15B 所示的所述发射模式中,所述正电子发射检测器可从所述放射源(1506)不再阻隔所述患者,并且所述放射源(1506)可沿着所述检测的 LOR 应用放射。支撑所述内部机架(1502)比支撑所述放射源的所述外部机架(1504)或许可以旋转的快的多,这可允许在 LOR 检测和放射响应之间有很小的滞后时间。

[0083] 图 15C 中示出可以与 EGRT 系统一起使用的方法的一种示例,该 EGRT 系统包括:具有分开可旋转的内部和外部机架的机架,沿着该机架的一个或多个正电子发射检测器,安装在该机架上的一个或多个放射源,运动系统,和微处理器。微处理器首先基于用户输入和/或预编程状态确定所述系统是否是运行在感知模式(1522)。如果所述系统是运行在感知模式,那么通过所述正电子发射检测器(1530)测量的 LOR 可被收集并且可选地存储在所述正电子发射检测器和/或微处理器的存储器中。所述微处理器可将所述 LOR 的定位和方向与所述 PTV 的位置进行比较,并且确定所述 LOR 是否相交于所述 PTV(1532)。如果所述 LOR 不相交于所述 PTV,所述微处理器可返回到所述初始状态(1522)。如果所述 LOR 确实相交于所述 PTV,那么所述 LOR 被添加到所述微处理器(1534)的存储器队列中。当 EGRT 系统是运行在感知模式时,多个 LOR 可被存储在所述存储器队列中。在某些变化中,在放射治疗疗



程的开始时,所述 EGRT 系统可初始化为感知模式。

[0084] 然而,如果在初始状态(1522)中,微处理器确定所述 EGRT 系统不是运行在感知模式,或如果微处理器可处理来自有效的响应线(1524)的队列的响应线。处理 LOR 可包括使用正电子发射检测器检测单重合正电子湮没发射路径,并且可选地可包括在所述微处理器的存储器队列中存储关于该 LOR 的数据。然后,微处理器,例如通过查询所述放射源,将所述 LOR 的位置与所述放射源的位置进行比较来确定所述放射源是否是大体上与所述 LOR (1526) 对准。如果不对准,那么所述微处理器可不提供指令给所述放射源来沿着所述 LOR 应用放射,并且返回到所述初始状态(1522)。如果相交,那么所述微处理器可提供指令给所述放射源来沿着所述 LOR (1528) 发射放射波束。这可被重复直到所述系统被返回到感知模式,或直到放射已经沿着存储在所述存储器队列中的所有所述 LOR 被传送。

[0085] 虽然,为了清晰和理解的目的,本发明已经通过图示和示例的方式被相当详细地描述,但是显而易见的某些改变和修改可被实施,并且落入所附权利要求的保护范围内。

[0086] 当提供数值的范围时,应该理解各个居中值,到下限单位的十分之一,除非上下文另外清晰地指出,否则该范围的上限和下限之间也被明确地公开。在任何所述的数值或在所述范围中的居中值和任何其它所述的数值或在那个所述范围中的居中值之间各个更小的范围被包含在本发明内。这些更小范围的上限和下限可单独地在所述范围中被包括或排除,并且各个范围,其中上下限两者之一、上下限两者都不或上下限两者全部被包括在所述更小范围中,也被包含在本发明内,服从于在所述范围中的任何特定地排除限定。其中所述的范围包括所述上下限中的一个或两者全部,排除那些包括上下限的一个或两者上下限的范围也被包含在本发明中。

[0087] 除非另外定义,否则本文所用所有技术和科学术语具有与本发明所属领域普通技术人员通常所理解的同一含义。虽然在本发明的实施或测试中可使用与本文所描述的那些方法和材料类似的或等同的任何方法和材料,但现在描述某些潜在和优选的方法和材料。

[0088] 请必须注意本文和在所附权利要求中所使用的,除非上下文明确另外指出,否则“一个”、“一种”和“所述”包括复数提及物。因此,例如,对于“刀”包括多个这样的刀,对于“能量源”包括一个或多个能量源及其本领域技术人员所知的等同物,等等。

[0089] 本所论述之公开案仅为其揭示内容而提供,而不应解释为承认本发明不能因为在先发明而先于这些公开案。此外,所提供的公开案的日期,如果有的话,可能不同于其实际的公开日期,这需要单独确认。

[0090] 先前部分仅是说明本发明原理。应用了解本领域的技术人员将能够设计各种不同装置,虽然这些装置在本文中并没有明确描述或示出,但是体现了本发明的原理并且被包括在本发明的精神和范围内。而且,本文描述的所有实施例和条件性语言主要为了帮助读者理解本发明和发明人在现有技术基础上做出的构思,不应解释为对这样特定描述的实施例和条件的限制。而且,本文所描述的本发明的所有原理、方面和实施例及其中的具体实施例是为了包括其结构上和功能上的等同物。另外,希望这样的等同物包括当前已知的等同物和未来发展的等同物,例如,不管其结构,执行同一功能的任何发展的元件。因此,本发明的范围不限制于本文所示出的和描述的示例实施例。相反地,本发明的范围和精神由所附权利要求所体现。对于本文所描述的所有实施例,所述方法的步骤不需要按顺序执行。

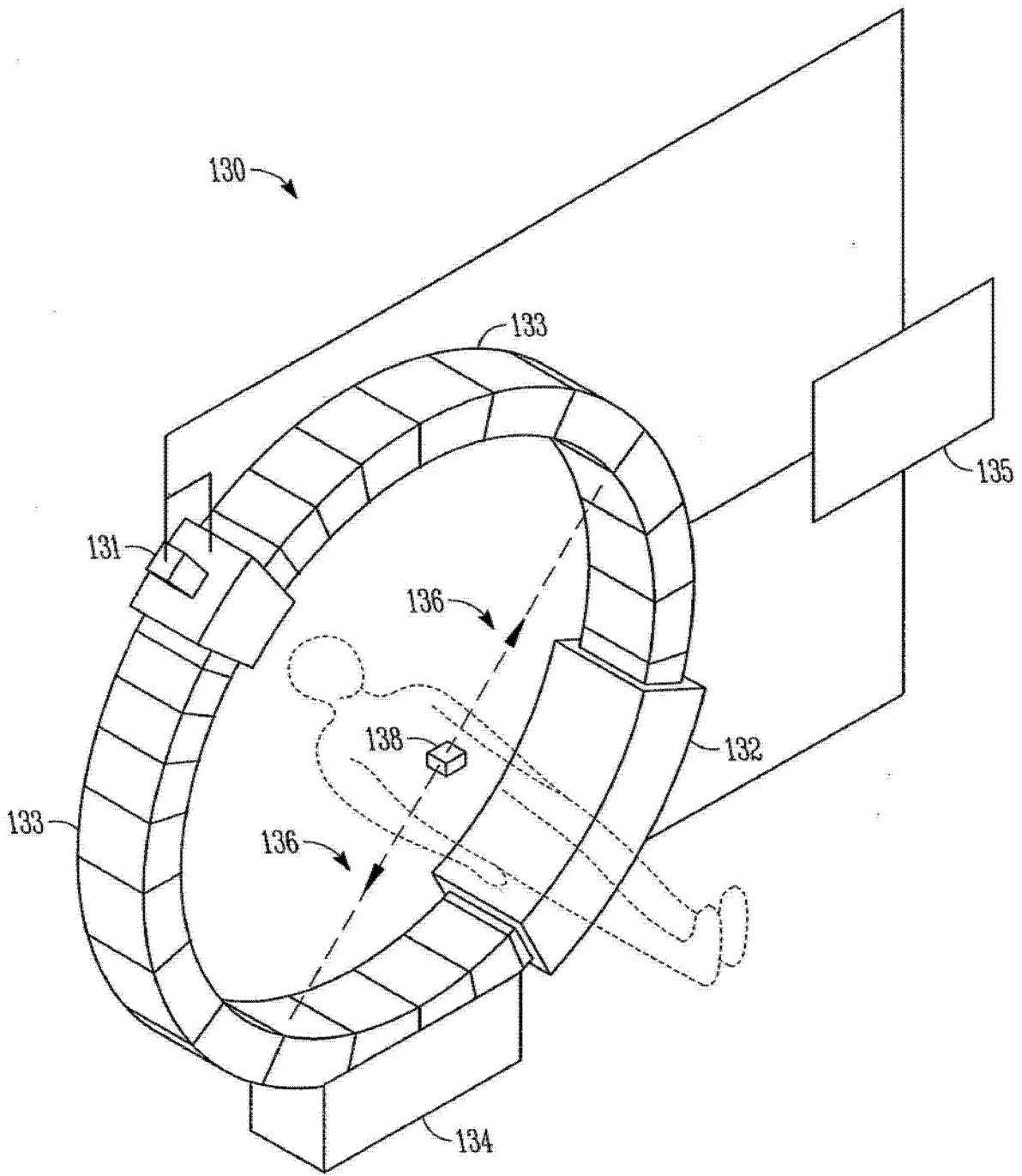


图 1

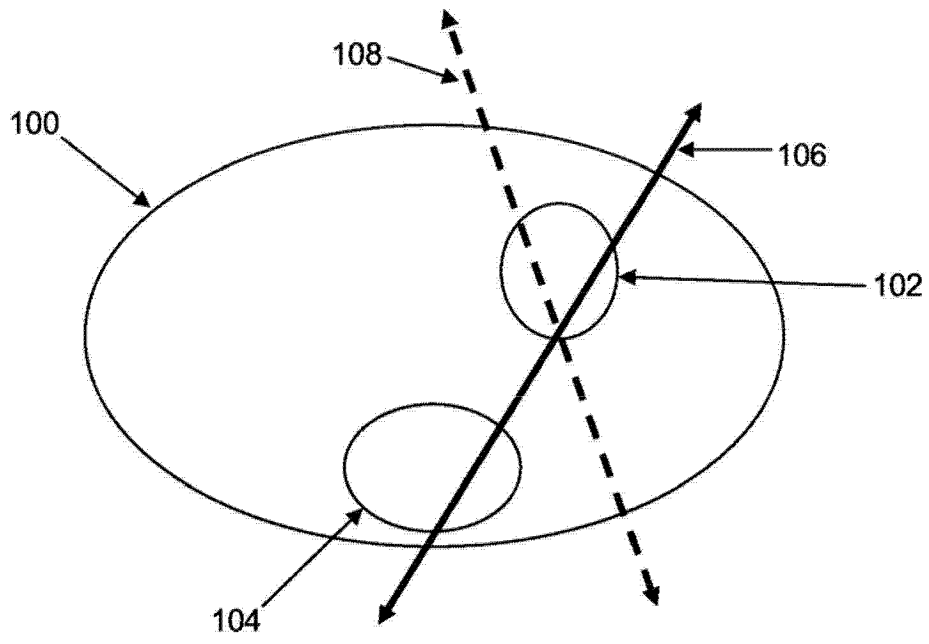


图 1A

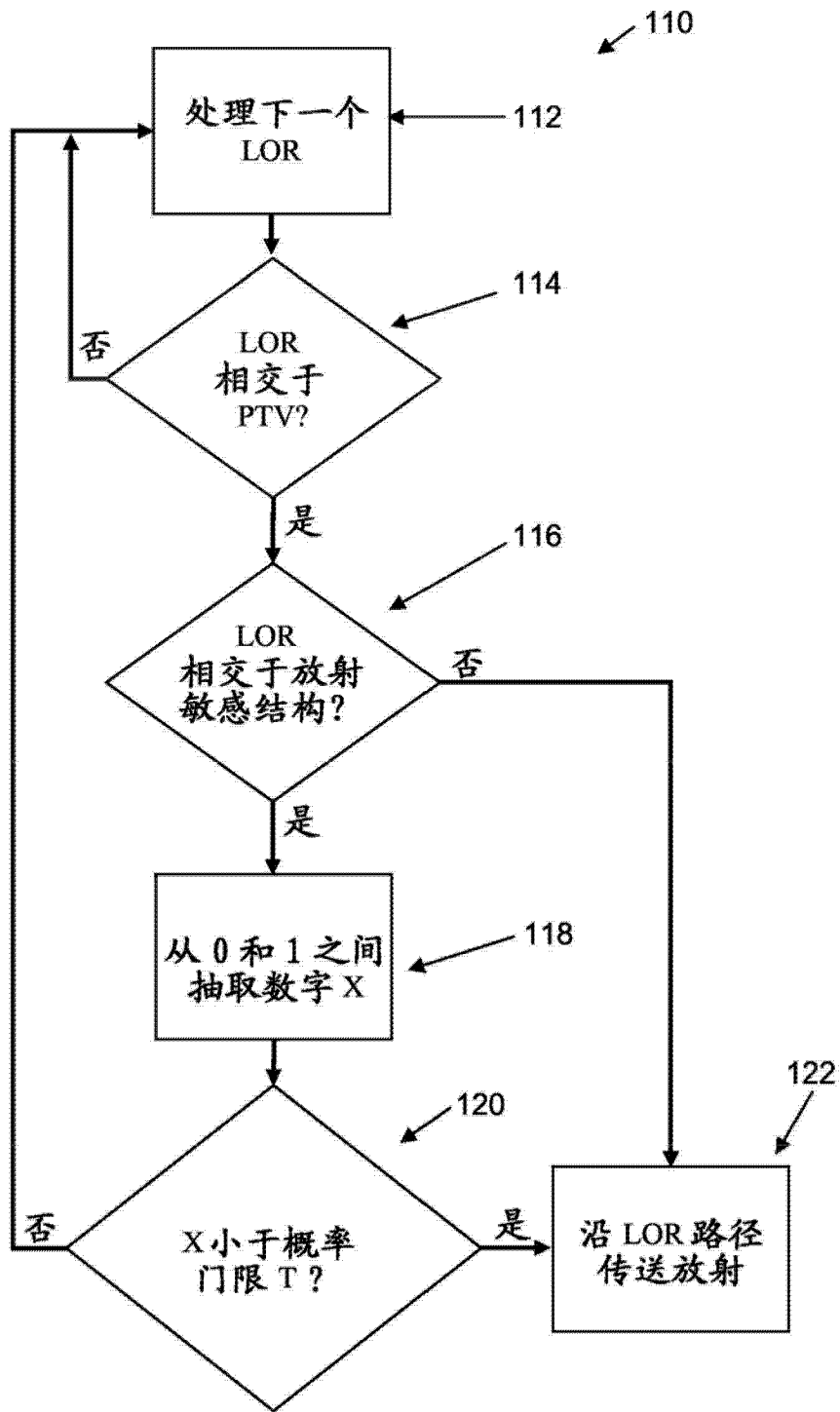


图 1B

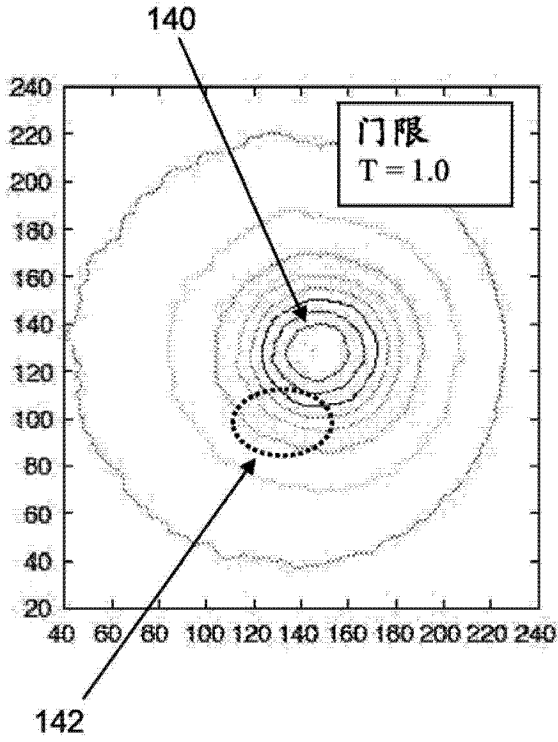


图 1C

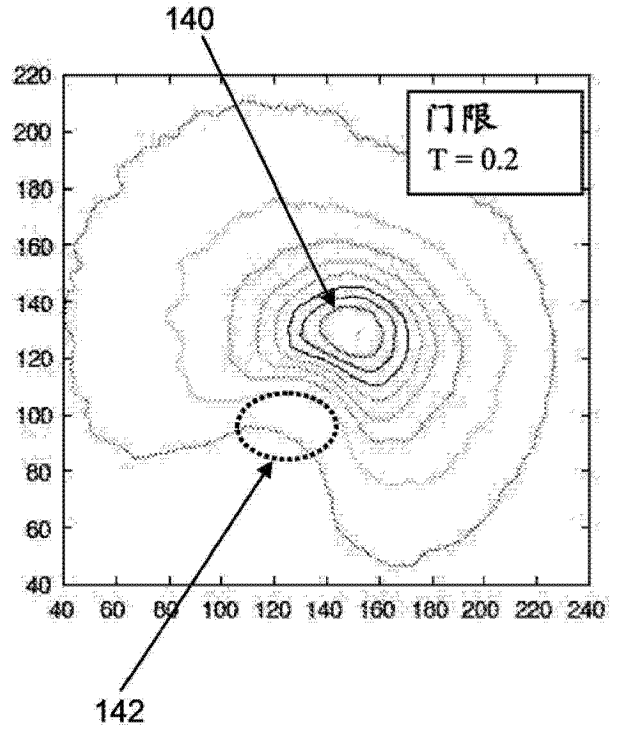


图 1D

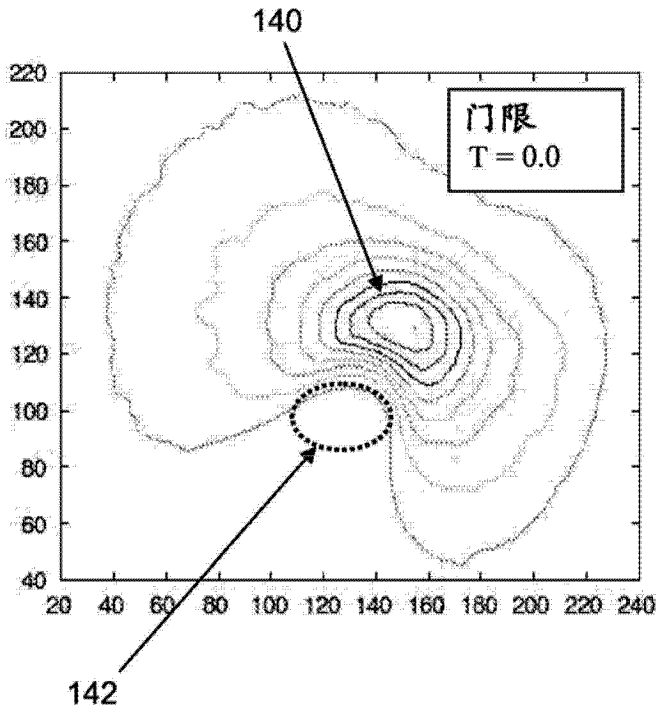


图 1E

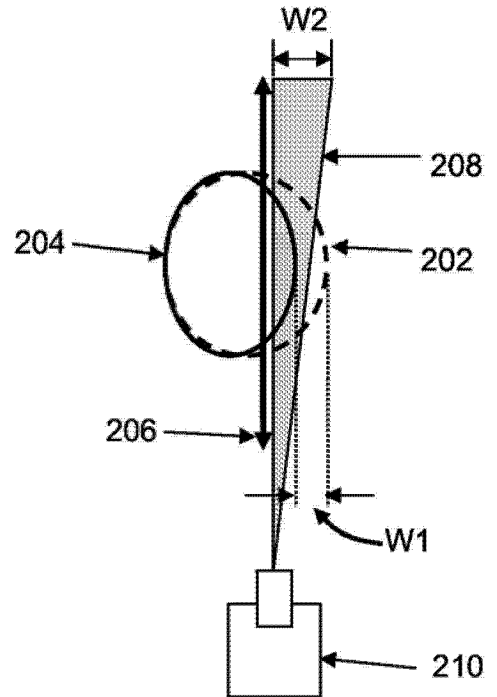


图 2A

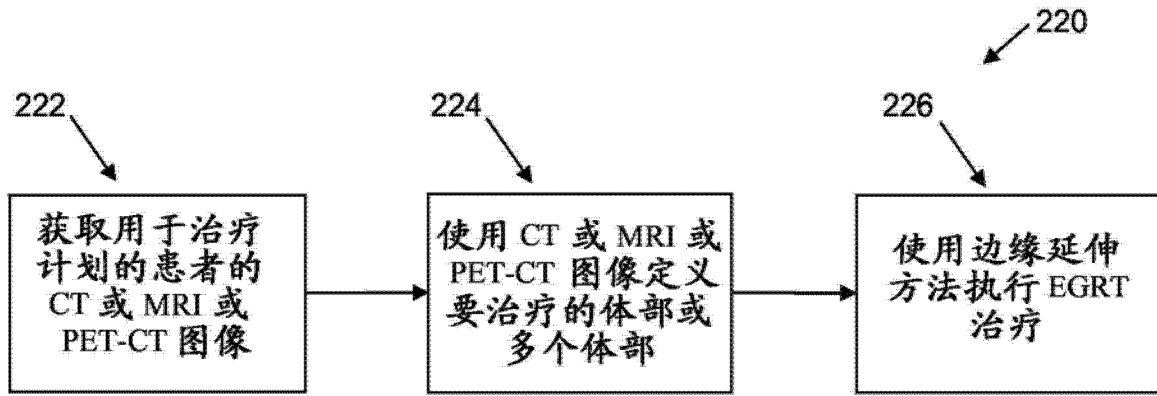


图 2B

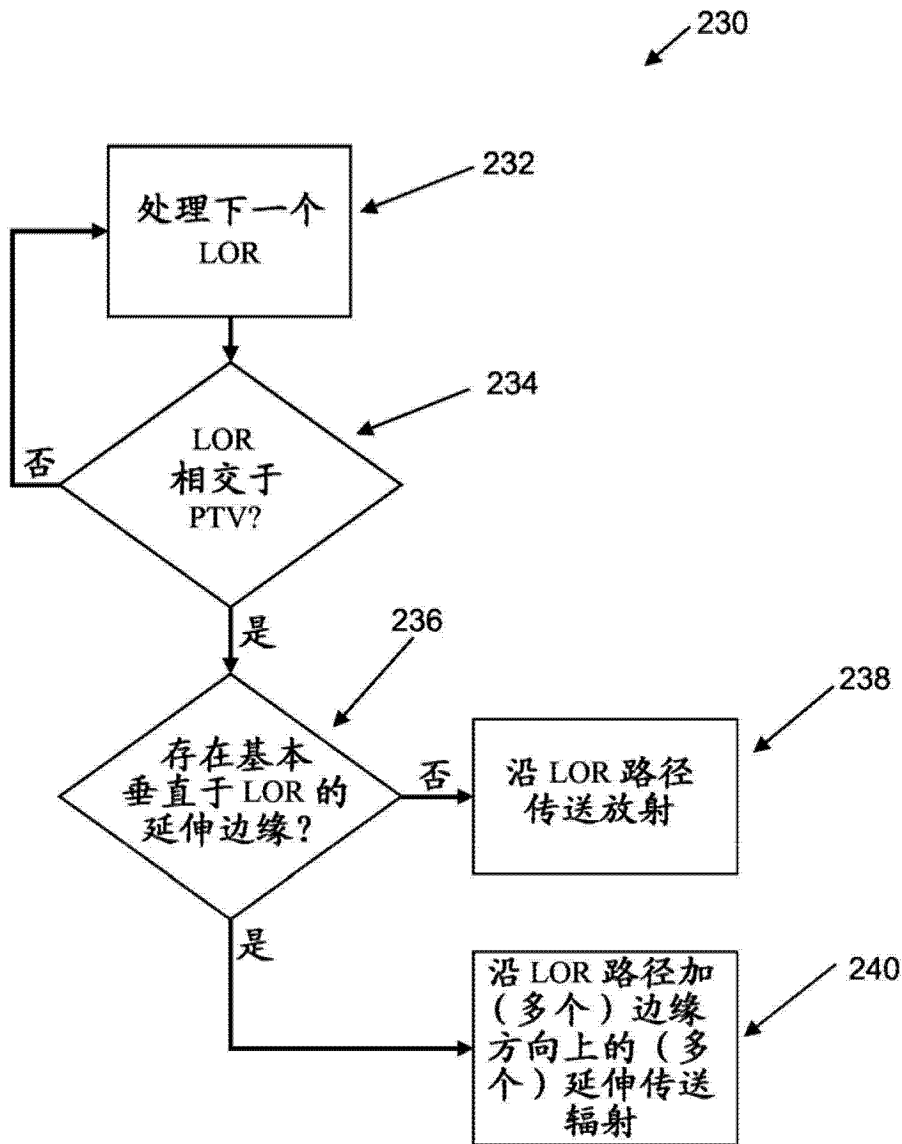


图 2C

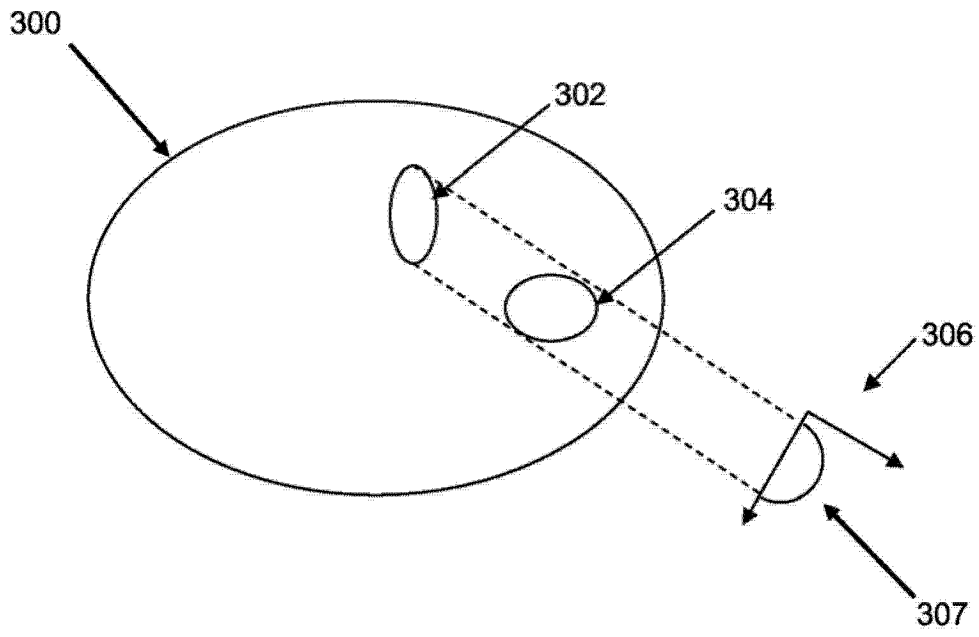


图 3A

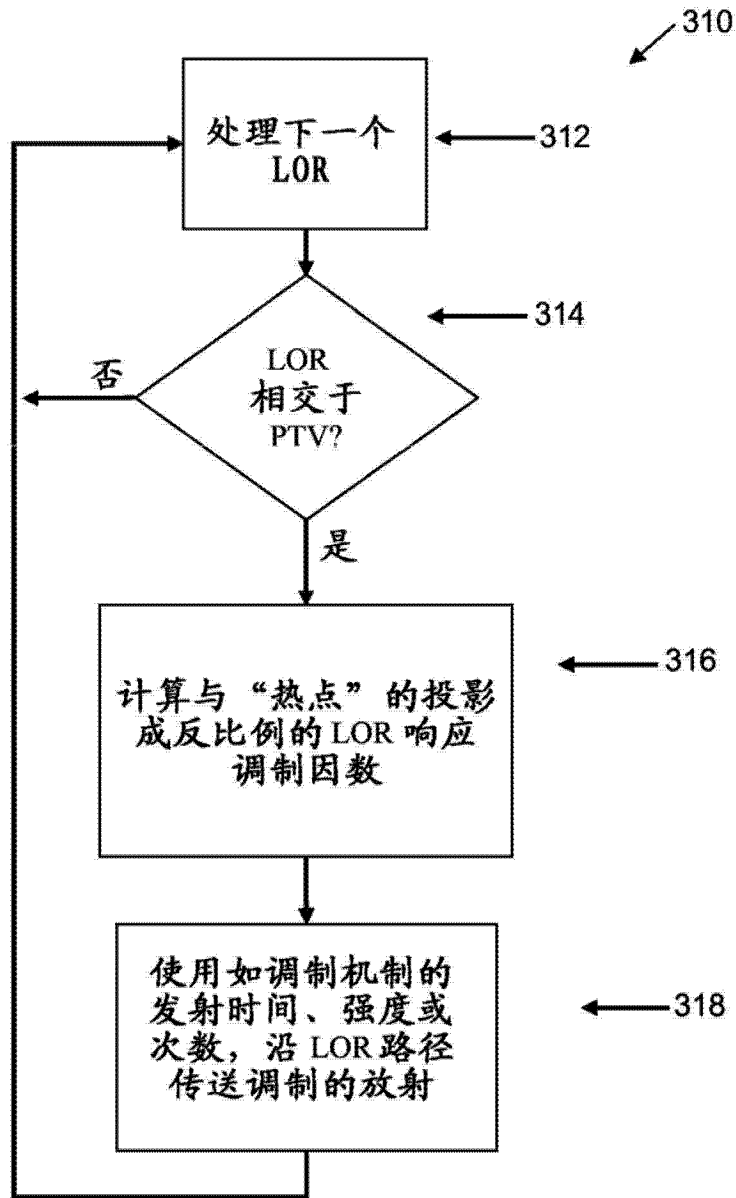


图 3B



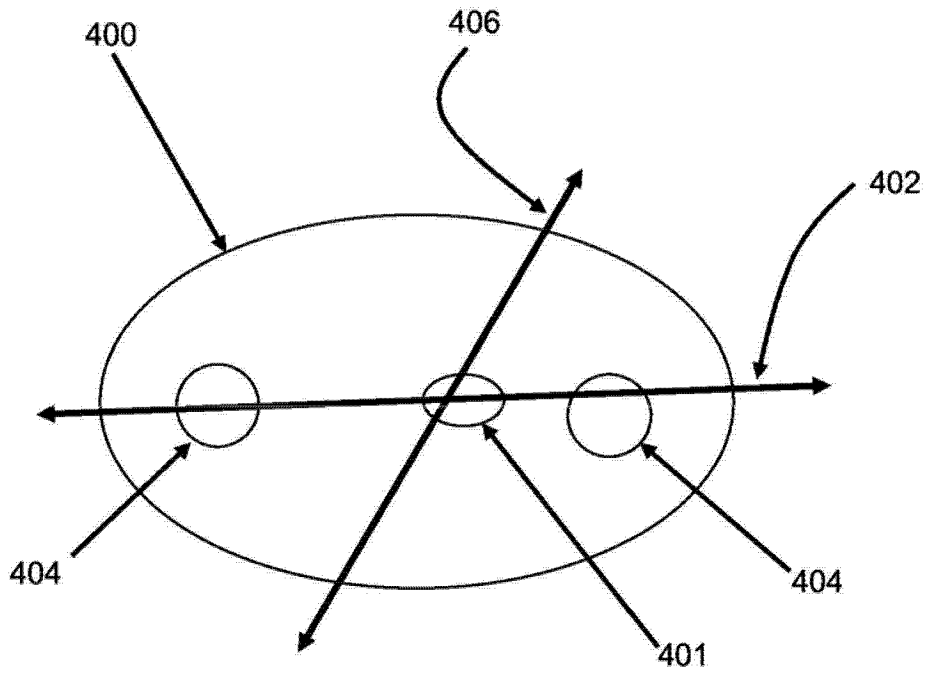


图 4A

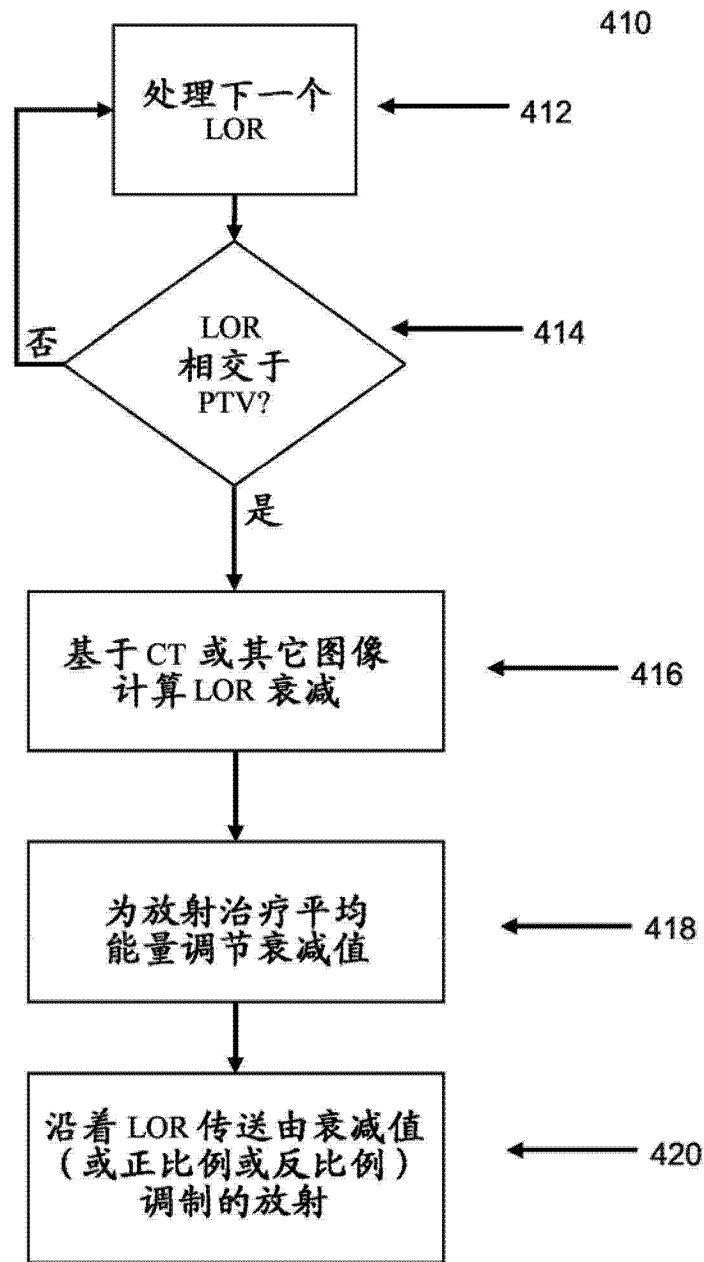


图 4B

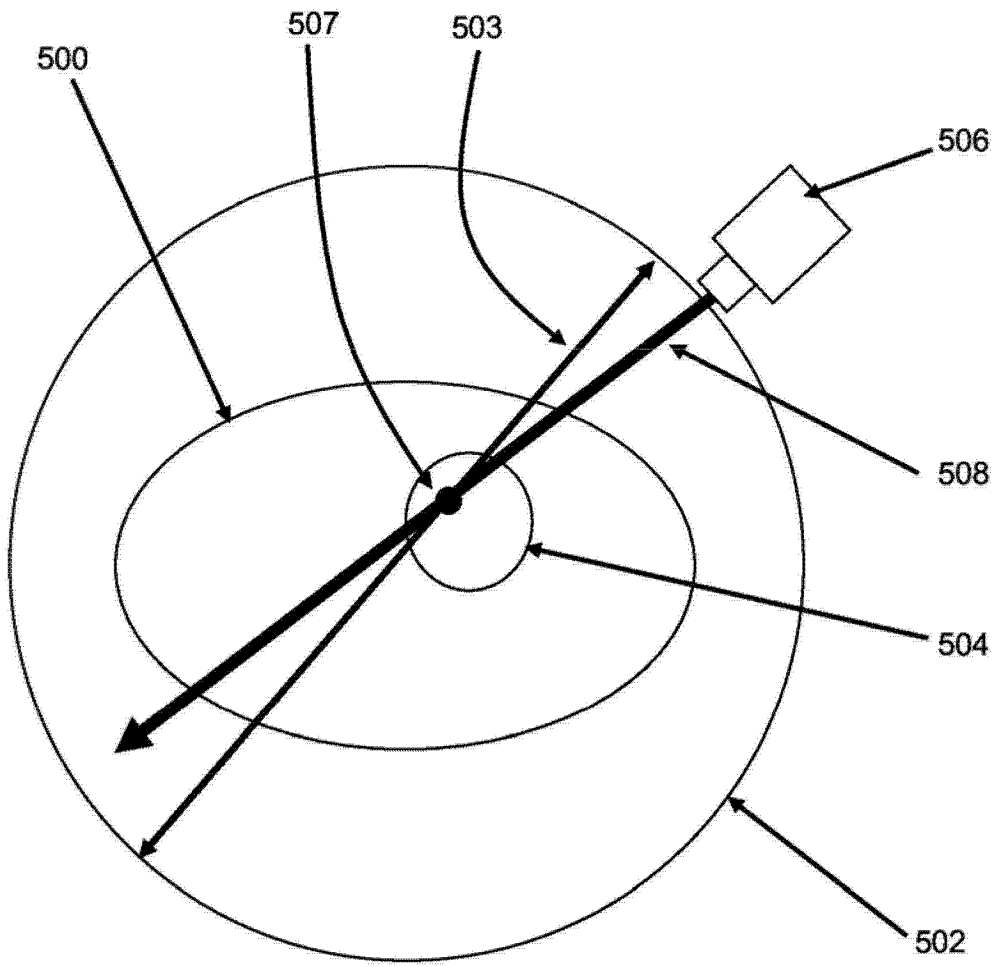


图 5A

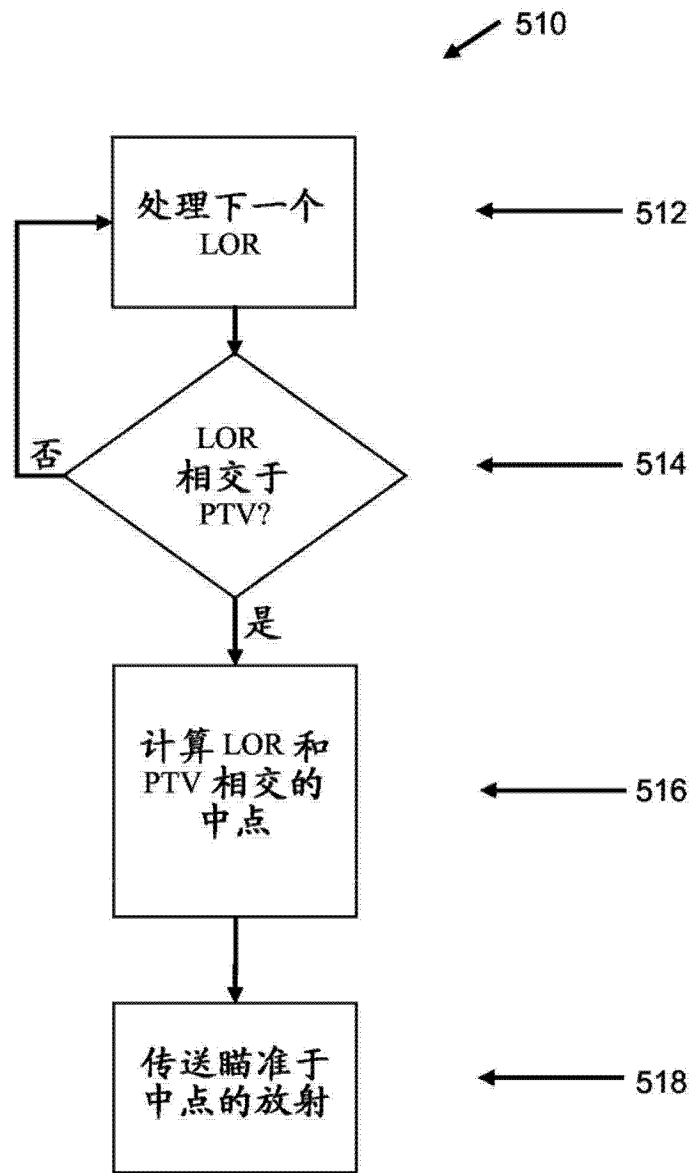


图 5B

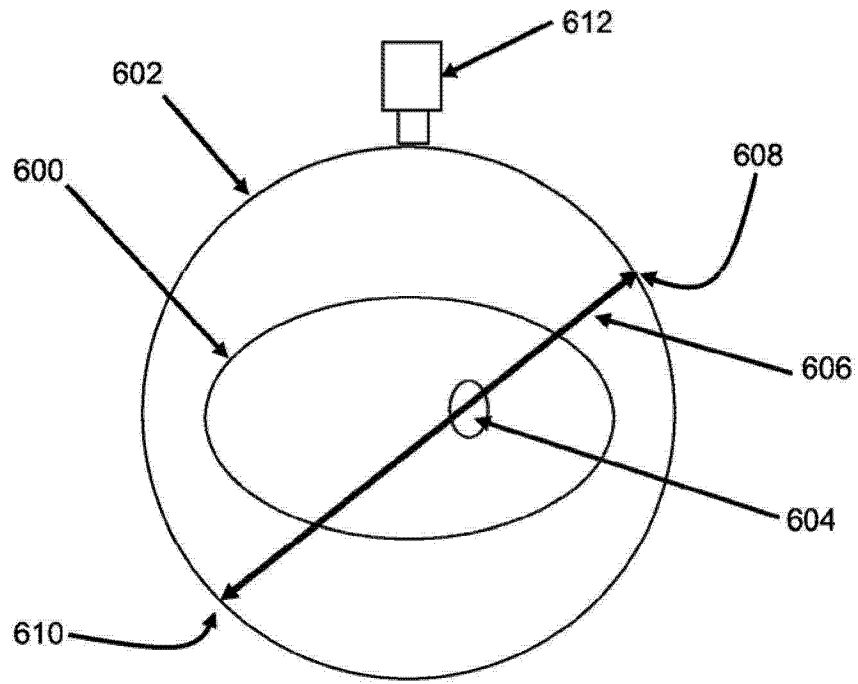


图 6A

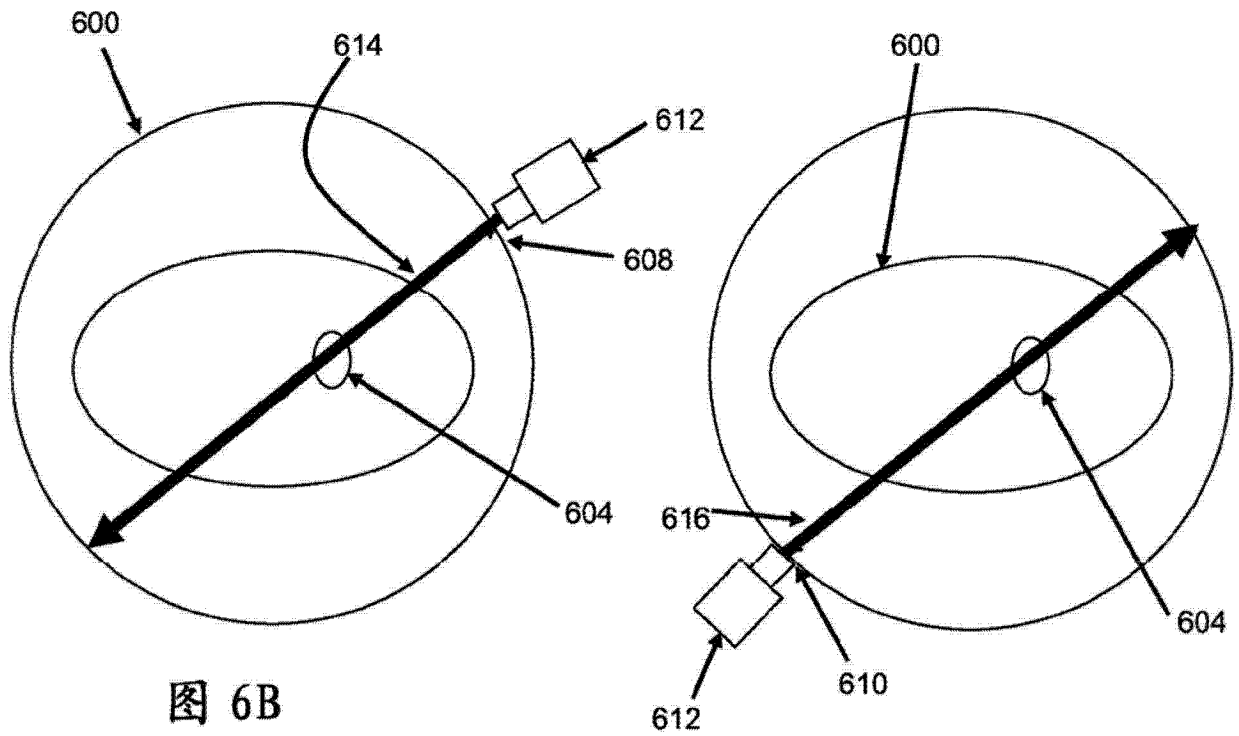


图 6B

图 6C

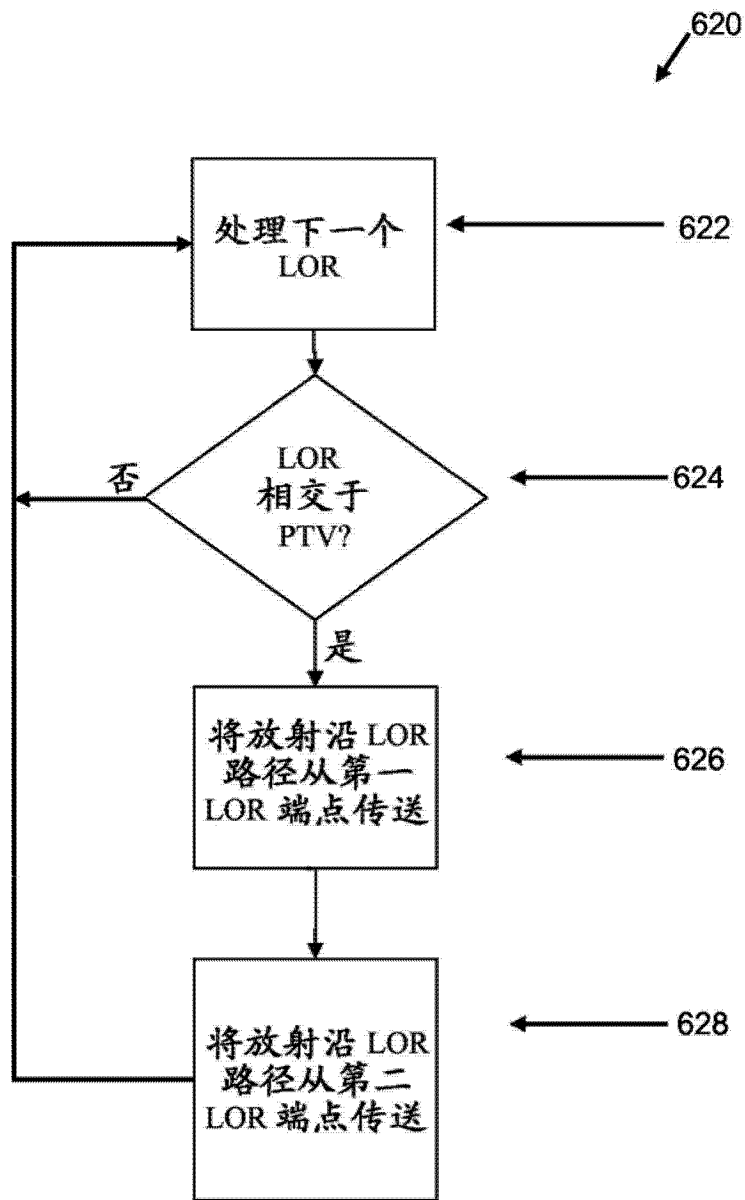


图 6D

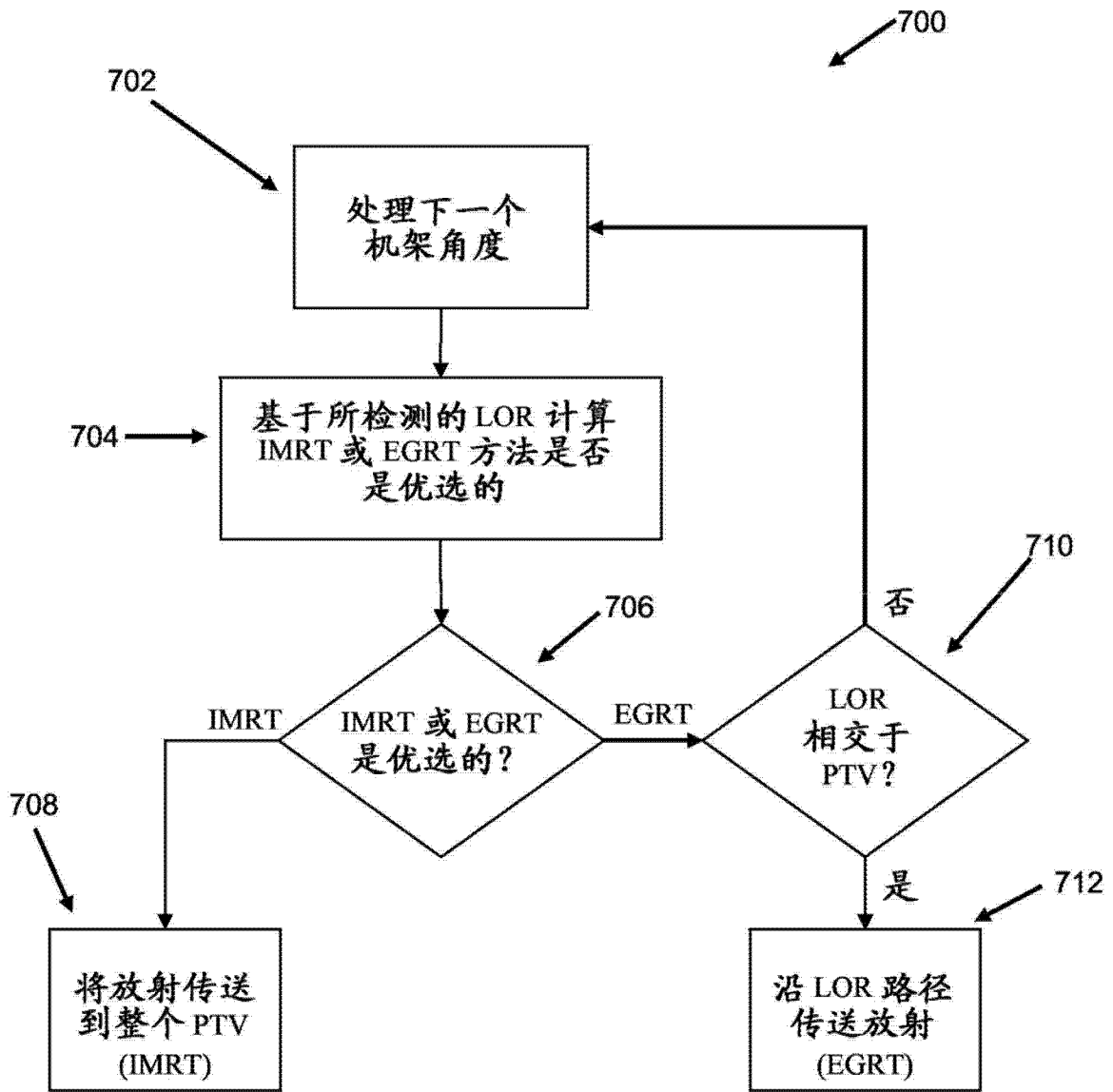


图 7

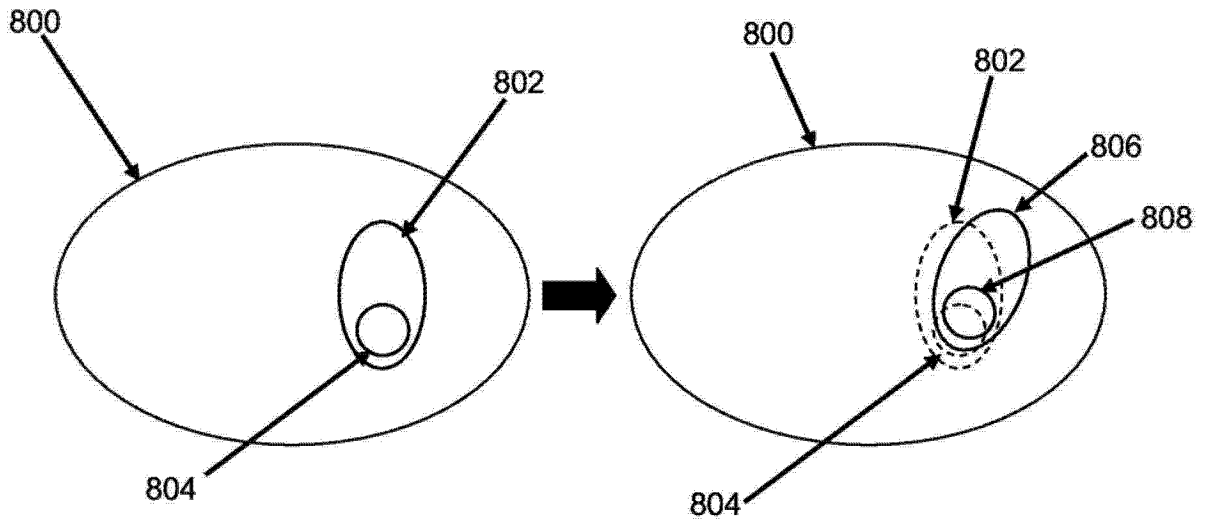


图 8A

图 8B



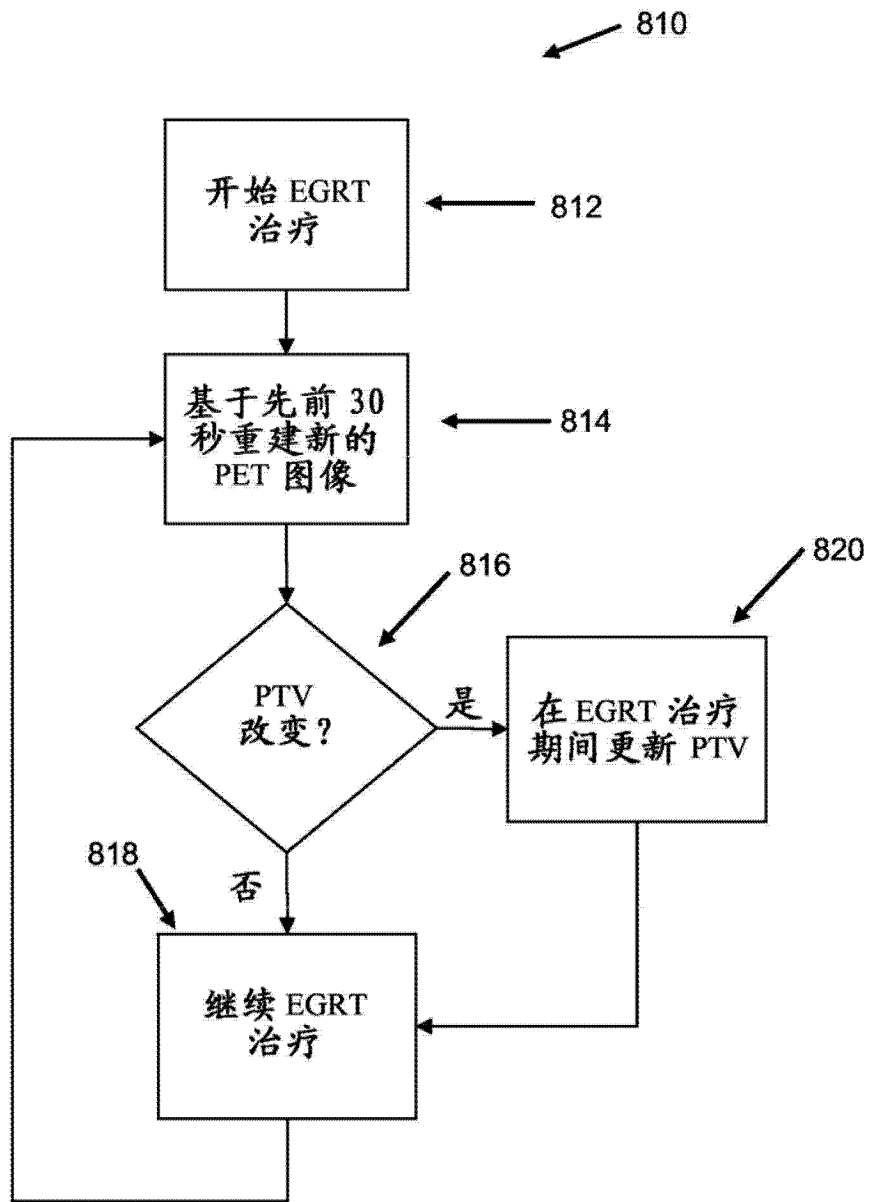


图 8C

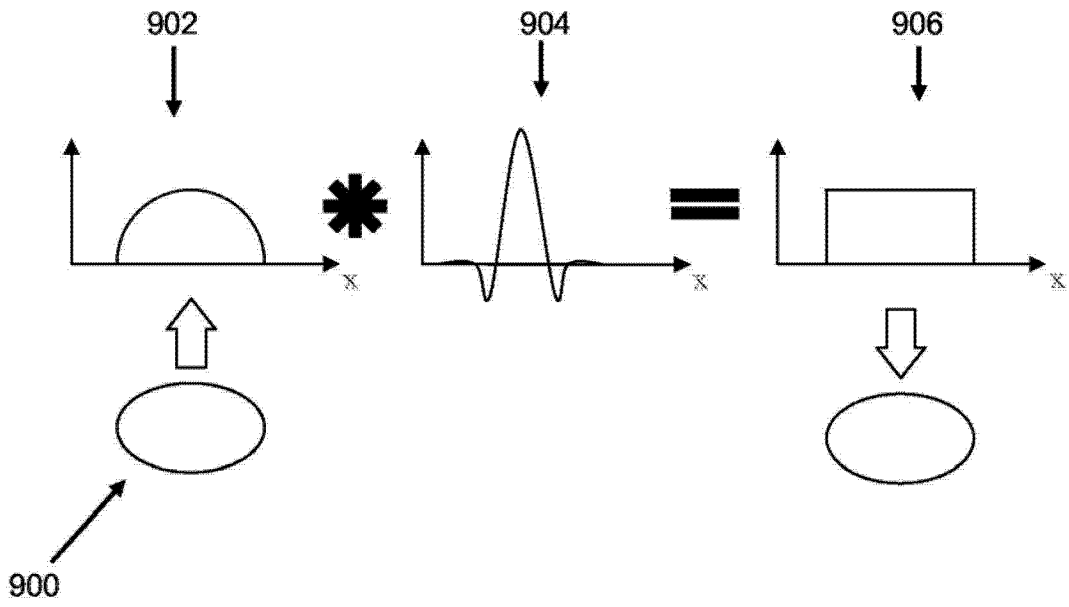


图 9A

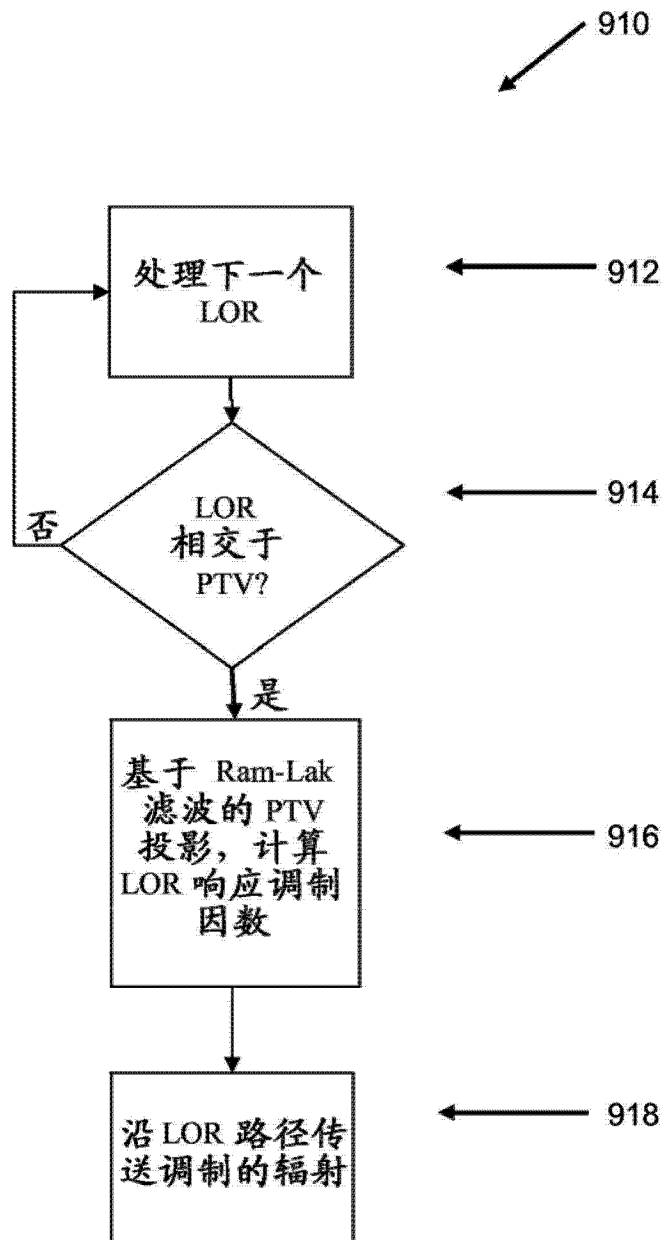


图 9B

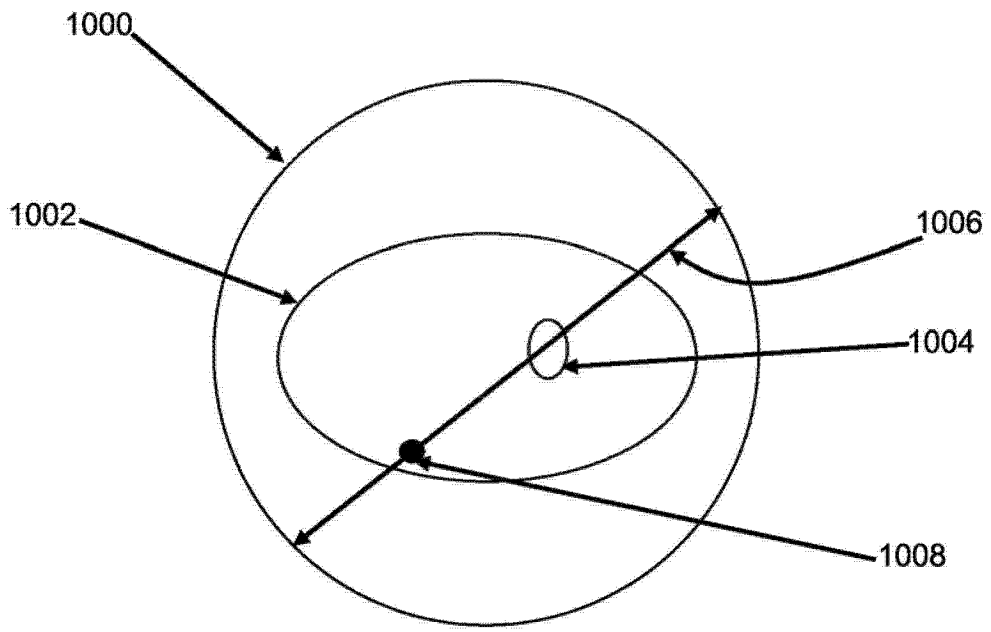


图 10A

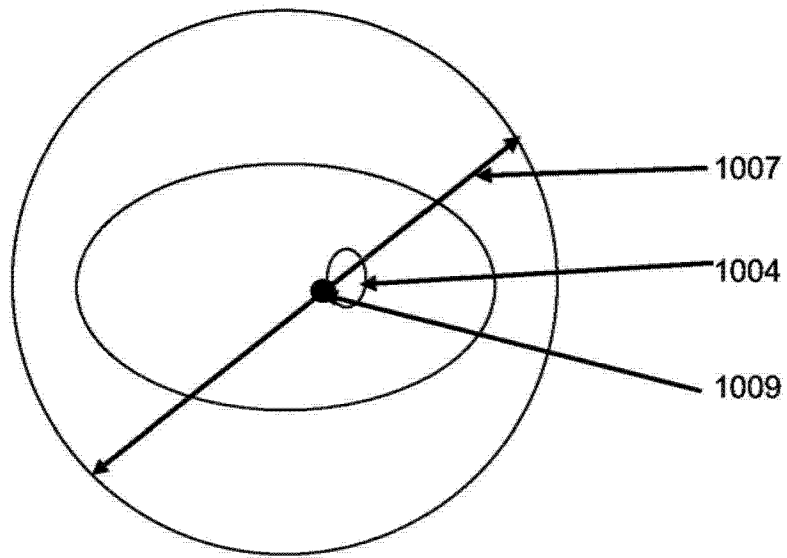


图 10B

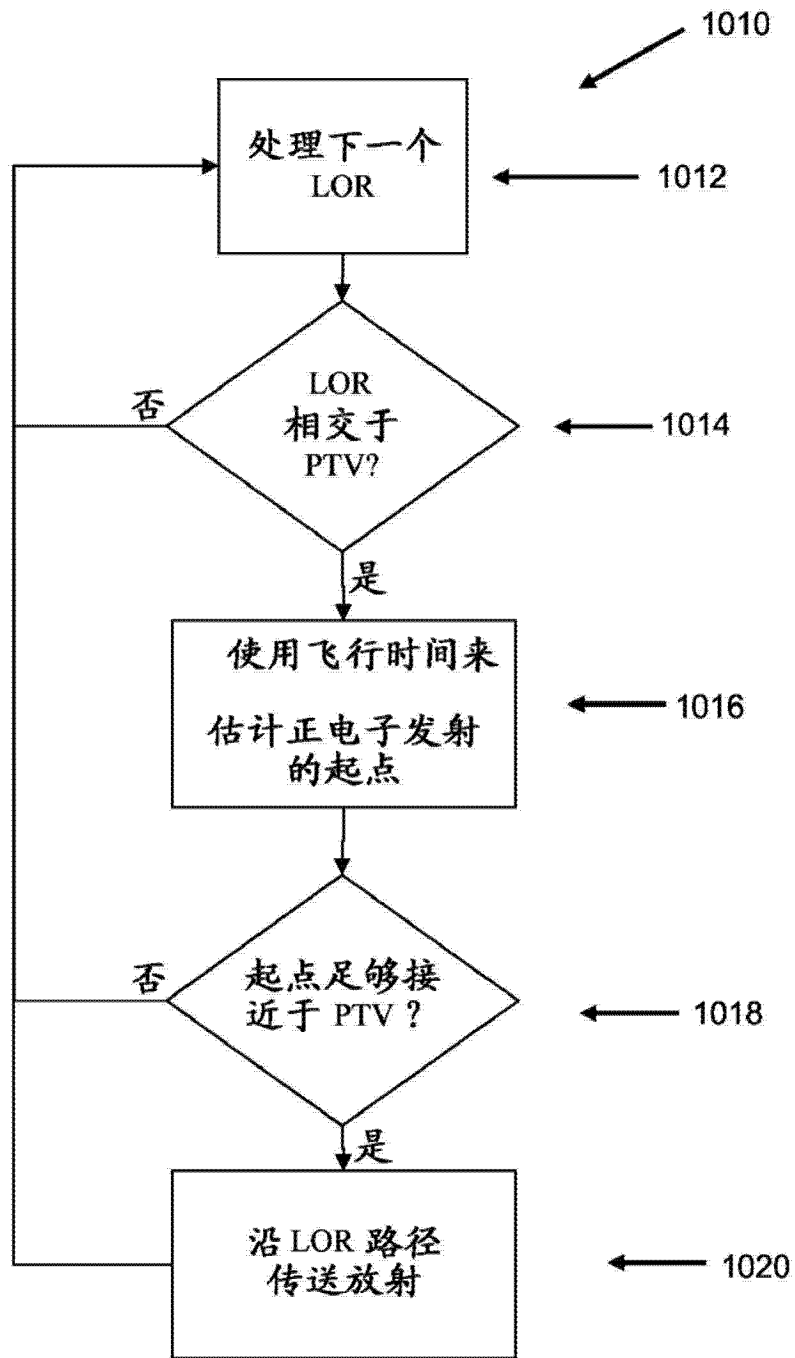


图 10C

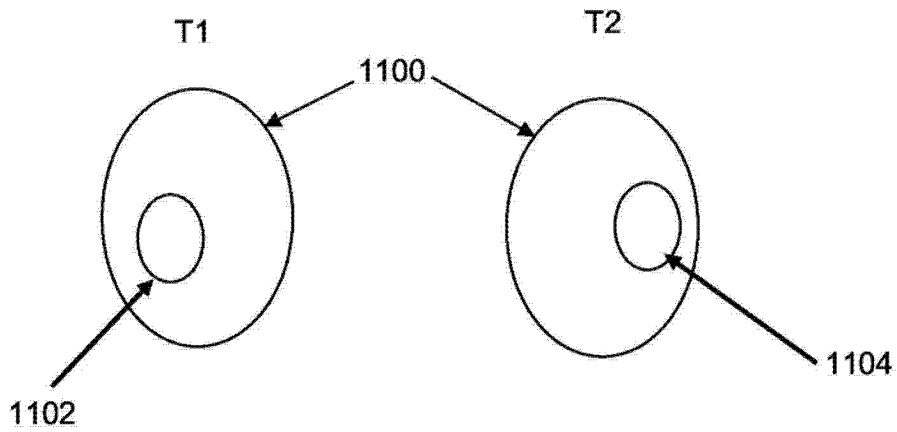


图 11A

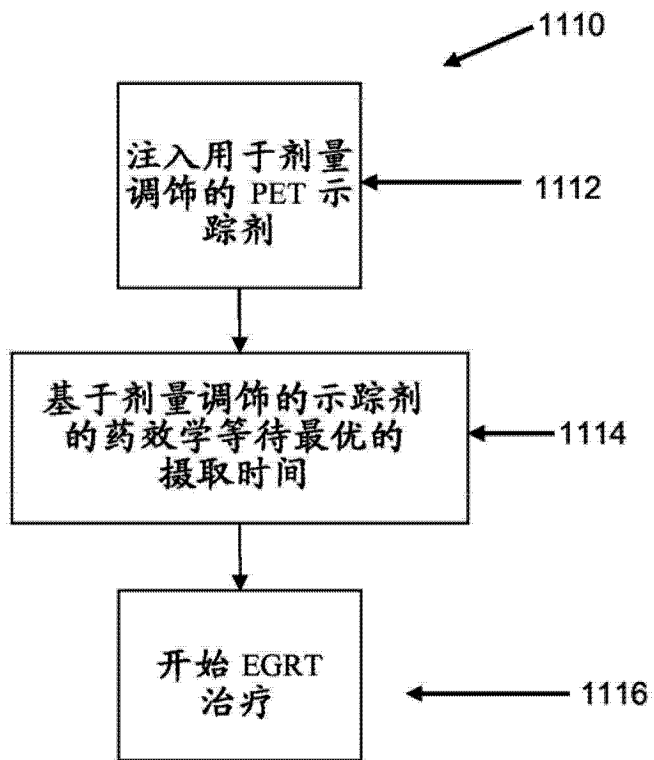


图 11B

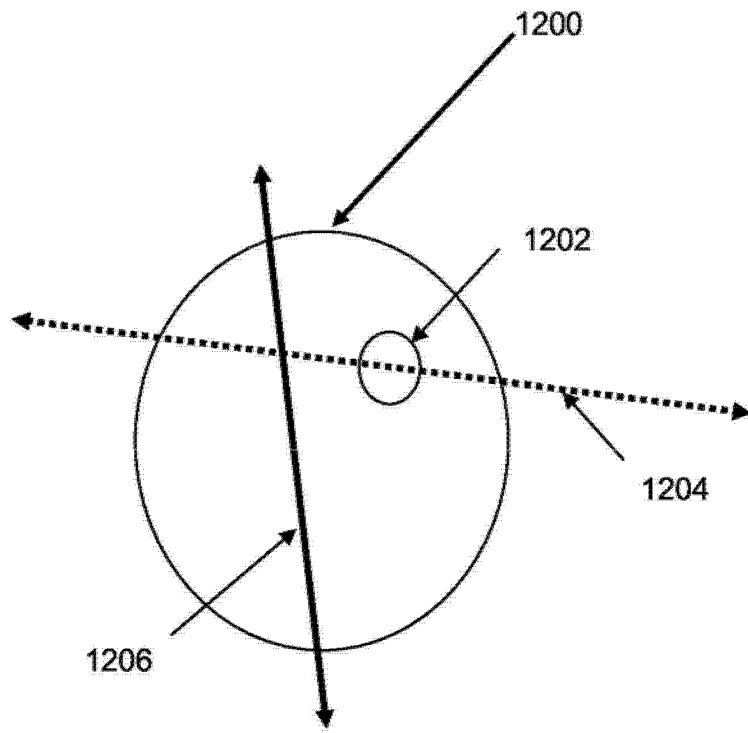


图 12A

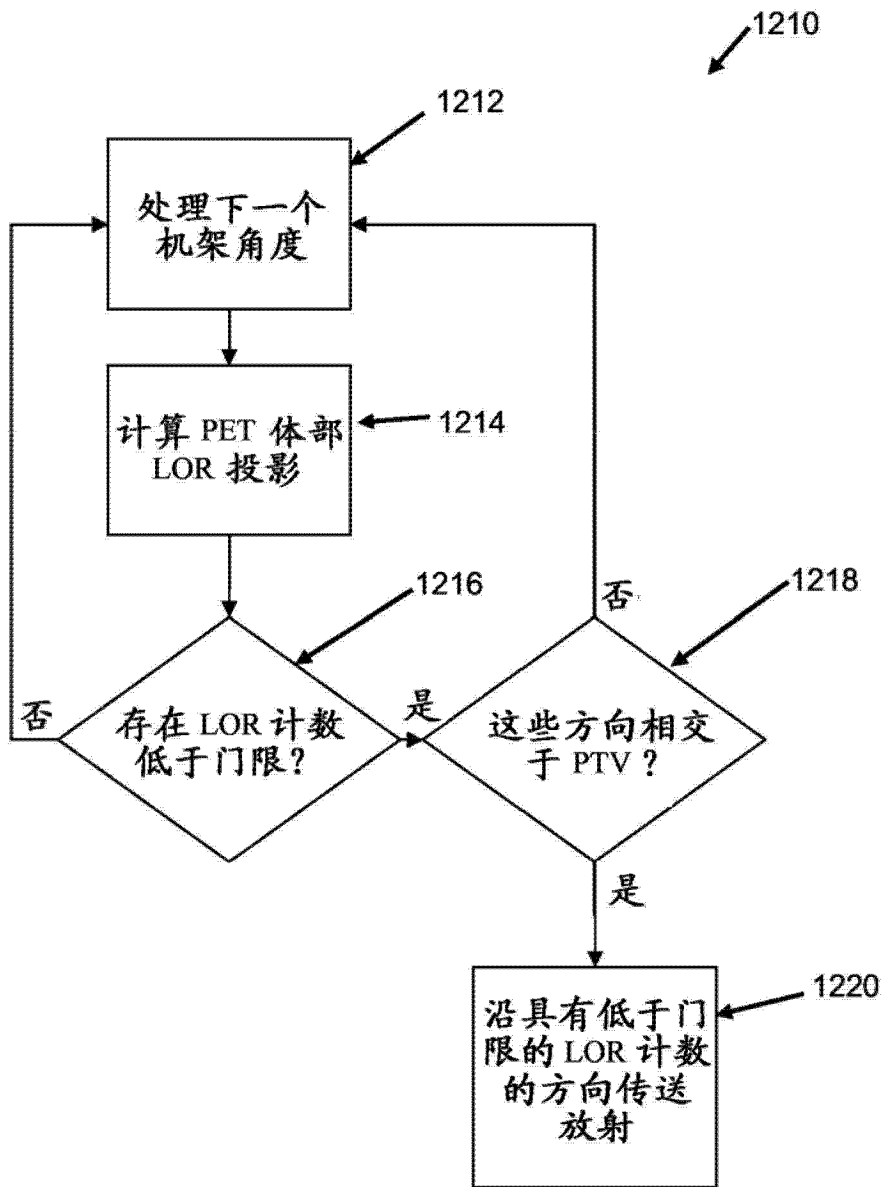


图 12B



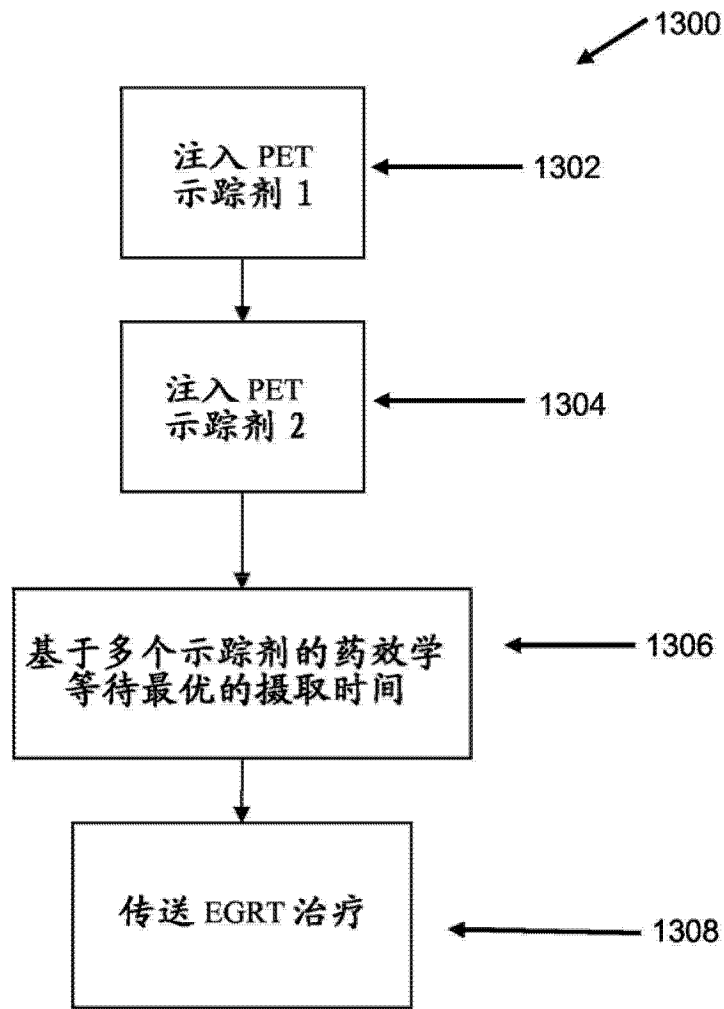


图 13

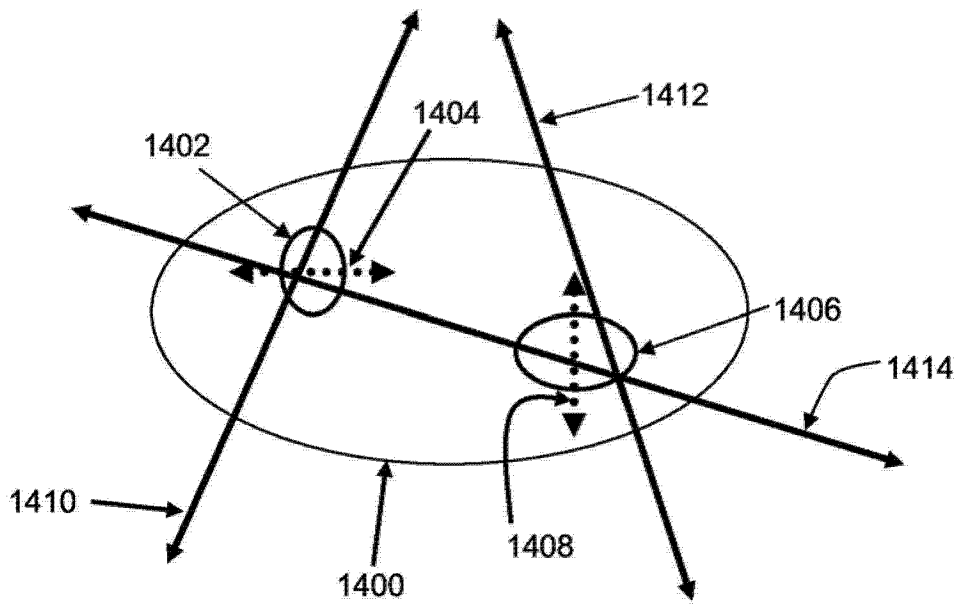


图 14A

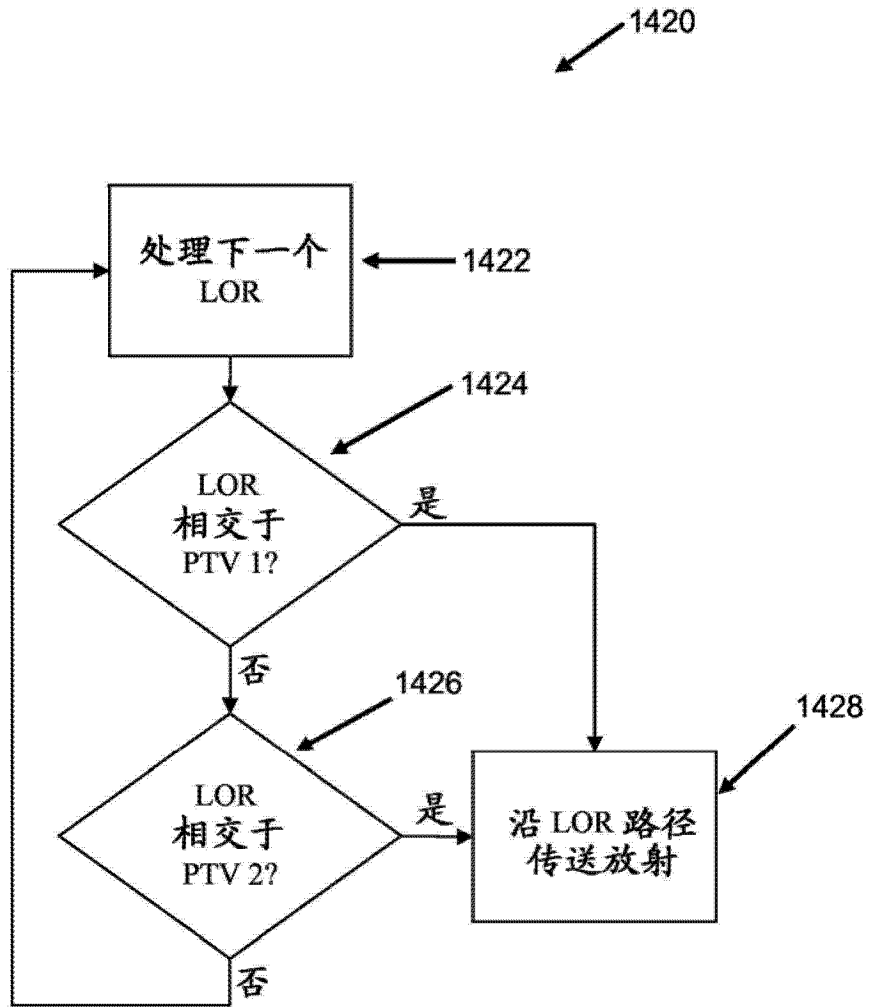


图 14B

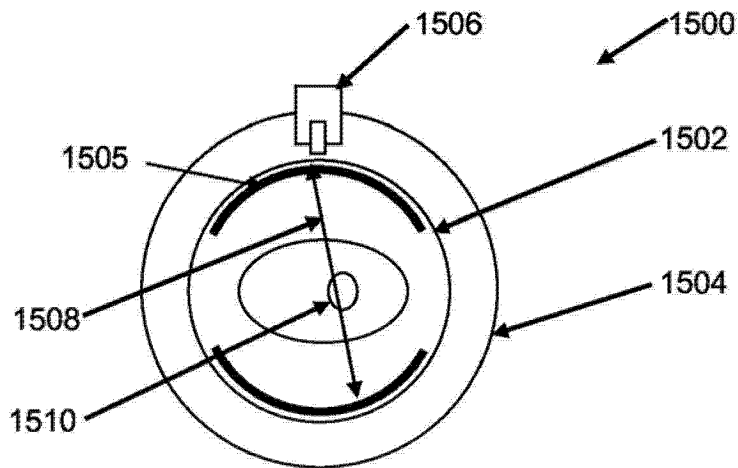


图 15A

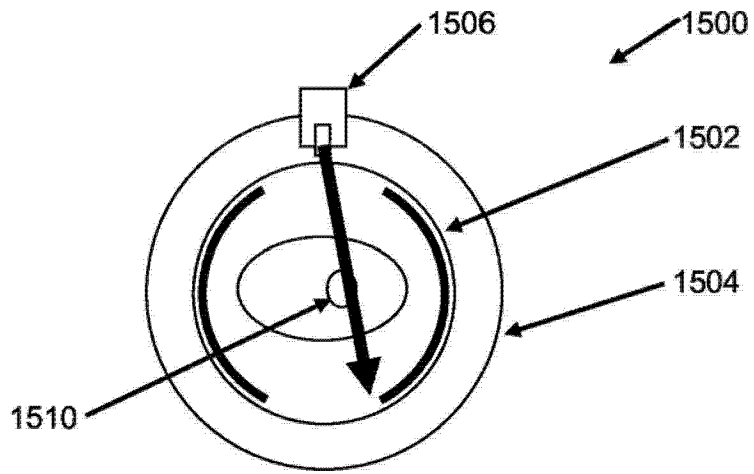


图 15B

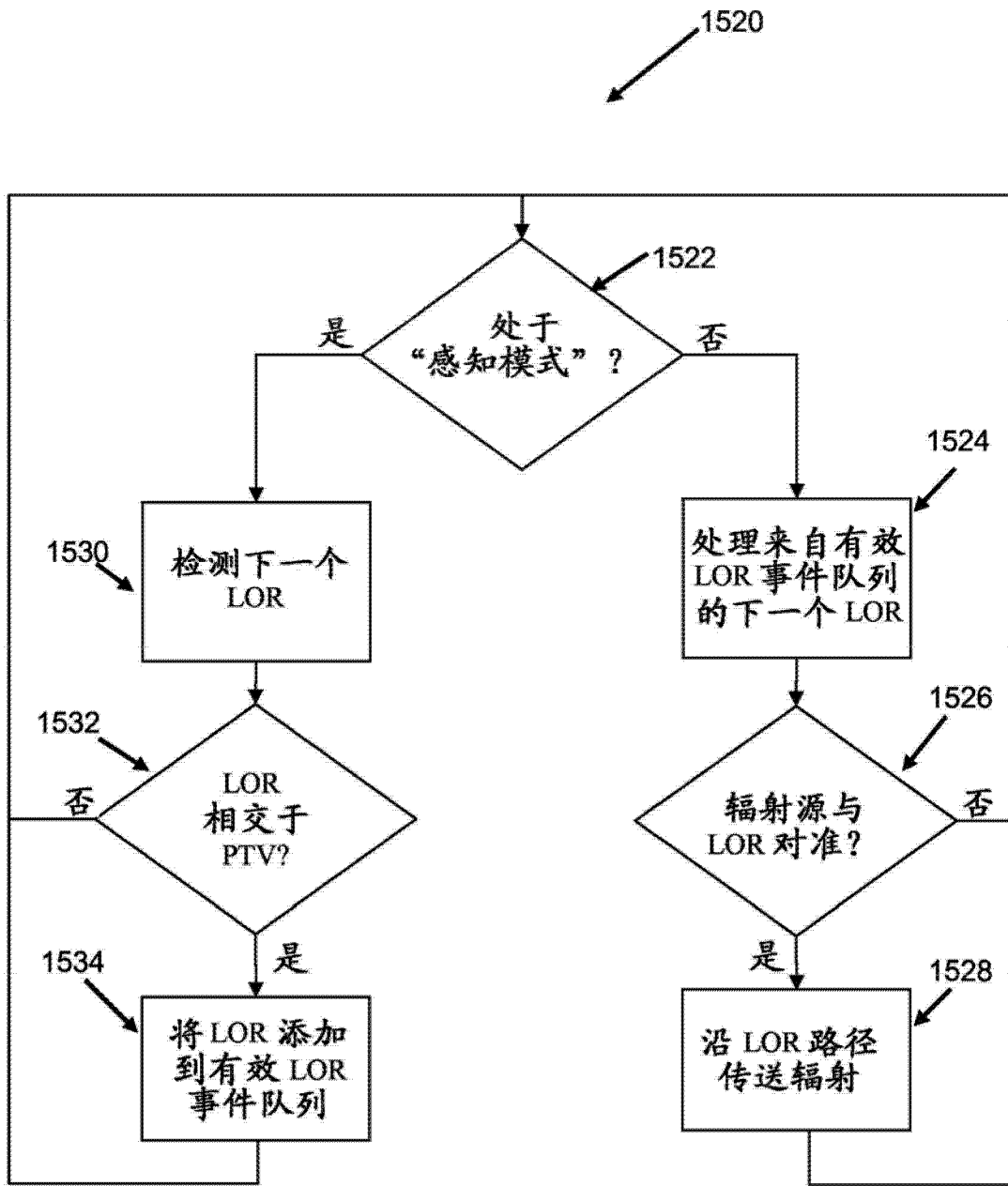


图 15C