



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104780849 B

(45)授权公告日 2018.11.13

(21)申请号 201380055516.X

(22)申请日 2013.08.27

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104780849 A

(43)申请公布日 2015.07.15

(30)优先权数据
61/693,534 2012.08.27 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.04.23

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2013/056903 2013.08.27

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/036034 EN 2014.03.06

(73)专利权人 休斯顿大学
地址 美国德克萨斯州

(72)发明人 尼克拉斯·特泽科斯
尼克希尔·V·纳乌卡

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 李江晖

(51)Int.Cl.
A61B 34/30(2016.01)
A61B 34/10(2016.01)
A61B 34/20(2016.01)
A61B 34/00(2016.01)
A61B 17/00(2006.01)
A61B 90/00(2016.01)
G06T 1/00(2006.01)
G06T 3/00(2006.01)

审查员 何煦佳

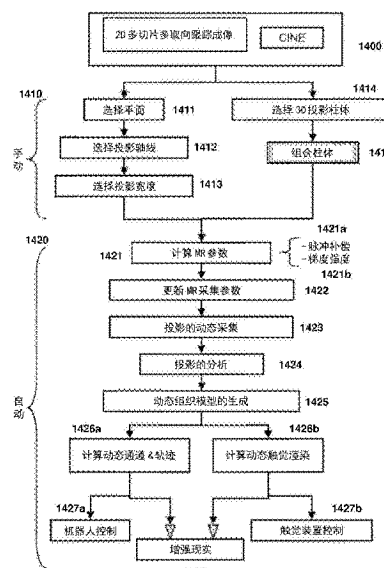
权利要求书4页 说明书21页 附图41页

(54)发明名称

用于成像制导和机器人辅助的手术的机器人装置和系统软件、硬件和方法

(57)摘要

本发明提供一种在手术期间用于机器人的原位实时成像制导的系统、模块和使用该系统和方法的方法。该系统包括多个模块,所述模块经由多个界面在手术进行时联接成像设备、医疗机器人和所述成像设备及医疗机器人的操作员。模块被构造为在至少一个具有存储器、处理器和网络连接器的计算机中操作,以使得指令总体上控制成像设备、跟踪机器人、跟踪手术区域中的感兴趣的组织、处理从成像设备和机器人采集的数据,并且显示机器人和所述区域。还提供一种永久性计算机可读取数据存储介质,所述存储介质存储计算机可执行指令并且包括多个模块,以及一种计算机程序产品,所述产品可有形地在存储介质中实现。



1. 一种在手术期间用于机器人的原位实时成像制导的计算机系统,在具有存储器、处理器和至少一个网络连接器的至少一个计算机中,其特征在于,包括:

多个模块,所述多个模块被构造为经由与成像设备、机器人和所述成像设备及机器人的操作员连接的多个界面在手术进行时联接成像设备、机器人和所述操作员,

其中,所述多个模块至少包括:

被构造为跟踪感兴趣的组织的组织跟踪模块;

其中,所述组织跟踪模块启动处理器能够执行的指令以:

利用成像设备选择成像序列并且设定参数以生成所述组织中的对比度差;

根据一个或多个信号强度或在成像期间获得的图像投影生成至少一个感兴趣的可观察组织边界;以及

在手术过程期间经由MR扫描仪或者经由包括机器人并且被设置在患者体内或体外的一个或多个多模式传感器而动态地监测所述组织边界的运动。

2. 根据权利要求1所述的计算机系统,其中,所述多个模块至少还包括:

被构造为在手术过程期间控制所述成像设备的模块;

被构造为跟踪机器人或与所述机器人共同配准的介入工具的模块;

被构造为处理从所述成像设备和所述机器人采集的数据的模块;

被构造为生成用于机器人在患者的体外和体内安全和精确运动的动态路径或通道的模块;

被构造为显示所述机器人和根据所采集的数据生成的手术区域的模块;以及

被构造为使用力反馈装置或触觉装置以实现人机界面的模块。

3. 根据权利要求2所述的计算机系统,还包括被构造为共同配准多个多模式传感器与所述机器人和所述成像设备的模块。

4. 根据权利要求2所述的计算机系统,其中,成像设备控制模块在手术过程期间启动处理器能够执行的指令以:

处理与组织和机器人的状态有关的数据;

计算与组织和机器人的状态有关的数据的改变;

识别触发数据采集的改变的事件;

选择对所述事件做出的反应并且基于该反应而设计图像采集方案;以及

将所述图像采集方案传输到所述成像设备。

5. 根据权利要求4所述的计算机系统,其中,经由在算法上将所述改变与范围形式的值的列表作比较的指令而识别触发事件。

6. 根据权利要求1所述的计算机系统,其中,所述组织边界包括围绕手术区域中的所述组织的边界,或者围绕靠近机器人的访问路径的组织的边界,或者围绕手术区域中的所述组织的边界和围绕靠近机器人的访问路径的组织的边界。

7. 根据权利要求6所述的计算机系统,其中,所述组织跟踪模块还启动处理器能够执行的指令以在利用成像设备选择成像序列之前或在利用成像设备选择成像序列期间将外生对比剂注入到组织中。

8. 根据权利要求2所述的计算机系统,其中,所述机器人跟踪模块启动处理器能够执行的指令以:

探测被设置为靠近所述机器人并且被耦合到所述成像设备的多个标记中的一个或多个标记;以及

提取所述标记相对于所述成像设备的坐标系的坐标以确定机器人的位置。

9. 根据权利要求2所述的计算机系统,其中,显示模块启动处理器能够执行的指令以:在所述机器人的每个定位步骤中仅探测单个标记位置。

10. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述多个界面中的一个界面允许机器人和所述成像设备的操作员手动控制。

11. 根据权利要求1所述的计算机系统,其中,所述多个模块动态地操作。

12. 根据权利要求1所述的计算机系统,其中,所述成像设备是核磁共振成像或光谱成像或二者的组合、超声成像、X-射线计算机断层成像、X射线乳房成像、光学成像、或者视频。

13. 一种核磁共振成像制导和机器人辅助手术系统,其特征在于,包括:

至少一个计算机处理器;

至少一个计算机存储器;

一个或多个机器人结构,所述一个或多个机器人结构包括系统能够配准的机器人或者包括该机器人的介入工具;

与所述机器人配准的核磁共振扫描仪;

多个模块,所述多个模块被构造为用于与计算机处理器和计算机存储器一起动态操作,从而启动计算机处理器能够执行的指令以:

描述与机器人以及患者的感兴趣组织相关的所有核磁共振生成数据;

在过程区域中建立组织边界;在手术过程期间经由核磁共振扫描仪或者经由包括机器人并且被设置在患者体内或体外的一个或多个多模式传感器而动态地监测组织边界的运动;跟踪机器人相对于手术区域的位置;将生成的数据传送到系统的操作员;根据所生成的数据生成指令以用于机器人控制和跟踪;在操作员的手术过程期间生成手术区域和机器人的视图;以及在机器人、核磁共振扫描仪、各个模块和操作员之间建立多个界面。

14. 根据权利要求13所述的系统,其中,多个模块还被构造为启动计算机处理器能够执行的指令以根据经由多模式传感器所获取的数据而生成并且显示过程区域的4D视图。

15. 根据权利要求14所述的系统,其中,多个多模式传感器与包括核磁共振扫描仪的坐标系共同配准。

16. 根据权利要求13所述的系统,其中,描述所有的核磁共振生成数据的指令进行操作以:

处理与组织和机器人的状态有关的数据;

计算与组织和机器人的状态有关的数据的改变;

经由将改变与范围形式的值的列表进行比较的指令,在算法上识别触发数据采集的改变的事件;

选择对所述事件做出的反应并且基于该反应而设计核磁共振图像采集方案;以及

将所述核磁共振图像采集方案传输到所述核磁共振扫描仪。

17. 根据权利要求13所述的系统,其中,建立组织边界的指令进行操作以:

根据需要选择性地将外生对比剂注入到组织中;

选择核磁共振成像序列并且设定参数以生成组织中的对比度差;以及

利用在核磁共振成像期间获得的一个或多个图像投影产生组织边界。

18. 根据权利要求13所述的系统,其中,跟踪机器人的位置的指令进行操作以:

基于被设置为靠近机器人并且与核磁共振扫描仪的坐标系共同配准的多个标记的开/关状态而跟踪机器人相对于手术区域的位置;以及

施加运动滤波以约束机器人运动。

19. 根据权利要求18所述的系统,其中,跟踪机器人的位置的指令进行操作以提取多个标记相对于核磁共振扫描仪的坐标系的坐标以探测所述多个标记的位置;其中,在跟踪机器人期间,对于定位步骤仅探测单个标记位置。

20. 根据权利要求13所述的系统,其中,所述多个界面中的至少一个界面允许机器人和所述核磁共振扫描仪的操作员手动控制。

21. 根据权利要求13所述的系统,其中,所述多个模块还被构造为启动计算机处理器能够执行的指令以生成至少一个信号强度投影以监测组织到组织的边界或者组织到机器人的边界。

22. 根据权利要求13所述的系统,其中,生成至少一个信号强度的指令进行操作以:

经由射频脉冲沿着投影所选择的方向刺激包含在至少3D柱体中的组织;以及

操作磁场梯度;

获取来自于核磁共振扫描仪的原始数据;以及

根据原始数据生成信号强度的1D投影。

23. 根据权利要求22所述的系统,其中,如果一个以上的3D柱体包括平面,那么模块启动指令发出多个射频脉冲,由此增大采集速率。

24. 根据权利要求13所述的系统,其中,所述多个模块还被构造为对包括患者身体的自然管状结构和包括机器人或者介入工具的人造管状结构进行成像。

25. 根据权利要求24所述的系统,其中,对自然管状结构和人造管状结构进行成像的指令进行操作以:

将对比剂分别加载到所述自然管状结构和人造管状结构中的对应的一个中;

利用对比剂获取包含所述结构的3D体积的至少一个2D投影;以及

利用2D投影生成3D图像。

26. 根据权利要求25所述的系统,其中,当至少两个2D投影被采集时,所述至少两个2D投影相对于彼此成任意角度。

27. 根据权利要求25所述的系统,其中,被用于采集2D投影的射频脉冲和磁场梯度脉冲的选择顺序至少降低来自于非对比结构的信号。

28. 根据权利要求13所述的系统,其中,用于机器人控制的指令进行操作以在核磁共振成像制导下实现手动操作和机器人的自动控制以用于采集2D投影。

29. 根据权利要求28所述的系统,其中,用于机器人控制的指令进行操作以:

经由手动操作控制:

选择至少一个平面、至少一个投影轴线和投影宽度;以及伴随地选择3D投影柱体以及组合所述3D投影柱体;以及

经由自动控制:

计算包括脉冲梯度和梯度强度的核磁共振采集参数;以及,依次地

更新采集参数；
动态地采集和分析投影；以及
生成动态组织模型；以及
计算控制机器人所通过的动态通道和轨迹；计算触觉装置的动态显现；以及据此生成
成像制导的增强现实。

用于成像制导和机器人辅助的手术的机器人装置和系统软件、硬件和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本国际申请按照美国法典35 U.S.C. §119(e) 要求现在已经被放弃的美国临时申请序列号61/693,634的优先权的权益,该申请的全部内容通过引用纳入此文。

[0003] 联邦基金说明

[0004] 本发明是在得到政府支持的且由国家科学基金会授予的拨款号0932272的资助下完成的。政府对此发明保留一定的权利。

技术领域

[0005] 本发明涉及机器人学、机器人辅助手术过程和用于实施该过程的软件的技术领域。具体地,本发明提供一种机器人系统,包括机械臂和致动器以及可应用的软件和硬件,包括用于原位、实时成像制导的诊断、手术和微创医疗介入的可兼容核磁共振成像(MRI)的医疗机器人平台。

背景技术

[0006] 包括单孔入径手术(single port access surgery)和经皮介入的微创手术中的机器人辅助形成为可替代传统的开放式手术或者徒手介入的对病人更友好的,实践性更强的并且最终有成本效益的。新技术实现增加了安全性和功能性的水平并且新一代的医生比他们的前辈更习惯于计算机可启用工具。该典范转移需要耐用、可扩展和高效的方法,用于一体化多模式感测例如组织水平图像和分子水平图像、诸如机器人和触觉装置的控制系、以及例如手术的、放射学的、心脏病学等的介入。通过先驱团体在开发创造性的计算方法、机械臂和触觉界面方面做出的巨大努力已经铺平了通向该巨大突破的道路。展望成像制导和机器人辅助(IGRA)手术,多个因素可以有助于下一代系统,该系统包括将能够局部地评估组织病理和功能的实时成像制导与高效的操作员界面的无缝地成一体。

[0007] 实时成像制导(RTIG)提供用于评估手术区域(AoP)的独特特征,这些特征包括:1)评估实时组织变形和运动,其次评估例如呼吸或心脏跳动等的过程或自然运动;2)三维地监控工具(多个工具);以及3)更新靶组织的病理生理信息。在被赋予这些特征的情况下,RTIG可以有助于典范转移,并且有助于将包括即内窥镜检查或腹腔镜检查等的“锁孔”显示和操作前的成像制导的当前方法到可更全局性地和信息更丰富地对AoP的感知的方法突破,这能使进行更广范围和更高水平的复杂手术。在该背景下,对徒手手术或机器人辅助手术,已经利用包括超声波(US)和核磁共振成像(MRI)的不同成像设备进行了大量开创性的工作。

[0008] IGRA手术是挑战性的、高度复杂性的并且具有大范围的临床典范,并且能使技术已经或者正被很多团体实施。一些IGRA装置已经被开发或者正在被开发。可以彻底变革MRI制导手术的可兼容MR的神经臂是复杂且昂贵的技术,但是不适用于实时的MR制导。在国立卫生研究院研发的另一个系统基于已经停止销售的Innomotion®机器人。

[0009] 因此,在该领域公认地存在对改进的成像制导和机器人辅助手术的需求,尤其是对用于机器人控制和HIMI的实时多模式成像的需求,以用于机器人的人在回路自主或手动控制。更具体地,现有技术在操作和制导机器人装置和系统的软件和执行系统方面是不足的,该系统被设计为用于在成像扫描仪的空间约束内操作,用于致动机器人的装置不能在核磁共振环境的极高磁场中执行并且不能实时跟踪组织。本发明实现了本领域中一直以来的需求和期望。

发明内容

[0010] 本发明涉及一种在手术过程期间用于机器人的原位实时成像制导的计算机系统。该计算机系统在具有存储器、处理器和至少一个网络连接器的至少一个计算机中包括:多个模块,所述模块被构造为手术进行时使得成像设备、医疗机器人和所述成像设备以及医疗机器人的操作员经由多个与上述成像设备、医疗机器人和所述操作员相联接的界面而联接。本发明涉及一种相关的计算机系统,所述计算机系统包括如下的模块,所述模块被构造为:1) 在手术过程期间控制所述成像设备;2) 跟踪机器人或与所述机器人共同配准的介入工具;3) 跟踪感兴趣的组织;4) 处理从所述成像设备和所述机器人采集的数据;5) 生成用于机器人在患者的体外和体内安全和精确运动的动态路径或通道;6) 显示所述机器人和根据所采集的数据生成的手术区域;以及7) 使用力反馈装置或触觉装置以实现人机界面。本发明涉及另一种相关的计算机系统,所述计算机系统还包括一个模块,所述模块被构造为共同配准多个多模式传感器与所述机器人和所述成像设备。

[0011] 本发明还涉及一种在手术过程期间用于机器人的原位实时成像制导的计算机执行方法,该方法包括如下的步骤:在本文所述的计算机系统中,在手术进行时,处理数据以获得组织和医疗机器人的当前状态;生成至少一个组织边界,该组织边界包括手术区域,或者靠近机器人的访问路径的区域,或者上述两个区域;动态地监测整个手术区域的组织边界的运动。相对于手术区域并且基于被设置为靠近所述机器人并且被耦合到所述成像设备的多个标记的个体显示,跟踪机器人或者包括该机器人的介入工具的位置。本发明涉及一种相关的方法,还包括如下的步骤:随着手术区域和机器人被监控和跟踪,生成手术区域和用于系统的操作员的机器人的显示。本发明涉及另一种相关的方法,该方法还包括如下的步骤:根据与机器人和成像设备的坐标系共同配准的多个多模式传感器中的一个或多个而生成手术区域的视图。

[0012] 本发明还涉及一种核磁共振成像制导和机器人辅助手术系统。该系统包括:至少一个计算机处理器;至少一个计算机存储器;一个或多个机器人结构,所述结构包括系统可配准机器人或者包括该机器人的介入工具;与所述机器人配准的核磁共振扫描仪;和多个模块,所述多个模块被构造为用于与计算机处理器和存储器一起动态地操作。多个模块启动处理器可执行指令:1) 描述与机器人以及患者的感兴趣组织相关的所有MR生成数据;2) 在手术区域中建立组织边界;3) 经由MR扫描仪或者经由包括机器人并且被设置在患者体内或体外的一个或多个多模式传感器而动态地监测组织边界的运动;4) 跟踪机器人相对于手术区域的位置;5) 将生成的数据传送到系统的操作员;6) 生成指令以用于机器人控制并且根据所生成的数据进行跟踪;7) 在操作员的手术过程期间生成手术区域和机器人的视图;以及8) 在机器人、扫描仪、模块和操作员之间建立多个界面。本发明涉及一种相关的核磁共

振成像制导和机器人辅助手术系统,其中,多个模块还被构造为启动处理器可执行指令根据经由多模式传感器所采集的数据而生成且显示手术区域的4D视图。本发明涉及另一相关的核磁共振成像制导和机器人辅助手术系统,其中,多个模块还被构造为启动处理器可执行指令生成至少一个信号强度投影以监控组织到组织的边界或者组织到机器人的边界。本发明还涉及另一种相关的核磁共振成像制导和机器人辅助手术系统,其中多个模块还被构造为对包括患者身体的自然管状结构和包括机器人或者介入工具的人造管状结构进行成像。

[0013] 本发明还涉及一种永久性计算机可读取数据存储介质和一种计算机程序产品,所述产品可有形地在永久性计算机可读取介质中实现,所述存储介质存储计算机可执行指令,当该计算机可执行指令被执行时,执行计算机系统中的作用以实现本文描述的计算机实施方法,或者存储包括本文描述的多个模块的计算机可执行指令。

[0014] 根据以下的对本发明的以公开的目的而给出的当前优选的实施例的说明,本发明的其他和另外的特征、方面和优点将变得显而易见。

附图说明

[0015] 从而,其中本发明的上述特征、优点和目的以及将变得显而易见的其他的特征被获得并且可以被更加详细地理解,更具体地,本发明的如上简述的说明和特定实施例在附图中示出。这些附图形成了说明书的一部分。然而,应当注意附图示出了本发明的优选实施例,并且因此不能认为是对本发明的范围的限定。

[0016] 图1是通用的医疗机器人平台的示意图。

[0017] 图2是单孔入径 (SPA) 手术的示意图。

[0018] 图3A是手术期间机器人探测和跟踪方法的示意图,图3B是用于生成机器人模型的流程图。

[0019] 图4A示出了MR和US方法,图4B(未按比例)示出了这些方法的交叉。带有*的方法由操作员启动。表列出了每个数据组采集的估计时间。

[0020] 图5A-5L示出了利用MR基准标记跟踪机器人。

[0021] 图6A-6B示出了每个2D投影具有170ms (图6A) 和49ms (图6B) 的速度的导管MPI。

[0022] 图7A-7E示出了利用三腔模型的可兼容MR的机器人和内在被共同配准的MRS数据 (图7D) 和LIF数据 (图7E) 的采集以从一处到另一处的区域性生物感测,描述了从一处到另一处的区域性生物感测的概况 (图7A),双MR (图7B) 和光学 (LIF) 传感器 (图7C) 的空间扫描。

[0023] 图8示出了机器人和扫描仪控制与感测的互相联系。

[0024] 图9A和9B示出了根据用于心脏内访问 (FIG.9A) 和心外膜访问 (FIG.9B) 的实时彼此倾斜的MRI切片而生成4D访问导管的专用成像线程的输出。

[0025] 图10A至10C描述了用于采集多个投影柱体以生成访问通道的MR脉冲序列。图10A示出了共用公用的成像平面的两个投影柱体的3D选择。图10B示出了每个柱体的各自选择。图10C示出了具有沿着轴线G2的公用平面的两个柱体一起经由用于较快数据采集的单个重复的选择。

[0026] 图11A-11B描述了软件模块,图11A描述了MR扫描仪控制的软件模块,图11B描述了该软件模块操作的示例。

[0027] 图12A-12D描述了利用多个投影进行的组织的动态跟踪,该动态跟踪用于监控LV(左心室)(图12A)的组织边界,血管(图12B)的组织边界,并且可选地使用对比剂(图12C)或者磁化准备以简化投影信号的形式(图12D)。

[0028] 图13A-13B描述了用于投影的访问可用SNR和对比度差。图13A示出了以50ms/图像的速度采集的原始动态MR图像,具有投影线(虚线)和信号一体的区域(实线箱)的宽度。图13B示出了具有LV和与心肌相对应的两个左右深部的信号图。

[0029] 图14是机器人手术控制的方法的流程图。

[0030] 图15A-15B描述了使用任意柱体和/或投影柱体的任意取向以选择不基于公用板(图15A)和基于公用板(图15B)的投影柱体。

[0031] 图16A-16B描述了Y轴线上的公用切片两个投影柱体的选择(16A),以及具有到主要切片的任意取向的三个投影的选择(图16B)。

[0032] 图17A-17E描述了I类多投影脉冲序列(图17A)和平衡这些脉冲序列的梯度(图17B-17F)。

[0033] 图18A-18F描述了II类多投影脉冲序列(图18A)和平衡这些脉冲序列的梯度(图18B-18E),并且可选地使用单一切片选择的I I类脉冲序列(图18F)。

[0034] 图19描述了III类多投影脉冲序列。

[0035] 图20A-20D描述用于在单个脉冲之后同时采集两个或两个以上投影的I类脉冲序列(图20A-20B),以及用于独立地和同时地收集两个或两个以上投影的类I脉冲序列(图20C-20D)。图20A和20C示出了RF脉冲、梯度和数据采集波形的特定实施方式并且图20B和20D示出了相应的k空间轨迹的覆盖范围。

[0036] 图21是根据双投影进行图像重构的流程图。

[0037] 图22A-22C示出了用于由多个切片组重构的管状结构的3D成像的体积投影方法(图22A),以及经由双投影的手术机器人的成像的的体积投影方法(图22B),以及超快3D成像的体积投影方法(图22C)。

[0038] 图23是用于分时共享的MR协议和“先到先服务”的重构的定时图。

[0039] 图24A-24E描述了定时图(图24A)以及标志脉冲角度与期望的TI之间的依赖关系(图24B)以及利用多脉冲序列的定时成像协议(图24C-24E)。

[0040] 图25描述了一体操作环境(IOE)机构,示出了用于MR制导和机器人辅助手术的计算架构。

具体实施方式

[0041] 如本文中所用,术语“a”或“an”当与权利要求和/或说明书中的术语“包括”结合使用时可以指一个,但是也与“一个或一个以上”、“至少一个”和“一个或多于一个”的意思一致。本发明的一些实施例可以由或者主要由一个或多个元件、方法步骤和/或本发明的方法组成。应当想到,本文描述的任何方法或组分可以相对于本文描述的任意其他方法或组分而执行。

[0042] 如本文中所用,权利要求中的术语“或者”是指“和/或”,除非特别说明专指替代物或者替代物彼此排斥,虽然公开内容支持只指替代物以及“和/或”的限定。

[0043] 如本文中所用,术语“大约”指数值,包括例如,整数、分数、和百分比,不管有没有

详细地说明。术语“大约”一般指数值的范围(例如,列举的数值的 $\pm 5-10\%$),本领域的技术人员可以认为该数值范围与列举的数值相等(例如,具有相同的功能或结果)。在一些示例中,术语“大约”可以包含约为最近的有效数字的数值。

[0044] 如本文中所用,术语“包括”指一个或多个机器,该机器至少包括一个存储器、处理器和至少一个有线和/或无线网络连接器。计算机可以包括台式机器或笔记本式机器或其他电子媒介,例如,智能手机或平板电脑,如在本领域中标准的和当前已知的。在不限定的情况下,对于但不限于包括机械臂、机械传感器等的机器人系统的实施方式而言任何必要的软件、模块、应用、附件、插件、程序和/或数据库等可以被编程到一个或多个计算机,可以在网络连接器上被检索到,或者可以从可有形地存储上述项目的介质存储装置上检索到,或者可以被可有形地存储在计算机存储器中或者其他电子媒介存储器中,并且可以被处理器执行。

[0045] 如本文中所用,术语“机器人”或“机械臂”可互换地指示远程致动机械臂,该机械臂用于执行例如但不限于机械臂辅助手术、微创手术和介入诊断或者治疗或者诊断和治疗手术的组合,如在本文中描述的那样。

[0046] 如本文中所用,术语“患者”指任何哺乳动物,优选地是人类,该患者接受使用如在本文中描述的成像制导机器人装置和系统的手术过程、手术或微创手术。

[0047] 在本发明的一个实施例中,提供一种在手术过程期间用于机器人的原位实时成像制导的计算机系统,在至少一个具有存储器、处理器和至少一个网络连接器的计算机中,包括:多个模块,所述模块被构造为手术时期能使成像设备、医疗机器人和所述医疗机器人的操作员经由多个与上述成像设备、医疗机器人和操作员相连接的界面而相互连接。

[0048] 在该实施例中,多个模块可以包括:至少一个被构造为在手术过程期间控制所述成像设备的模块;一个被构造为跟踪机器人或与所述机器人共同配准的介入工具的模块;一个被构造为跟踪感兴趣的组织的模块;一个被构造为处理从所述成像设备和所述机器人采集的数据的模块;一个被构造为生成用于机器人在患者的体外和体内安全和精确运动的动态路径或通道的模块;一个被构造为显示所述机器人和根据所采集的数据生产的手术区域的模块;以及一个被构造为使用力反馈装置或触觉装置以实现人机界面的模块。在该实施例中,计算机系统还可以包括一个被构造为将多个多模式传感器与所述机器人和所述成像设备共同配准的模块。

[0049] 在这两个实施例中的一个方面,成像设备控制模块可以在手术过程期间启动处理器可执行指令:处理与组织和机器人的状态有关的数据;计算与组织和机器人的状态有关的数据的改变;识别触发数据采集中的改变的事件;选择对所述事件做出的反应并且基于该反应而设计图像采集方案;以及将所述图像采集方案传输到所述成像设备。在该方面,触发事件可以经由指令而被识别以在算法上将该改变与范围形式的值的列表作比较。

[0050] 在另一方面,组织跟踪模块可以启动处理器可执行指令:利用成像设备选择成像序列并且设定参数以生成所述组织中的对比度差;根据一个或多个信号强度或在成像期间获得的图像投影生成至少一个感兴趣的可观察组织边界;以及在手术过程期间动态地监测所述组织边界的运动。在该方面,所述组织边界可以包括围绕手术区域中的所述组织的边界,或者围绕靠近医疗机器人访问路径的组织的边界,或者上述两个边界。在该方面,所述组织跟踪模块还可以启动处理器可执行指令在所选择的指令之前或期间将外生对比剂注

入到组织中。

[0051] 在又一方面,所述机器人跟踪模块可以启动处理器可执行指令:探测被设置为靠近所述机器人并且被耦合到所述成像设备的多个标记中的一个或多个标记;以及提取所述标记相对于所述成像设备的坐标系的坐标以确定机器人的位置。

[0052] 在又一方面,显示模块可以启动处理器可执行指令在用于所述机器人的每个定位步骤中仅探测单个标记位置。

[0053] 在所有的实施例和所述实施例的方面中,所述多个界面中的一个界面可以能使被医疗机器人和所述成像设备的操作员手动控制。此外,所述多个模块动态地操作。此外,所述成像设备是核磁共振成像或光谱成像或二者的组合、超声成像、X-射线计算机断层成像、X射线乳房成像、光学成像、或者视频。

[0054] 在本发明的另一实施例中,提供一种在手术过程期间用于机器人的原位实时成像制导的计算机执行方法,包括如下的步骤:在如上所述的计算机系统中,在手术进行期间:处理数据以获得组织和医疗机器人的当前状态;生成至少一个组织边界,该组织边界包括手术区域,或者靠近机器人的访问路径的区域,或者上述两个区域;动态地监测整个手术区域的组织边界的运动;以及基于被设置为靠近所述机器人并且被耦合到所述成像设备的多个标记的个体显示,跟踪机器人或者包括该机器人的介入工具的相对于手术区域的位置。

[0055] 在该实施例中,所述方法还可以包括在手术区域和机器人被监视和跟踪的同时,为系统的操作员生成手术区域和机器人的显示。。在另一实施例中,显示包括可显示图像、模型、虚拟现实场景、增强现实场景或者它们的叠加或组合。在又一实施例中,所述方法还可以包括根据与机器人和成像设备的坐标系共同配准的多个多模式传感器中的一个或多个传感器而生成手术区域的视图。

[0056] 在这些实施例的一个方面,所述处理步骤可以包括:计算与组织和机器人的状态有关的数据的改变;识别触发数据采集中的改变的事件;在算法上将所述改变与范围形式的值的列表进行比较;基于值的比较选择对所述事件做出的反应;以及基于该反应而设计被传输到所述成像设备的图像采集方案。在该方面,所述方法还可以包括在生成组织边界之前或期间将外生对比剂注入到组织中。

[0057] 在另一方面,所述跟踪步骤可以包括:提取所述机器人或介入工具上的标记相对于所述成像设备的坐标系的坐标以在定位步骤中探测标记的位置;其中,在机器人跟踪期间,对于定位步骤仅探测单个标记位置。在该方面,对于定位步骤可以仅探测单个标记位置。

[0058] 在本发明的又一实施例中,提供一种永久性计算机可读取数据存储介质,所述存储介质存储计算机可执行指令,当所述指令被执行时,执行计算机系统中的作用以实现上述的计算机实施方法步骤。在相关的实施例中,提供一种计算机程序产品,所述产品可有形地在上述的永久性计算机可读取介质中实现。

[0059] 在本发明的又一实施例中,提供一种核磁共振成像制导和机器人辅助手术系统,包括:至少一个计算机处理器;至少一个计算机存储器;一个或多个机器人结构,所述结构包括系统可配准机器人或者包括该机器人的介入工具;与所述机器人配准的核磁共振扫描仪;多个模块,所述模块被构造为用于与计算机处理器和存储器一起动态地操作,从而启动处理器可执行指令:描述与机器人以及患者的感兴趣组织相关的所有MR生成数据;在手术

区域中建立组织边界;经由MR扫描仪或者经由包括机器人并且被设置在患者体内或体外的一个或多个多模式传感器而动态地监控组织边界的运动;跟踪机器人相对于手术区域的位置;将生成的数据传送到系统的操作员;生成指令以用于机器人控制并且根据所生成的数据进行跟踪;在操作员的手术过程期间生成手术区域和机器人的视图;以及在机器人、扫描仪、模块和操作员之间建立多个界面。

[0060] 在该实施例中,多个模块可以还被构造为启动处理器可执行指令根据经由多模式传感器所采集的数据而生成并且显示手术区域的4D视图。在又一个实施例中,多模式传感器可以与包括核磁共振扫描仪的坐标系共同配准。在又一个实施例中,多个模块还可以被构造为启动处理器可执行指令生成至少一个信号强度投影以监控组织到组织的边界或者组织到机器人的边界。此外,多个模块还可以被构造为对包括患者身体的自然管状结构和包括机器人或者介入工具的人造管状结构进行成像。在又一个实施例中,成像自然和人造管状结构的指令进行操作以:将对比剂注入或加载到所述结构中;利用对比剂获取包含所述结构的3D体积的至少一个2D投影;以及根据2D投影生成3D图像。具体地,当至少两个2D投影被采集时,所述投影可以相对于彼此成任意角度。此外,被用于采集2D投影的射频脉冲和磁场梯度脉冲的选择顺序至少降低来自于非对比结构的信号。在所有这些实施例中,所述多个界面中的至少一个界面能使被机器人和所述MR扫描仪的操作员手动控制。

[0061] 在该实施例的一个方面,描述所有的MR生成数据的指令可以操作以:处理与组织和机器人的状态有关的数据;计算与组织和机器人的状态有关的数据的改变;经由将改变与范围形式的值的列表进行比较的指令,在算法上识别触发数据采集中的改变的事件;选择对所述事件做出的反应并且基于该反应而设计MR图像采集方案;以及将所述MR图像采集方案传输到所述MR扫描仪。

[0062] 在另一方面,建立组织边界的指令可以操作以:根据需要则可选地将外生对比剂注入到组织中;选择MR成像序列并且设定参数以生成组织中的对比度差;以及利用在核磁共振成像期间获得的一个或多个图像投影产生组织边界。

[0063] 在另一方面,跟踪机器人的位置的指令可以操作以:基于被设置为靠近机器人并且与MR扫描仪的坐标系共同配准的多个标记的开/关状态而跟踪机器人相对于手术区域的位置;以及施加运动滤波以约束机器人运动。在该方面,跟踪机器人的位置的指令可以操作以:提取多个标记相对于MR扫描仪的坐标系的坐标以探测的机器人的位置;其中,在机器人跟踪期间,对于定位步骤仅探测单个标记位置。

[0064] 在又一方面,生成至少一个信号强度的指令可以操作以:经由射频脉冲沿着投影所选择的方向刺激包含在至少3D柱体中的组织;以及操作磁场梯度;获取来自于MR扫描仪的原始数据;以及根据原始数据生成信号强度的1D投影。在此方面,如果一个以上3D柱体包括平面,那么模块能使指示发出多个射频脉冲,由此增大采集速率。在另一方面,用于机器人控制的指令可以操作以在MR成像制导下实现手动操作和机器人的自动控制有效以用于采集2D投影。在该方面,用于机器人控制的指令特别地可以操作以:经由手动操作控制:选择至少一个平面、至少一个投影轴线和投影宽度;以及伴随地选择3D投影柱体以及组合3D投影柱体;以及经由自动控制:可以操作以计算包括脉冲梯度和梯度强度的核磁共振采集参数;以及,依次地更新采集参数;动态地采集和分析投影;以及生成动态组织模型;以及计算控制机器人所通过的动态通道和轨迹;计算触觉装置的动态显现;以及据此生成成像制

导的增强现实。

[0065] 在本发明的又一实施例中,提供一种永久性计算机可读取数据存储介质,所述存储介质存储包括如上所述的多个模块的计算机可执行指令。在相关的实施例中,提供一种计算机程序产品,所述产品可有形地在上述的永久性计算机可读取介质中实现。

[0066] 本文提供一种利用多MR可显示标记而对手术工具进行实时跟踪,该多MR可显示标记可以被定位在用于跟踪工具自身的手术工具上。本文还提供一种利用一种方法对组织进行实时跟踪,该方法利用特定的MRI数据采集协议(即脉冲序列)收集多个投影,以用于在诊断实践或手术过程中监控组织的运动。该方法可以在理论上允许每3-4ms地采集投影,从而允许监控多个地点的运动。

[0067] 还提供相关的用于手术机器人的自动制导和操作的方法,以及用于经由专用的触觉装置而引导手动操作机器人的方法,该触觉装置使用MR数据而不是力传感器。机器人安装的从一处到另一处的区域性生物感测使用如本文描述的光学方法和超声方法的组合。能够实现可弯曲手术工具的超快3D/体积MRI成像。

[0068] 另外,提供一种能够执行本文描述的方法和过程的软件,例如用于控制MR数据的采集,用于重构根据上述的方法而采集的原始数据,以及用于基于真实数据和非建模地生成虚拟现实环境,以及用于显示和制导手术。此外,提供一种软件,该软件用于处理和利用成像设备提取的信息,该信息可用于机器人的自主或半自主控制,用于一般地通过经由触觉装置或力反馈装置而向操作员提供专业建议而建立操作员和机器人以及手术区域之间的界面。

[0069] 如此,本发明提供一种通用的多用医疗机器人平台和软件系统。该系统包括独立模式的耐用平台,从而用于收集、融合和展现原始数据的方法可以被重构为用于不同的当前的医疗模式和新兴的医疗模式。该系统使用真实的和实时的数据并且最小化对环境的参数化和/或抽象的假设,由此能够原位地实时成像制导。通过将成像传感器包含在机器人上并且使用机器人致动可进行多模式感测,从而生成被内在地共同配准的多模式时空数据。

[0070] 更具体地,该系统使用MRI数据采集方案,该方案经由用于交叉模式数据说明和基于事件的特征的方法而将原始图像转换为做出的决定。该系统将高信息含量的操作前数据优化为低信息含量的手术期间的动态数据,由此能够收集所需要的全部信息以计划和制导手术。如此,该系统包括计算核心,该计算核心生成和使基于成像的信息成一体,该基于成像的信息清楚地表示和考虑到物理或环境因素。还提供了显现多模式数据的界面,并且提供了可全面感知的环境,并且利用很少的工作并且在能使人类操作员不分心的情况下完成了手动控制或人在回路中的控制。

[0071] 在优选的实施例中,提供一种用于通用医学用途的机器人平台。该平台包括与手术区域的访问相符合的通用的、可弯曲的机械臂。机械臂必须是模块化的并且可重构的,可应用于大范围内的操作和应用场景,并且能够形成用于其他系统可以被构建在其上的基本构架的基础。

[0072] 医疗平台也包括基于信息的机器人控制方法,该信息被动态地提取自实时多模式成像。该数据通过机器人末端器处的并且被分布在该机器人主体上的传感器阵列而收集,从而用于在动态改变的环境中的安全和精确操作。这能使操作员可以引导和直觉观察到AoP,同时最小化耗时的建模、假设和计算层。

[0073] 医疗平台还包括手术期间的、机器人辅助的、在线诊断工具,该工具使用机器人作为传感器阵列以用于评估能够制导手术和评估其结果的病理生理特征。除了诸如MRI和US的传统成像之外,传感器被构造为原位地询问组织的分子特征。机器人包括智能传感器平台,该平台被构造为有利于时空的、多模式共同配准,以用于微调控制并且融合以与人类操作员配合。

[0074] 如下所述,本发明提供很多优点和用途,然而此种优点和用途不受说明书的限制。本发明的实施例参考附图被更好地示出,然而,此种参考并不意味着以任何方式限定本发明。本文详细描述的实施例和变体可以被所附权利要求和其等价物解释。

[0075] 图1示出了例如利用MRI在用于机器人控制的全局水平上进行多模式感测,并且利用用于感测分子水平的例如MR传感器、US传感器或光学传感器带有机机器人的传感器在局部水平上进行多模式感测。所有的模式是固有地与MR扫描仪的坐标系共同配准,简化了机器人控制、多模式数据融合和可显示装置/FFI。

[0076] 表1示出了手术期间的全局跟踪和局部组织病理。

[0077] 表1

[0078]	全局	方法	速度 (ms)
	跟踪点	基准 RF 线圈	5-7/标记
	根据机器人轴	2D 厚板 MPI	50-80/投影
	组织成像	协作	≥50/切片
	跟踪组织带	1D 投影	5-10/投影
	局部		
	MR 光谱	末端器上安装的 RF 线圈	
	US & 剂激活	末端器上安装的 US 探针	
	光学光谱	末端器上安装的光学 LIF 探针	

[0079] 在另一优选实施例中,提供利用手术期间实时成像以用于机器人控制和手术制导的方法。在非限定性实施例中,使用MRI以跟踪机器人和观察AoP。MRI提供很多软组织对比机制以用于估计机体结构和功能。MRI能够使用可显示和跟踪工具以及机械臂。MRI是真实3D成像或多切片成像,并且能够对采集的参数进行动态地调整,包括与机器人控制核心的成像平面的取向。MRI与超声相比具有与操作员无关的性能。MRI与X射线相比在无电离辐射的情况下操作。更具体地,MRI体现了如下的独特特征:机器人可以配准到MR扫描仪的固有坐标系。

[0080] 如在本文中提供的那样,手术期间实时成像在两个方向上扩展。首先,基于现有数据的估计、建模或假设被最小化。第二,操作员和患者之间的计算层被最小化。这增大了医疗操作员的在机器人技术中的自信,并且最小化可能伤害患者的潜在病变区域。

[0081] 在该优选实施例的一个方面,提供一种用于IGRA手术的手术期间完整建模。在该方面,使两个互补的MR方法成一体。第一MR方法是机器人的3D成像,该方法使用来自于多个

厚片投影的图像重构。第二方法使用机器人上的MR基准标记以200Hz/标记来连续地在患者体内进行跟踪。在相关的方面,提供了一种算法,该算法被构造为控制实时例,每个测量针对该实时例执行以最优化采集参数的速度和信息内容。

[0082] 在另一方面,提供一种机器人辅助感测,该感测在利用制导而进行的分子水平成像和宏观水平成像之间建立联系,因此向操作员提供用于动态地评估AoP处的组织的病理。通过使用用于承载和操作高度特异性传感器的时空瞬时扫描的末端器,可以进行AoP的从一处到另一处的区域性感测。例如,末端器可以承载用于LIF的光学传感器和/或用于局部MRS的MR RF线圈。不像昂贵的计算机后处理,这能使组织(MRI)和分子(LIF和MRS)级模式的机械耦合,以用于AoP的原位探测和在数据采集级的内在的共同配准。这些方面为AoP带来了高度特异性的生物感测。

[0083] 在另一优选的实施例中,提供一种架构,该架构包括机器人平台和广泛的手术期间的基于图像的控制,该控制被构造为用于与当前的内窥检查手术以及未来的内窥检查手术一起使用,诸如但不限于成像制导NOTES的经自然腔道内镜手术(NOTES)或其他的单孔入径(SPA)手术。该架构包括机器人结构或铰接结构,该结构经由4D导管通过结节而被部署。该结节承载MR基准标记,该MR基准标记的位置响应于由4D导管所施加的限制而被调整。导管是4D可显示结构,该4D可显示结构发生改变以调整围绕该4D可显示结构的组织的瞬时状态。例如,如图2所示,SPA手术可以通过操作管状可操作装置而进行,该管状可操作装置经由作为时空管状虚拟实体的导管而从即经皮口或自然孔的初始位置EN到靶体TT。

[0084] 在又一优选实施例中,提供一种人-信息/机器界面(HIMI)。该HIMI是双可显示界面(VI)和力反馈界面(FFI),该力反馈界面能使操作员处于信息,即分等级地完善手术相关信息的数据中,并且有助于基于图像的人在回路中的控制。对于操作员,HIMI在不分散注意力或在使用时不添加额外的工作量的情况下提供快速学习曲线和直觉感受。

[0085] 在又一优选实施例中,提供一种用于多模式手术期间感测的方法。该方法能够使MR方法成一体,该MR方法用于采集互补的时空信息,当该时空瞬时信息组合时提供AoP的4D视图。该视图被自主的机器人控制或人工制导机器人控制所使用。可以想到该方法能使医疗机器人工具可以作用为多个工具,而不是简单地作用为涂覆器。这些方法在数据采集阶段生成了内在的共同配准的多模式数据。该配准将相对于常用的MR坐标系,该坐标系以直接的方式解决了多模式的共同配准,省略了任何不必要的复杂性和假设。图3A提供了用于对机器人在MRI绝对坐标系中的手术期间的探测和跟踪的方法的概述,图3B是示出在图3A中所述的机器人生成的流程图。机器人是曲线机器人,该机器人包括多个小型RF线圈并且具有MR钆(Gd)对比剂通道。在坐标系的MR平面中描述了机器人的2DXY-、YZ-和ZX-投影。

[0086] 此外,如图4A所示,基于多个模式的机器人控制和HIMI利用同时采集的手术期间MR和机器人上安装的US(RM-US)而进行成像。多模式数据用于AoP的动态虚拟模型的动态地生成和更新,即,用于机器人控制以及操作员视觉-触觉界面的访问通道和引导轨迹的形式4D时空信息。通过MR和US在手术期间的优点的组合以采集互补的时空信息,提议的方式将开发方法以将AoP的动态模型创建为尽可能靠近真实世界。如图4B所示,手术期间MRI包括隔行扫描MR方法以跟踪运动的心内膜,机器人的食管病人部分的3D成像,并且跟踪机器人上的基准标记。手术期间的RM-US将与MRI同时执行以生成机器人末端器的前方的实时图像以用于制导。此外,操作员触发的标准MR或US协议可以利用本文提供的方法来隔行扫描

以评估程序的执行。

[0087] 根据另一实施例,并且参考图5A,描述了使用多个射频微线圈利用MRI而跟踪机器人或介入工具的方法,该射频微线圈被电感应地耦合到位于患者体外的并且用于成像手术的RF线圈。根据优选实施例并且参考图5A,多个MR基准标记501具有计算机控制的可视度,即根据用于显示和跟踪机器人或工具的整个或部分或一些点的特定需求,这些标点中的任意一个或它们的组合可以被打开,即,是MRI可显示的,或者被关闭,即是MRI不可显示的。选择性地能使MR可显示一个或有限数量的标记的本质是MR数据采集和处理以提取出该标记相对于MR扫描仪的坐标系的坐标与当所有标记都被激活时相比基本上更快。

[0088] 测量这些线圈相对于MR扫描仪的坐标系的位置可以通过如下操作来执行:1) 沿着由Dumoulin (1) 和其人 (2-4) 所建立的扫描仪的三个轴线而采集的投影,或者2) 快速采集MR图像。在缺少任何其他信号源的情况下,单一线圈在MR扫描仪的相应轴线上沿着每个投影在线圈的位置处体现出峰值,其中,在该MR扫描中,定位位于具有1.1mm线圈的Z轴上(5-7)。为了跟踪机器人或工具,多个微线圈需要以跟踪工具或机器人上的多个点。然而,当多个被动标记被同时使用时,不容易识别哪个峰值对应于哪个标记。为了明确地区分多个标记并且避免大量的采集和/或后处理(4),计算机控制的选择性显示允许在每个定位步骤中只有一个标记被调整。剩下的标记通过经由光导纤维接收光的光敏电阻或光电二极管而被解调。应当注意采用的电感耦合线圈与由扫描仪RF线圈所传送的低激励脉冲一起操作,从而周围的组织被最低程度地激励,从而降低了不期望的背景信号。

[0089] 参考示出了此种标记中的一个标记的图5B,这些标记的选择性显示优选地通过光学地解调RF线圈520的调谐电路而执行。每个该标记包括1) RF线圈520,该线圈520通过将适当的金属丝以适当的形状缠绕,诸如但不限于螺线管形,球形、图8形;2) MR信号源521,线圈520缠绕该信号源521,示例是但不限于包括诸如氢(质子)信号源的MR信号源材料的小瓶或其他容器;3) 具有适当的电容C 522以及光敏电阻或光电二极管523的调谐电路,从而将RF线圈520的共振频率调谐到MR扫描仪的操作频率;以及4) 光纤524,该光纤524的远端被适当地定向为将来自光源503的光传递到光敏电阻或光电二极管523上。该标记组件还需要透镜526以更好地将光聚焦在光敏电阻或光电二极管上以及需要适当的盖627以防止例如环境光的不期望的光到达和激活光敏电阻或光电二极管。

[0090] 也根据该实施例并且参考图5A,多个标记501中的每一个连接有多个光导纤维502,每个光导纤维被连接到多个光源503中的一个,诸如但不限于发光二极管(LED),该发光二极管作为对电子领域的专业人员而言是标准的电源和控制电路的一部分。该系统还包括具有如下的功能的电子单元或微控制器或任何通用的嵌入式系统505:1) 接收外部指令或信号509以设定特定的图案从而MR能使任何数量的标记或标记的任何组合以任何期望的顺序和持续时间可显示或不可显示;2) 经由适当控制输出或电路输出506按次序地控制多个光源503中的每一个的MR可显示性。例如这能够完成但不限于将供给到特定的LED的电压调高和调低;3) 如果由操作员选择,那么将诸如TTL脉冲的触发脉冲传递到MR扫描仪从而开始MR数据采集操作;4) 如果由操作员选择,那么从MR扫描仪接收诸如TTL脉冲的触发脉冲,MR扫描仪发信号表示MR数据采集操作时期的结束,从而该单元进行到下一个循环。

[0091] 根据该实施例的另一方面并且参考图5C-5H,多个标记被适当地分布在机器人或工具的结构上,该机器人或工具跟踪和显示不同的被致动部件的运动。例如并且参考图5C,

对于铰接的机器人或工具,对于每个转动或棱柱型关节,需要位于该关节的各侧上或者位于关节连接件的每个上的两个此种标记。在如图5C所示的示例中,在致动的关节式机械手由三个连接件525a-c,彼此垂直的两个转动的关节526a-b,和一个支撑介入工具的棱柱型关节527组成的情况下,放置了4个标记528a-d。参考图5C和5D,当关节526a被致动时,然后只有标记528a和528b需要被可显示以监控围绕该关节的角部并且计算虚线529a和529b之间的角度。当关节526b被致动时,参考图5E和5F,然后只需要两个标记528b和528c从而监控该转动并且计算虚线530a和530b之间的角度。类似地,当工具延伸有棱柱型关节527时,仅需要两个标记528d和528c。该示例还强调了该实施例的价值,因为在适当地放置和选择标记的情况下,只需要使用数量有限的标记,因此加速了采集并且因此加快了跟踪机器人或工具的致动部的速度。

[0092] 参考图5H的另一示例是诸如蛇形机器人的弯曲工具,该蛇形机器人可以被数量有限的标记529a-d以及这些标记在空间中的已知位置跟踪,例如通过利用样条变换功能安装标记的多个点从而该工具的形状可以被重构。在此情况下,标记中的每一个依次可显示,并且如果弯曲工具的仅一部分被致动,然后仅在工具该部分上的标记需要被跟踪以进一步加快跟踪。

[0093] 该实施例的另一优选方面是通过单元505的控制而仅数量有限的多个标记是选择性MR可显示的,这些标记被选择从而只跟踪机器人或工具的特定部分,例如但不限于,当仅机器人或工具的一部分被致动时,例如如图5C-5G的顺序所示以此。因此,进行机器人控制的微控制器单元505或处理单元运行适当的代码,该代码可以例如具有如图5I)所示的结构,该结构需要如下的方面和过程:1)对于机器人运动步骤J,机器人姿势532(即,其关节和连接件相对于MR扫描仪的坐标)以及向前的运动533(即,一个命令被执行之后的,其关节和连接件相对于MR扫描仪的坐标)被用作输入;2)处理步骤534,该步骤分析这些信息并且选择哪些标记需要被跟踪从而显示机器人或工具的致动部分;3)处理步骤535,确定到光源503的控制信号506和到MR扫描仪的控制信号507。

[0094] 处理步骤535可以具有如下所示的代码结构从而通过由过程534所选择的标记循环地跟踪,并且调谐/解调相应的RF线圈。

[0095] Define Function COIL(J,K)

[0096] J=1to Maximum#of coils

[0097] K=0detuned

[0098] K=1tuned

[0099] Each coil has a flag CF(k):CF(k)=1if selected

[0100] One flag for SENT TTL

[0101] One flag for RECEIVE TTL

[0102] After pressing PREPARE

[0103] Calculate NCOILS=-sum{CF(k)}

[0104] Update the SetUp Screen

[0105] WHILE statement(until STOP pressed)

[0106] FOR J TO NCOILS

[0107] COIL(J,1)#set coil J to tune

```
[0108] COIL(L,0)#set coils L<>J to detune
[0109] Delay(D1)
[0110] If SENT TTL flag=YES then Sent TTL to MRI
[0111] If RECEIVE TTL flag=YES Receive TTL from MRI
[0112] Set ALL coils to default
[0113] (e.g.is default is tuned then:
[0114] For m TO MAXCOILS
[0115] COIL(M,1)
[0116] )
[0117] Delay(D1)
[0118] NEXT J
[0119] END WHILE
```

[0120] 图5J示出了序列控制和用于使用4个标记的机器人的多线圈跟踪的事件。在该示例中,生成序列以依次跟踪线圈1、3和4,同时线圈2是MR不可显示的。图5J描述了时序,示出了线圈状态540,MRI扫描仪541的与图5A中的控制信号507等等的晶体管-晶体管逻辑电路(TTL)脉冲,来自于MRI542的与图5A中的控制信号508等等的TTL,和在这些TTL脉冲之间发生的MR数据采集、成像和投影543的事件。

[0121] 此外,根据该实施例,标记的上述控制如参考图5I所述可以自动化或者可以经由图形用户界面(GUI)而由操作员手动设定。当手术被自动化时,标记控制的时序,即哪些标记在什么时间段以什么顺序是MR可显示的,可以通过机器人的控制软件动态地改变。当时序被操作员设定时,GUI允许借助于诸如鼠标等的标准的图形和用户界面装置而允许预先设定:1) 哪些标记将是MR可显示的;2) 它们以什么顺序变得MR可显示/不可显示(即,被调谐/解调);3) 用于系统以电气地/电子地稳定的任何延迟;4) TTL触发信号是否将被传递到MR扫描仪以开始MR数据采集;5) TTL触发信号是否将被从MR扫描仪接收以触发下一个RF线圈的调谐(或MR可显示性);以及6) 借助于STOP按钮而进行的手动停止的秩序的重复数量或交替选择的数量。GUI还可以具有RUN按钮以开始执行预设时间序列。

[0122] 图5K示出了用于4个设定的标记结果,其示出了所有线圈610的选择性解调、所有线圈620的调谐、依次调谐线圈1 630、1 635、2 640、3 645、4 650、1+4 655、2+4 660。图5L示出了标记3的立体放大图,示出了提取标记在MR扫描仪坐标系中相对于由成像平面所限定的两个轴线的坐标,造成了SI投影的产生和与线圈对应的信号峰值的识别。在低翻转角被用于成像的情况下,用于背景的信号可以通过阈值被进一步消除。

[0123] 一般地,当使用一个以上标记时,不能直接识别哪个峰值对应于哪个标记。因此,在图5B中示出的方案被用于能使标记MR可区分,并且避免大量的采集和后处理。当该标记被跟踪时,这通过调谐标记而选择性地打开标记,当另一标记被跟踪时,通过解调该标记而关闭该标记。该方法使用由计算核心的数据进度模块控制的光电二极管和光导纤维。应当注意电感耦合线圈利用低激励脉冲操作,例如图5A中的 $1-2^{\circ}$,从而周围的组织被最小程度地刺激,如果可测量,并且消除任何不期望的背景信号。

[0124] 在另一方面,提供用于探测机器人的方法。虽然如本文所述的基准标记方法可以提供快速的机器人重构 $R_{FM}(t)$ 从而以3D方式探测整个机器人装置,但是使用本文被称为多

投影成像(MPI)的MR脉冲序列。该方法采集扫描仪坐标系的主平面上的厚片2D投影 $PR_{XY}(t)$ 、 $PR_{YZ}(t)$ 和 $PR_{ZX}(t)$ ，如在图3A中示意性地描述，然后物体可以利用背面投影而被重构。

[0125] 图6A示出了成像填充有钆对比剂的管道的结构，该管道被附接到球形模型。T1加权的MPI以170ms的速度收集两个投影 $PR_{XY}(t)$ 和 $PR_{ZY}(t)$ 。使用新颖的重构算法，管道被精确地3D重构，该3D重构具与标准多切片MRI所生成的3D重构完美地贴合。图6B示出了以更高的49ms/投影的速度采集的类似重构。在这两种情况下，只有两个正交的投影被采集，然而，还可以添加第三个投影以改善重构。然后可以直接从MPI重构物体生成虚拟机器人 $R_{PR}(t)$ 。

[0126] 当在MR图像中仅可见机器人时，完成MRI的理想操作。这需要通过例如将机器人中的通道填充钆对比剂和/或用线包围管道，来消除背景组织信号，诸如图4A所示。还必须确定多少MPI投影(以多大的频率进行采集)对机器人的精确重构是足够的。因为基准标记提供机器人的第一近似值，然后仅采集一个或两个2D投影可以是足够的。此外，基准标记和MPI进度对 $R_{FM}(t)$ 和 $R_{PR}(t)$ 的精度影响以及对在通过组合 $R_{FM}(t)$ 和 $R_{PR}(t)$ 而生成的组合 $R(t)$ 的影响应该被确定。

[0127] 在该优选实施例的另一方面中，提供用于安装在末端器上的从一处至另一处的区域性生物感测的方法。该方法能使操作员能够在手术期间局部地探测组织。操作员能够定性该组织，例如区分恶性肿瘤或良性肿瘤，和/或更好地限定肿瘤边缘。同时，操作员能够评估该表面之后的组织，即利用可显示光内窥镜检查可访问的边界。另外，操作员可以在空间上将将从一处至另一处的区域性数据共同配准到机器人坐标系，即，MR扫描仪的坐标系。

[0128] 例如，如图7A所示，末端器带有用于定位高敏感度MR光谱或高分辨率MRI的RF线圈，带有用于光致荧光(LIF)的光学传感器，并且带有US传感器。图7B-7C描述了典型的可兼容MR的机器人扫描仪和内窥镜式LIF传感器，该扫描仪带有具有小型1.1mm的Tx/Rx RF线圈的反式针形探针以用于采集从一处至另一处的区域性MRS和配准，该内窥镜式LIF传感器具有用于散发的两个300微米光导纤维和一个用于接收的300微米光导纤维。使用管理LIF和MRS的自动隔行扫描采集的基于微处理器的控制，利用该机器人执行扫描。如图7D和7E所示，光学数据和MRS数据与三腔模型中的化学物和代谢物的空间分布相匹配。

[0129] 应当理解，这些生物感测方法需要例如Rx或Tx/Rx等的RF线圈，在该RF线圈中，其敏感区域提供用于末端器的扫描。脉冲序列可以需要通过外部体积抑制而进行的修改以减低探测的敏感区域。还需要的是用于在扫描期间能使LIF探针和超声波探针前进的机械组件，诸如被构造为用于A线或M模式成像，以及旨在以能使探针转动 $\pm 90^\circ$ ，由此允许选择成像区域的定向。另外，需要用于融合共同配准的数据并且经由HIMI将其展现给操作员的算法。图8示出了利用机器人进行的生物感测和扫描仪控制之间的相互联接。机器人控制和MR扫描仪的动态地控制可以在示出的点处被包含在方案中。

[0130] 在另一方面，提供用于联连控制、成像扫描仪和操作员的方法。算法能使隔行扫描地采集跟踪的基准标记和MPI，从而在生成 $R(t)$ 时一个与另一个互补。因为当前水平的MR扫描仪提供它们的动态地外部控制并且规定成像平面的选择或对比机制，需要一个软件模块，该模块被构造为动态地选择使用哪一个特定的脉冲序列。这是智能自适应控制，其能够根据数量有限的真实样本来精确地生成例如机器人的动态3D物体。

[0131] 算法也还构造为用于将多模式数据共同配准到MR扫描仪。因为从一处至另一处的区域性传感器位于末端器的坐标系 $\{EE_n\}$ 上的已知位置，并且利用两个最远的RF标记A1和

A2(图3A和7A)来跟踪末端器位置,然后可以经由变换矩阵 $T^A(t)$ 将从一处至另一处的区域性传感器的源/探测器的位置配准到MR坐标系 $\{MR_n\}$ 。末端器坐标系和矩阵 $T^A(t)$ 随着机器人运动而及时改变。

[0132] 在另一实施例中,提供一种手术区域(AoP)的基于图像的虚拟模型。可选地,手术区域的显示和/或机器人的显示可以被执行为可显示图像,虚拟现实场景,增强现实场景等,或者它们的任何叠加或组合。如在本文中提及的,用于机器人控制和HIMI的AoP的动态地模型,即可显示的/FFI,被连续地更新。该模型基于实时MR数据并且融合 $robotR(t)$ 和动态导管形式的周围环境,该导管是从入口点到靶体的虚拟4D通道,机器人可以在该通道中安全地操作而不会与致命结构或健康组织碰撞和使之损坏。随着相应的MR数据被采集并且利用多线程和多核心的处理结构而被处理,AoP的模型的不同时空方面被连续地更新以达到高速率的动态地更新。例如,图9A至9B示出了以49ms/图像的速度根据实时MRI图像生成的导管的结果,该导管用于经由反式顶端访问路径进行心脏内手术,该反式顶端访问路径用于横跨患有心瓣膜病的左心室,并且该导管经由心外膜访问路径进行心脏手术,在该心外膜访问路径中包含模拟虚拟的蛇形机器人。

[0133] 如上所述,通过数量有限的基准标记来探测和跟踪机器人,并且该机器人由其整个长度的快速但是小频率的3D成像来补充。类似地,MR可以被用于:根据MR 1D投影,基于协作跟踪器算法并且根据MR图像,根据数量有限的点或边界点来跟踪周围组织的运动。“边界点”被用于生成动态导管,该导管被用作机器人控制的输出约束且被用作经由FFI的人在回路中的控制,即向操作员提供专业建议。

[0134] 在该优选实施例的一个方面,提供一种用于跟踪周围组织的运动的方法,该方法利用协作跟踪器算法通过边界点来进行跟踪。边界点利用它们的自动动态地更新的取向而被从快速解剖图像中提取出来,从而通过跟踪特定标志以包含感兴趣的机器人和周围组织。基于协作微粒过滤跟踪器的贝叶斯网络,该算法可以跟踪上述标志,即使当遇到忽然的运动或形态学上的重大改变时。例如,算法可以在标准计算上以25-40fps的处理速度跟踪峰值、左心室的中线以及主动脉瓣环面的基底。尤其是对于基于微粒过滤的标志跟踪、协作跟踪器方法是优化的跟踪机制,该跟踪机制不需要强大的建模并且能够容纳非常有效的可预测更新循环。为了解决单一离子过滤跟踪器对在手术过程期间发生的尤其是在心脏或腹部手术中发生的忽然运动或大的外观改变的不稳定性,使用协作跟踪架构,该协作跟踪架构与多离子过滤跟踪器和贝叶斯网络方法协作以确定哪个跟踪器出现故障并且哪个跟踪器在每个时间阶段都存活。算法被融合到多线程计算核心中。协作跟踪方法和算法可以被用于跟踪由医生根据与不同的手术模型相关的实时图像而选择的标志,并且容纳来自于多组彼此倾斜的MR切片的3D跟踪区域。

[0135] 在一个方面,提供一种用于利用边界点使用核磁共振投影而不使用MR图像来跟踪周围组织的运动的方法。MR允许从与机器人的临时位置例如但不限于倾斜或正交的柱体组中选择和获取诸如1D SI信号等的信号,如在导航回波中完成的那样,如图10A所示。在该方法中,可以选择虚拟的任意位置、尺寸和取向的柱体。使用所选择的诸如在图10B中示出的MR脉冲序列,90°脉冲选择一个平面,然而180°脉冲只集中在属于柱体的自旋中。在读出梯度的情况下,然后沿着柱体的轴线以达到4-5ms/投影的速度生成投影。

[0136] 在使用这些方法时,必须考虑柱体宽度对信噪比(SNR)和边界点的提取精度的影

响,因为宽的带增加SNR但是减小分辨率因为更多的组织被平均。同时,柱体/投影的数量和位置对组织的动态模型的精度的影响也必须考虑。该方法还需要SI处理算法,以用于识别感兴趣的标志并且计算它们的临时位置。

[0137] 可选地,诸如图10C所示的脉冲序列必须被用于从所有的柱体中采集投影,这些柱体在序列的同一重复(即在一个重复的时间TR)中分享一共用切片,因此进一步加速数据获取。N系列90°脉冲激活N个倾斜的平面,公用的180°脉冲将所有的柱体重新聚焦以生成N个回波。回波的反序和用于平衡沿着所有轴线的梯度的需求对实现来自于不同柱体的系列回波是必要的。这些方法虽然比采集图像用于协作跟踪器更快,但是这些方法只在如果投影清楚地体现与感兴趣的标记相关的SI特征的情况下被使用。在非限制性示例中,所述方法适于心脏的成像。

[0138] 在另一方面,提供一种用于利用数量受限的边界点产生动态导管的方法。生成4D导管能使以尽可能大的更新的速率沿着机器人的整个路径覆盖组织的大片区域。为了完成该目的,将使用并行的算法,基于上述的预备工作而扩展。在用于监控组织的区域的运动的最初手动指令之后,并行算法可以实时地执行如下的步骤:

[0139] 1.提取边界点。术语“受限”被用于表示只有少量的可跟踪点在任何情况下是实际可用的。这些点利用一种或两个方法而动态地生成,这些方法使用来自于协作跟踪器或MR投影的边界点,如在本文所述的那样。

[0140] 2.通过将样条变换线条装配在边界点上生成动态控制曲线,从而内插点的数量在每个曲线上保持一样。因为边界点是动态的,跟随组织的自然运动或者它的移位,动态控制曲线继承该特性。

[0141] 3.通过连接来自于边界的内插点以形成粗筛而生成动态导管(图10A-10B),该粗筛被进一步处理以形成细筛,该细筛是用于机器人安全地自动或手动操作靶体的允许空间。

[0142] 4.更新利用MR跟踪而动态地计算的机器人模型,如在本文中描述的那样,并且如图8所述,与动态导管融合。

[0143] 在另一实施例中,提供一种用于产生用于机器人控制和HIMI的虚拟实体的方法。该方法生成动态访问通道,该动态访问通道是计算机生成的从入口位置或顶点到例如主动脉的靶体解剖体的4D管状结构,在该靶体解剖体中,介入工具在不与致命结构或健康组织碰撞和使之损坏的情况下安全地操作。该方法也生成动态引导轨迹,工具与该轨迹对齐以安全且精确地达到靶体。

[0144] 例如,在经导管的主动脉瓣移植(TAVI)范例中,动态模型的产生需要机器人不损坏左心室中的结构,例如心内膜、二尖瓣叶或者乳头肌肉,并且机器人将末端器从顶部入口引导至大动脉环面的靶心。这些动态模型被用于约束机器人的安全且精确的控制以及经由力反馈界面的人在回路中的控制,即向操作员提供专业建议。

[0145] 根据另一优选实施例,提供一种软件模块,该软件模块用于动态地控制MR扫描仪以在手术期间改进感测。该软件模块使用当前临床MR扫描仪的功能,以动态地改变采集的参数,如在之前的文献中已经示出的那样,参考文献8中的MR引导血管治疗,以及参考文献9中的Christoforou et al描述的机器人和MR扫描仪的第一次成一体以用于机器人和成像平面的时空匹配以用于强化的和凭直觉的人在回路中的控制。该模块的操作是事件触发反

应：在手术期间发生的事件确定随后将被采集的MR数据的类型。图11A示出了具有三个步骤的建议模型。

[0146] 1. 处理与组织相关的数据, 诸如手术区域的基于图像生成的动态模型AoP(t)) 以及诸如机器人的运动状态RobotState(t)), 从而计算改变的测量值, 诸如访问通道的宽度的持续减小或者靶体损伤的尺寸的持续减小。

[0147] 2. 使用简单的状态算法方法或使用人工智能/机器学习算法, 通过将上述改变与范围值形式的标准列表进行比较而识别触发事件。

[0148] 3. 选择来自于数据库的反应, 并且确定新的采集方案, 即, 待采集的MR数据的类型和频率MRAcq(t)), 并且例如经由但不限于专用的TCP/IP将新的采集方案发送到MR扫描仪。

[0149] 图11B示出了用于假设情况的模块的操作的示例, 在该假设情况下, 靶体损伤(椭圆形状) 由于工具的前进而运动到平面之外。在该示例中, 假设损伤由于例如跳动心脏的左心室的自然现象而未改变尺寸。这将导致投影柱体(柱体1) 的信号轮廓线上的宽度相对于先前尺寸的减小, 该尺寸减小在几个重复期间上连续发生。此种改变将触发模块以能使柱体2正交于之前的柱体。当模块从柱体2的轮廓上识别到损伤被重新定位时, 该模块指定新的MRAcq(t), 以更新柱体3以及隔行扫描的切片(INTERL 2) 的切片二者的中心以与损伤的新位置相匹配。事件和反应的这些情况中的一些是: (i) 如果访问通道的持续减小在心脏收缩期被发现, 则必须做出反应以增大该区域中的柱体采集频率, (ii) 随着工具的远端到达靶体, 然后收集径向图案INTERL(围绕靶体至工具的轴线) 并且增加MARK的频率; 以及(iii) 如果信噪比被降低, 那么然后加宽柱体的宽度。事件的综合列表可以经过编译并且包括标准和反应。此外, 事件校准被包含在其中, 即什么程度的事件导致什么反应。事件还能够按照重要性的等级被分类以改进模块的算法。

[0150] 在另一优选实施例中, 提供一种利用多个投影而进行的组织的动态跟踪, 该多个投影被战略性地设置为监测特定组织边界的运动。例如, 图12A和12B分别示出了用于LV心内膜和血管的动态跟踪。在一个方面, 如图12C所示, 成像序列被选择并且参数被设定以产生对比度差。该对比可以通过外生对比剂的注入而生成。点AJ、BJ、CJ和DJ被从投影中提取出来, 该投影被表示为线LJ和LJ+1, 线LJ和LJ+1然后组合以生成感兴趣的组织边界。在另一方面, 如图12D所示, 诸如“饱和带”的特别磁化准备可以被施加以限制采集的投影的长度以简化投影信号的形式。

[0151] 例如, 图13A和13B示出了用于投影的可用SNR和对比度差的初步分析。具体地, 原始动态MR图像示出了投影线以及信号成一体的区域的宽度。信号图示出了左心室以及与心肌相对应的两个左右深部。

[0152] 在图14中描述了用于机器人手术控制的方法。对于2D多切片多取向跟踪成像/CINE1400, 存在手动成分1410和自动成分1420。首先, 伴随着随后被组合在1415中的3D投影柱体1414的选择, 手动地选择平面1411、投影轴线1412和投影宽度1413。据此, 使用自动方法, MR参数, 即, 脉冲梯度1421a和梯度强度1421b, 在步骤1421被计算。接下来, MR采集参数在步骤1422被更新, 在步骤1423执行投影的动态采集, 在步骤1424分析投影, 并且在步骤1425生成动态组织模型。在这些步骤之后, 在步骤1426a计算动态通道和轨迹, 同时在步骤1426b中进行动态触觉显现, 这将分别导致步骤1427a中的机器人控制以及步骤1427b中的触觉装置控制, 并且根据两个计算结果1427a和b中生成增强现实1428。

[0153] 此外,在该优选实施例中,图15A和15B分别示出了投影柱体的任意柱体和任意取向如何可以被用于选择不基于公用板和基于公用板的投影柱体。例如,图15A示出了当不存在公用板时柱体的任意选择。当存在公用板时并且使用任意柱体时,图15B示出了基于传统自旋回波的脉冲序列可以被修改,通过消除编码梯度并且因此设置激励脉冲选择梯度和 180° 重新聚焦脉冲选择梯度以及能够使能够选择投影柱体的RF发射频率可以进行上述修改。

[0154] 具体地,图16A示出了两个投影柱体的选择,该两个投影柱体在Y轴线由公用切片组成。与RF脉冲发射频率相对应的频率与以下的脉冲序列相关。两个投影柱体是三个切片/板的公用空间。在图16B中示出了任意取向的三个投影相对于主切片的选择。三个投影对于在不同取向上监测组织是有用的。

[0155] 在该优选实施例中,图17A至17E示出了I类的多投影脉冲序列以及该脉冲序列的梯度平衡。如图17A所示,该序列具有三个单元,分别用于:1)具有切片重新聚焦(X轴线)的多切片选择;2)具有公用切片的选择的逆转脉冲重新聚焦(Y轴线);以及3)例如EPI的多个读出行列。梯度沿着X轴线和Z轴线被平衡以导致对梯度的使用。图17B-17E图像式地示出了用于I类脉冲序列的梯度的平衡。该序列可以被扩展以包含相同的公用切片上的多个区域。重要的是应当注意到每个切片选择产生其自身独立的信号,该信号经受a)在此之后使用的任何梯度,b)逆转脉冲以及c)读出梯度。

[0156] 此外,图18A至18E示出了II类的多投影脉冲序列以及该脉冲序列的梯度平衡。如图18A所示,II类脉冲序列与I类的脉冲序列的不同之处在于多切片选择不具有X轴线上重新聚焦的切片。图18B至18E示出了用于II类脉冲序列的梯度平衡。可选地,图18F示出了II类的多投影脉冲序列,该第一单元与图18A中的单元1和2的不同在于使用:1)单一切片选择(X轴线)以及2)具有一列逆转脉冲的多切片选择(Y轴线)。

[0157] 另外,图19示出了III类的多投影脉冲序列。脉冲序列被描述为用于高度密封的采集投影(仅示出了3个脉冲)。该序列可以是快速自旋回波。

[0158] 在另一优选实施例中,提供一种利用体积投影的快速动态3D成像。例如,可以使用双投影MRI采集。生成的3D重构需要两个独立的但是相互联接的过程。第一过程是采集适当的投影,第二过程是3D体积中的结构的重构。源自于其内在的“真实3D”功能的MRI在收集数据时提供特定的优点并且有助于成像结构利用结构的投影来获得3D重构。首先,投影可以被设定为共享一个公用轴线,这样消除了对于两个投影之间的转换的需求。此外,两个投影上的空间编码的内在共同配准能使轴线分配并且直接匹配。其次,成像体积的取向可以被设定为相对于结构的任何取向,这能够被用于更好地分解成像体积,减少重构算法的工作量。第三,投影面之间的角度可以被调整到任意期望值并且不限于正交直线或其他预设值。第四,两个以上的平面被用于分解复杂或高度扭曲的结构。

[0159] 在特定方面,可以使用基于两个正交投影的采集方案。对于双回波DPI I类,利用共享相同相位的编码步骤和轴线的两个投影来完成,如图20A-20B所示。对于各相位编码步骤(轴线Y),利用沿着传统“切片选择”(轴线X)和“频率编码”方向(轴线Z)而施加的读出梯度而采集两个分别用于每个投影的回波。为了保证自旋在第二回波之前位于k空间的原点,读出的移相梯度被沿着第一回波的读出轴线而重复。在图20C-20D中示出的单一回波DPI II类同时独立地采集两个(以上)投影。

[0160] 来自于两个投影的3维重构是用于利用双平面荧光透视检查而进行的血管重构中

值得研究的问题。在一般情况中,在荧光透视检查成像中,两个投影不是彼此垂直的,并且相应的视场(FOV)的中心是不同的。在这些情况下,一系列转换被用于将两个投影共同配准到公用参考坐标系。随后,使用例如样条变换来提取和重构结构。

[0161] 利用MRI,两个投影已经被内在地共同配准,并且尤其是,利用所描述的脉冲序列,FOV的中心和尺寸被相同地设定。内在的共同配准以及两个投影的FOV的一致导致了简单的几何问题。第一投影包含沿着公用相位轴线(Y)以及第一频率编码轴线(Z)的成像结构的空问信息。第二投影包含在公用相位编码轴线(Y)以及第二频率轴线(X)上的成像物体的空问信息。因此,两个投影沿着公用相位编码方向相匹配。从该特性可以设想到重构方案。对于每个具有比0大的SI的空间位置Y,识别都具有比0大的SI的X和Y空间位置。这将导致原始结构。该过程的几何等价物是在3D空间中背投两个投影并且计算它们的公用空间。

[0162] 虽然,使用双投影以成像和重构3D结构是较简单和直接的方法,但是它不能分解特定的结构布置。具体地,当结构位于正交于公用采集轴线(即,相位编码轴线)的平面上时,不存在使用结构的两个投影唯一的解决方案。

[0163] 如图21所示,执行3D重构方案。一般地,算法步骤2100需要产生掩模掩模2110、投影清除2120、相位轴线分配2130、读出轴线分配2140、体积重构2150以及显示透明2160。更具体地,这包括:1)利用两个投影基于FOV的中心和尺寸以及采集矩阵的尺寸而得到的3D体积的限定;2)在两个投影中对比增强结构的部分以及对应的空间掩模掩模的产生;3)两个掩模掩模被背投在3D体积中;以及4)由逻辑电路和操作员限定的两个背投的公用空间的计算。该算法基于如下的假设:背景信号是非常饱和的,并且因此可能从两个2D投影图像中划分出成像结构。

[0164] 两个投影首先基于高度结构背景对比度的阈值转换并且然后通过应用边缘探测而被划分。划分的结果是两个2D掩模。这些掩模然后正交于3D体积中的它们的平面被扩展。掩模之间的公用空间然后被逻辑电路和操作员限定为定义3D空间中的公用空间。

[0165] 在一个示例中,DPI序列基于静态的和运动的血管模拟模型而被评估。具体地,重构算法首先利用被安装在球体上的Gd填充(3%Gd)管道(i.d.=3.1mm)而测试,该球体中填充有含盐溶剂或者部分含盐溶剂以及钆。首先,多切片组被采集为具有标准梯度的基准,该标准梯度检索回波(GRE)序列($TR/TE/a=5.47\text{ms}/1.65\text{ms}/50^\circ$;切片=2.5mm,FOV=250x250mm²;matrix=256x256)。DPI成像然后利用磁化准备的双回波序列($TR/TE1/TE2/50^\circ=5.47\text{ms}/1.65\text{ms}/3.59\text{ms}/50^\circ$;切片=250mm;FOV=250x250mm²;矩阵=256x256)以及单一回波序列($TR/TE1/TE2/50^\circ=5.47\text{ms}/1.65\text{ms}/3.59\text{ms}/50^\circ$;切片=250mm;FOV=250x250mm²;矩阵=256x256)而执行

[0166] 为了消除不期望的背景信号,利用由饱和脉冲所组成的磁化准备而执行磁化准备,该饱和脉冲由分别具有16ms、101ms和67ms的脉冲间延迟的两个逆转脉冲所跟随,以抑制大范围的具有 $T1>250\text{ms}$ 的长时间的种类。序列还被测试用于成像运动的模拟血管管道。填充Gd的管道被安装到7个自由度的可兼容MR的机械手的末端器上。3D重构利用上述的算法使用在Matlab中开发的软件而离线地执行。尤其是,图22A至22C示出了利用在1.2分钟的采集时间中的多切片组而重构的结构以及机器人的图像。

[0167] 此外,在该优选实施例,双投影成像可以被包含在隔行扫描成像协议中。例如,如图23所示,计时图被示出为用于分时的MR协议和“先到先服务”的重构。不同的方块与不

同的脉冲序列对应,诸如采集直接的快速傅立叶变换 (FFT) 得到的数据 (绿箭头) 或者排序以用于分割采集之后的数据 (红箭头) 以及用于数据提取的数据 (蓝箭头), 并且然后发送数据以更新GUI中的IOE输出 (黑箭头) 以用于实时更新。成像平面被动态更新 (粉箭头)。因此,重要的是,以“先到先服务”的方式进行重构和IOE更新。

[0168] 另外,如图24A-24B所示,描述了计时图和标记脉冲角度与期望的TI之间的依存关系。标识脉冲的用途可以被设定从而所有的3个标识经历相同的TI。CUP时间线示出了处理的元件,处理包括投影的快速傅立叶变换,标识位置的计算,J标识脉冲发射频率的计算 ($wX, J+1, wY, J+1$ 以及 $wZ, J+1$)、将发射频率下载到扫描仪中并且评估用于下一循环J+2的矫正。计时成像协议可以组合在图24C-24E示出的成像过程中所述的多个脉冲序列。

[0169] 另外,在该优选实施例中,在图25中描述了一体操作环境 (IOE) 机构,图25示出了用于MR制导和机器人辅助的手术的计算机架构,该MR引导和机器人辅助的手术能使传感器 (MRI), 机器人和操作员与系统无缝地相联接。IOE使用多模式MR数据流,即来自本文描述的不同的MR脉冲序列的不同信息,这些脉冲序列利用不同的速率而被刷新。该IOE的操纵是简单的计算有效的方法,“滚动窗口”:设置MR数据组被采集,该MR数据组替代相同模式的之前数据组,并且与剩下的数据一起使用以更新AoP场景。IOE解决了这些多模式数据以何种形式被代表以用于机器人控制和增加与人的界面。IOE使用虚拟约束件或固定件,并且将此概念扩展为包含多模式MR数据的连续供给以生成AoP (AoP (t)) 的“访问通道”形式的动态模型。这是从入口位置延伸到靶体解剖体的4D结构。在该4D结构中,机器人可以在不会与致命结构或健康组织碰撞和使之损坏的情况下安全地操作,并且精确地到达靶体或者停留在靶体上以用于传输介入工具。显现的关于访问通道的信息然后将被用于机器人控制和HIMI。IOE还解决如何处理多模式MR数据以根据本文描述的多个方法生成访问通道:RF线圈标记 (MARK) 生成点、投影柱体 (COLUMN) 生成1D投影;以及隔行扫描切片 (INTERL) 生成2D图像。IOE产生跟踪器点,因为IOE与所有的方法完美地配合并且统一算法的执行。最后,IOE使用事件触发反应 (参考图11的实施例) 用于基于AoP中的改变动态地更新MR数据采集方案。上述的方法以运行在专用的线程上的软件模块的形式执行,并且将这些模块与架构互联,如图25所示,并且该软件模块被构造为用于:

[0170] 处理的实时多模式MR数据供给MRData (t) 并且产生暗含地描述所有的与组织和机器人有关的MR产生的信息的4D访问通道AoP (t)。

[0171] 使用AoP (t),应用运动滤波 (§5.3.3) 以为了安全和精确,通过 (1) 评估导致机器人的运动的操作员命令OP_{IN} (t) 结果是否不与访问通道碰撞并且是否正精确地靠近靶体;以及 (2) 生成用于机器人RobotState (t) 和用于力反馈界面OP_{GUIDE} (t) 的指令,来限制机器人的运动。

[0172] 通过向操作员显现生成的信息而经由力反馈界面 (FFI) 和可显示界面 (VI) 而增强人在回路中的控制。

[0173] 识别组织 (MRData (t)) 和机器人 (RobotState (t)) 中的改变,该改变需要新的MR数据采集方案,选择新的方案 (ScannerState (t)) 并将此方案发送至扫描仪。

[0174] 产生用于机器人控制的RobotState (t) 的指令。

[0175] 以下的文件被引用在本文中:

[0176] 1.Dumoulin et al.Magn Reson Med,29:411-415 (1993) .

- [0177] 2.Zhang et al.Magn Reson Med,44:56-65(2000) .
- [0178] 3.Wong et al.J Magn Reson Imaging,12:632-638(2000) .
- [0179] 4.Flask et al.J Magn Reson Imaging,14:617-627(2001) .
- [0180] 5.A.E.Sonmez and N.V.Tsekos,An approach for Robot-Assisted Multimodal Biosensing and Imaging,in:Innovations in Cancer Prevention and Research Conference,Austin,TX,2011.
- [0181] 6.Sonmez et al.IEEE International Conference on Robotics and Automation,Shanghai,China,pp.1133-1138(2011) .
- [0182] 7.Sonmez et al.International Society for Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM) Joint Annual Meeting,pp.3771(2009) .
- [0183] 8.Wacker et al.AJR Am J Roentgenol,183:391-395(2004) .
- [0184] 9.Christoforou et al.Magn Reson Imaging,25:69-77(2007) .
- [0185] 本发明非常适于获得上述提及的结果和优点以及本发明的内在结果和优点。上述的特定实施例只是示意性的,因为本发明可以被不同地修改和实施,但是在本教示的启示下等价方案对本领域的技术人员而言是显而易见。此外不试图限定于本文示出的构造或设计的细节,而是在下文的权利要求中描述的那样。以此,显而易见的是上文描述的特定示例性实施例可以被改变或修该,并且所有此种修改是认为位于本发明的范围和精神中。此外,权利要求中的术语具有它们最直白和普通的意义,除非由专利权人另外详细且清楚地限定。

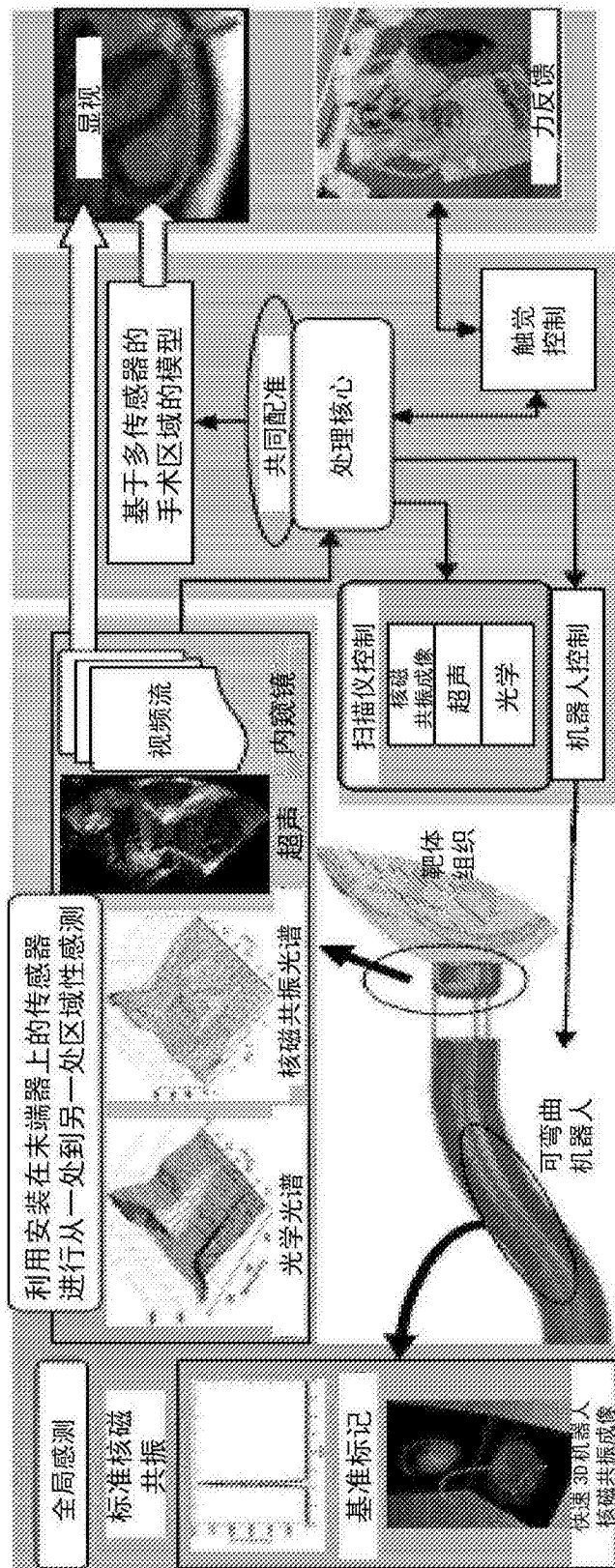


图1

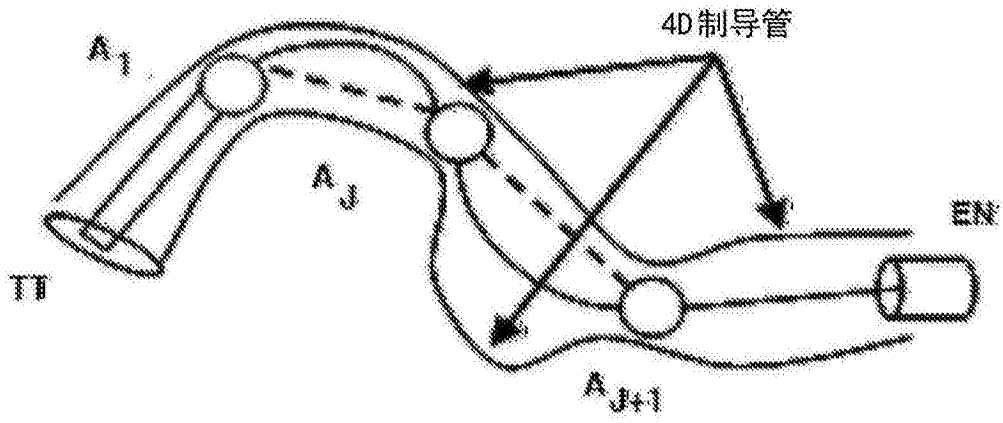


图2

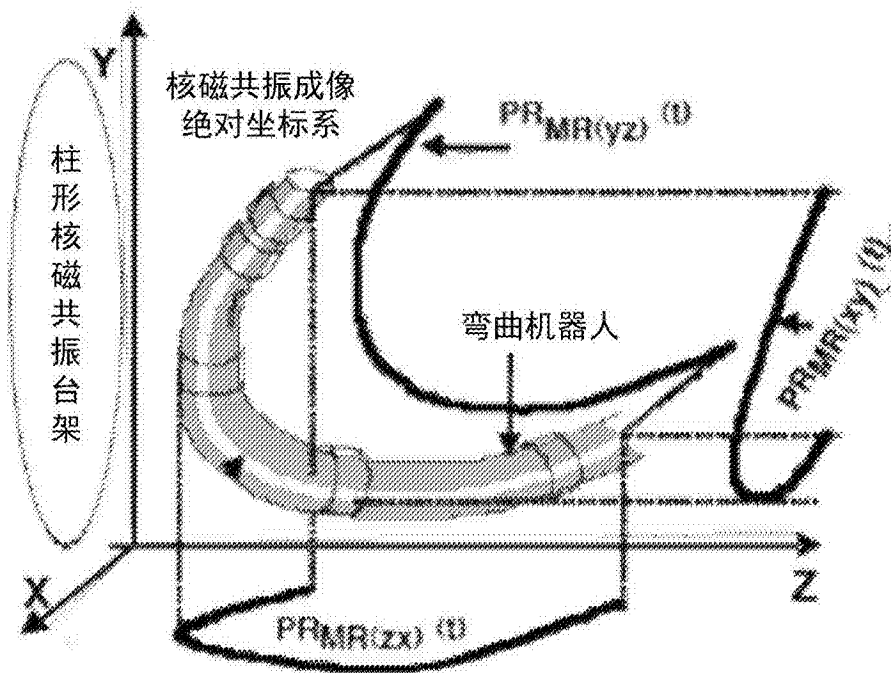


图3A

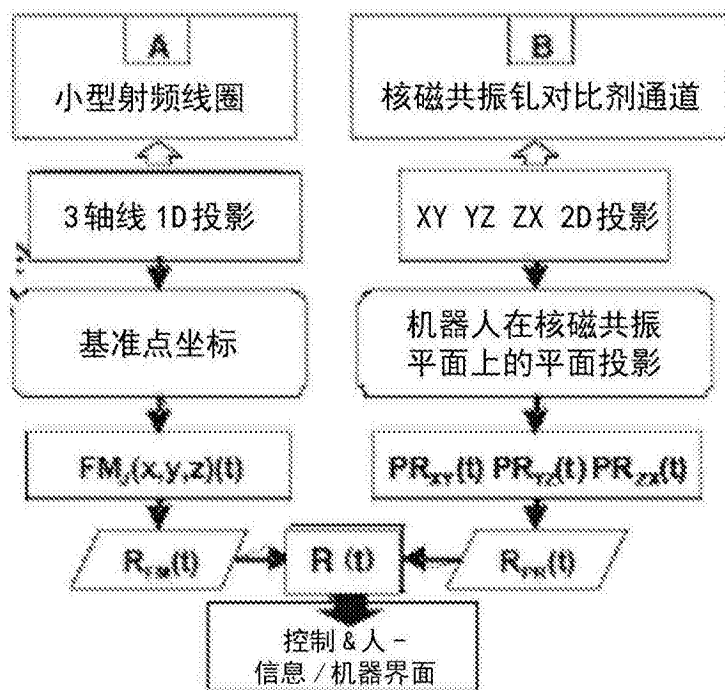


图3B

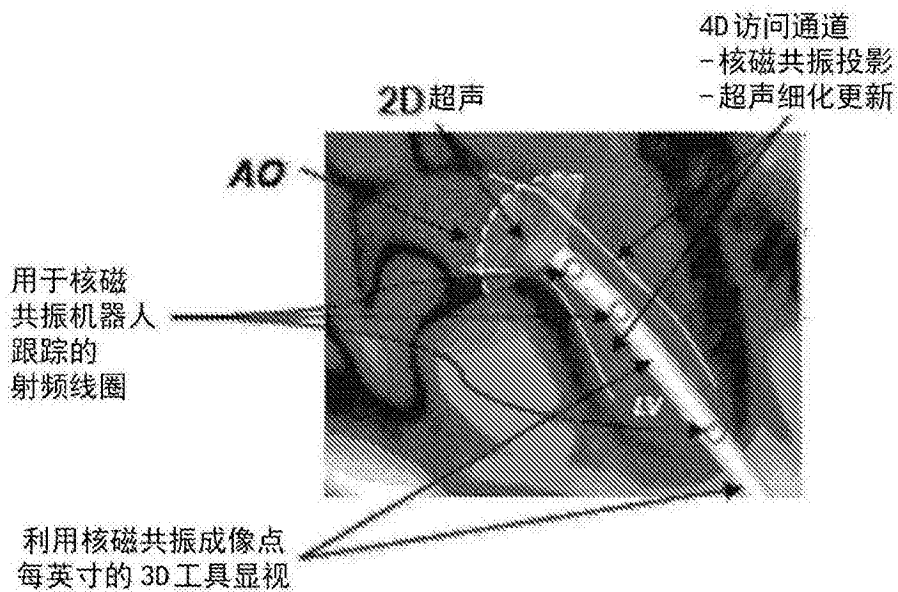


图4A

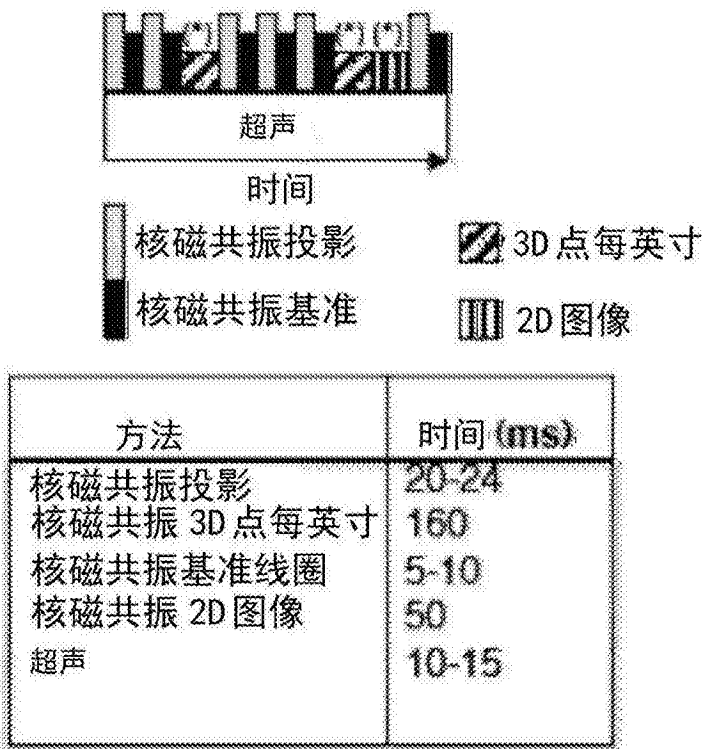


图4B

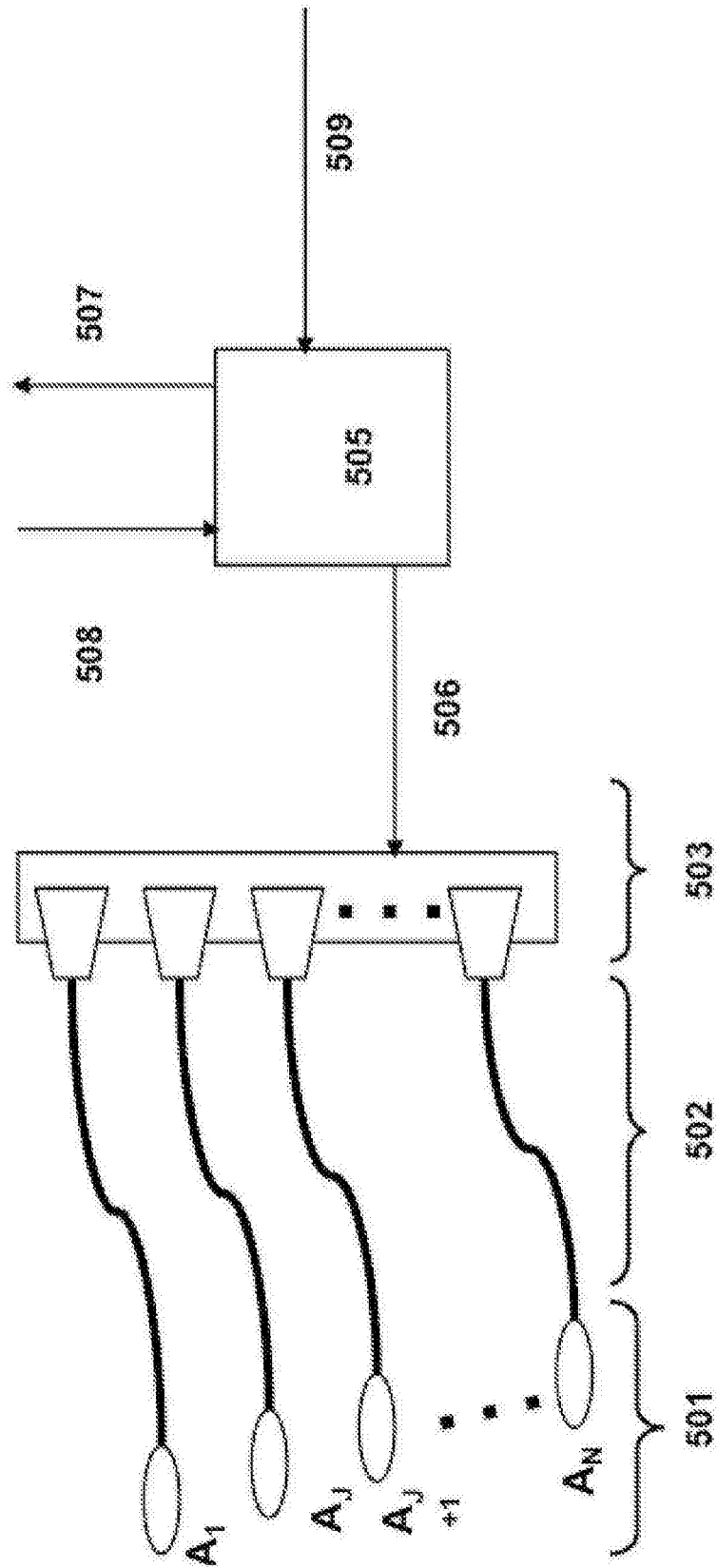


图5A

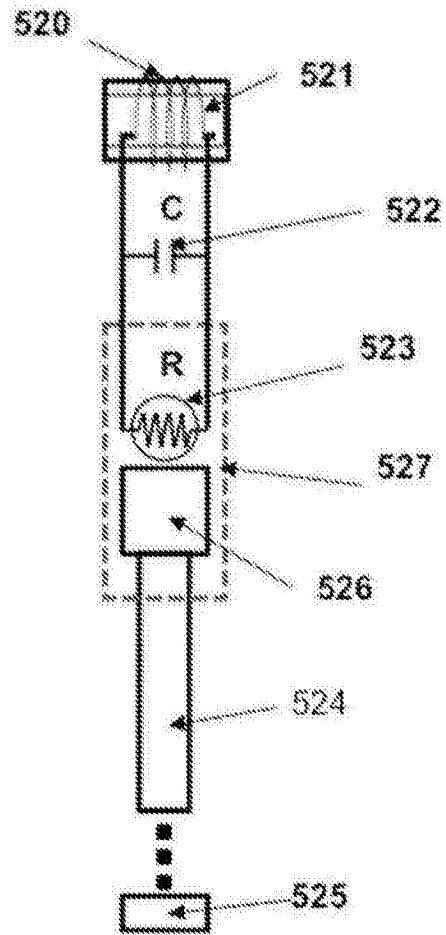


图5B

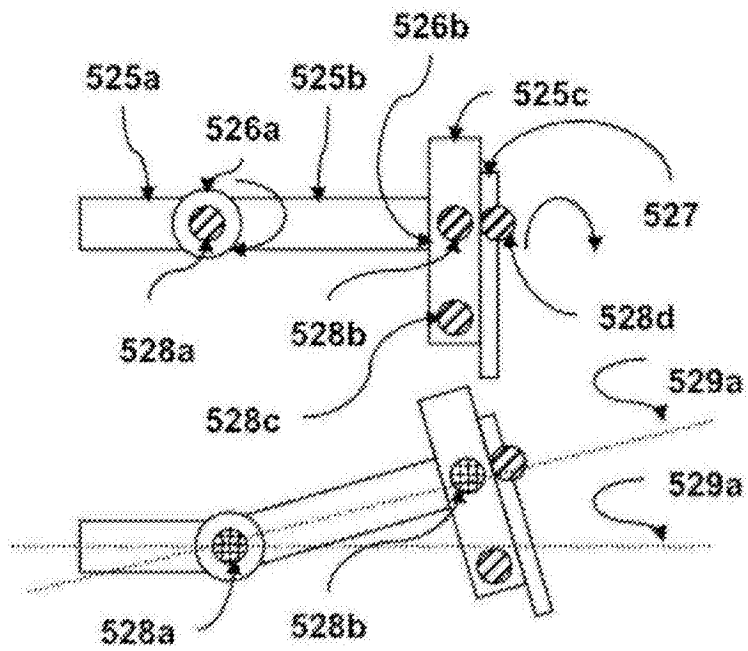


图 5C

图 5D

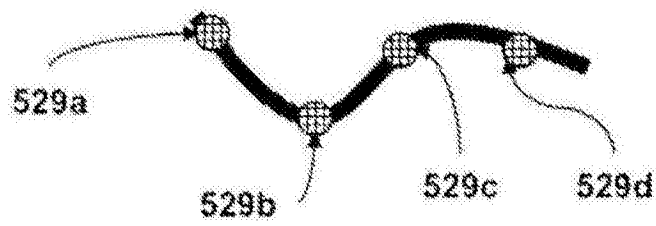
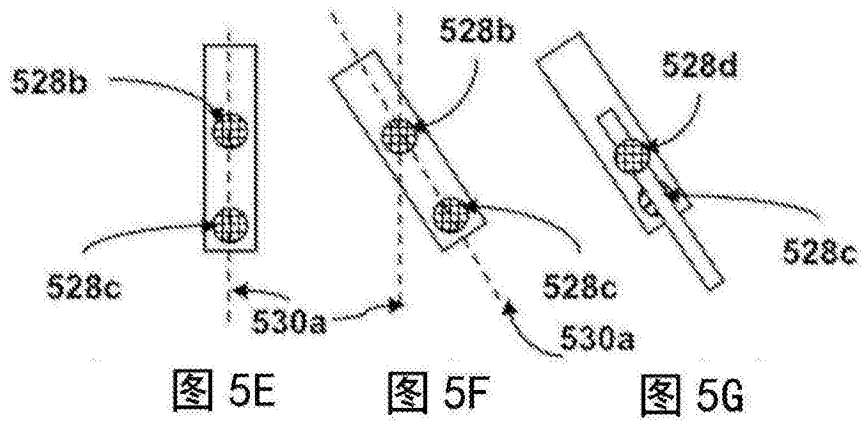


图5H

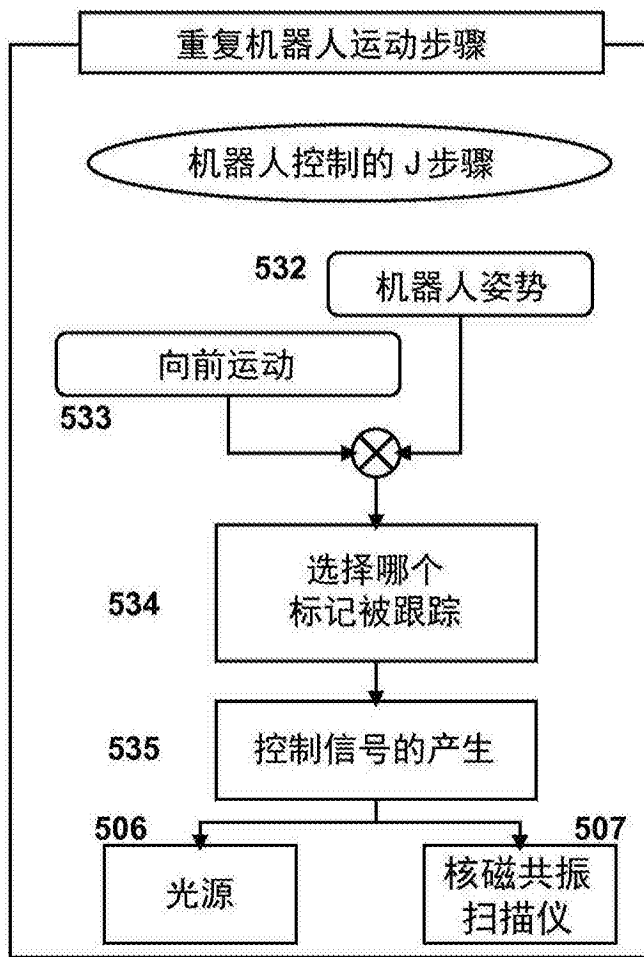


图5I

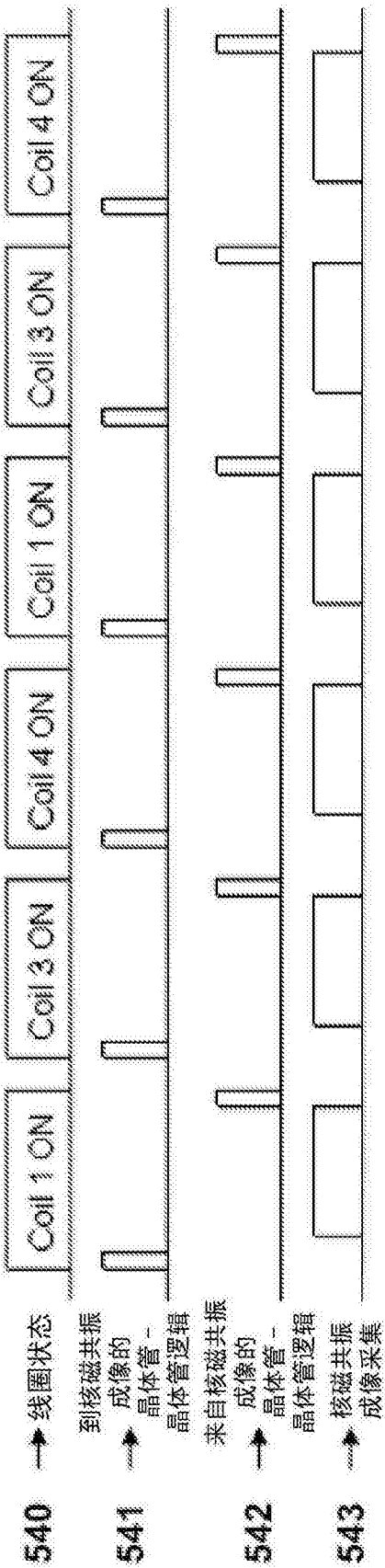


图5J

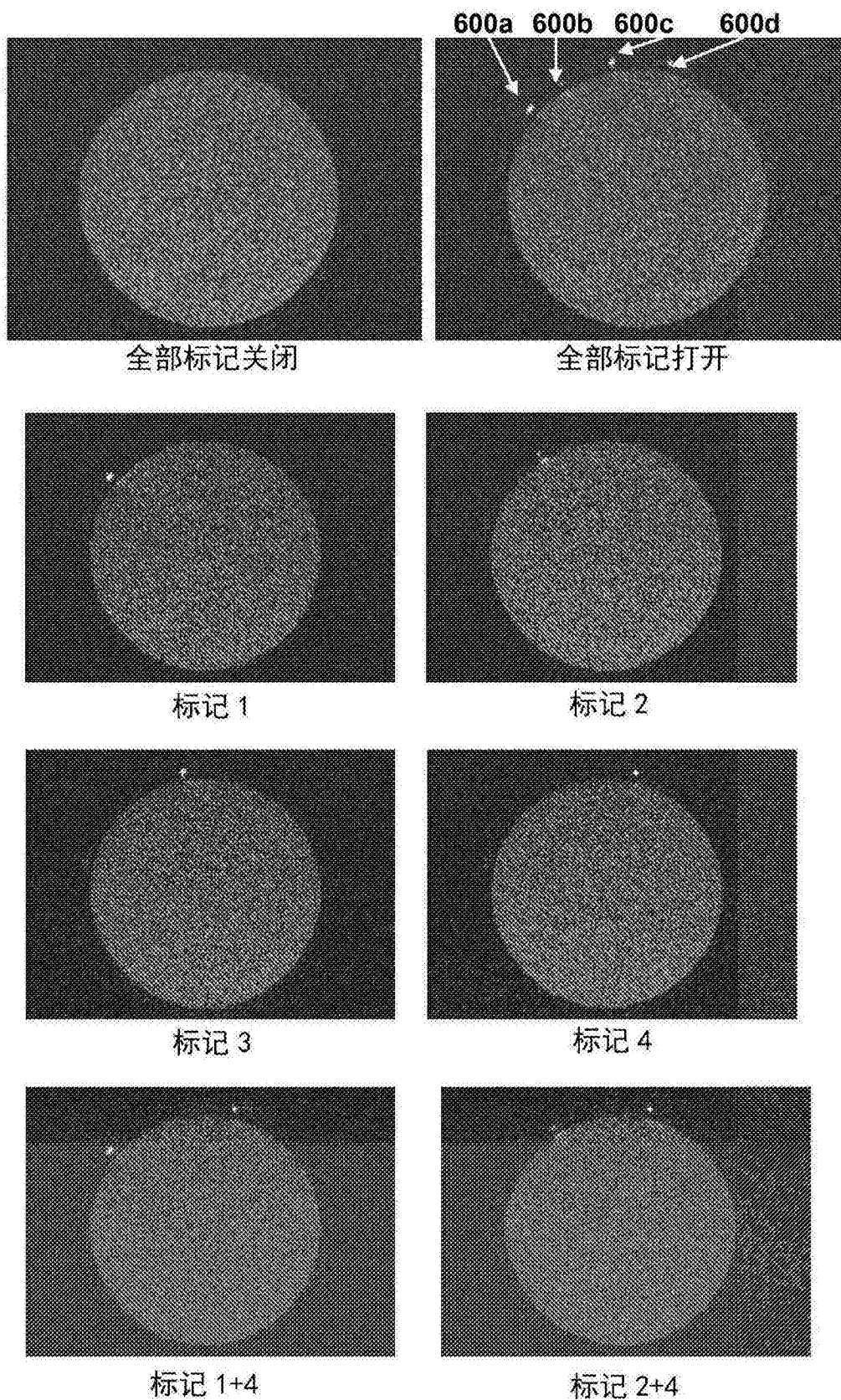


图5K

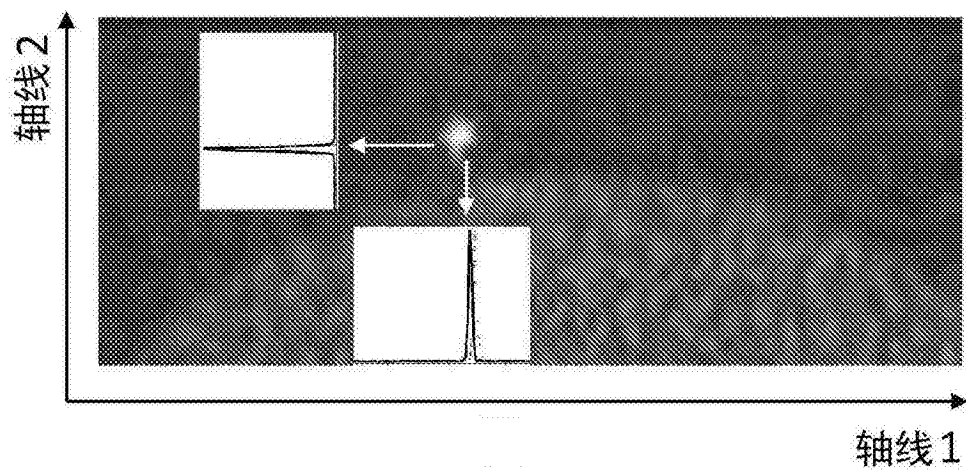


图5L

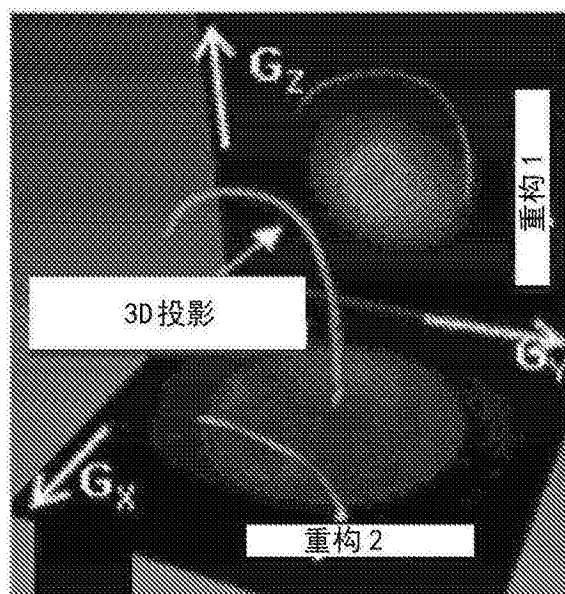


图6A

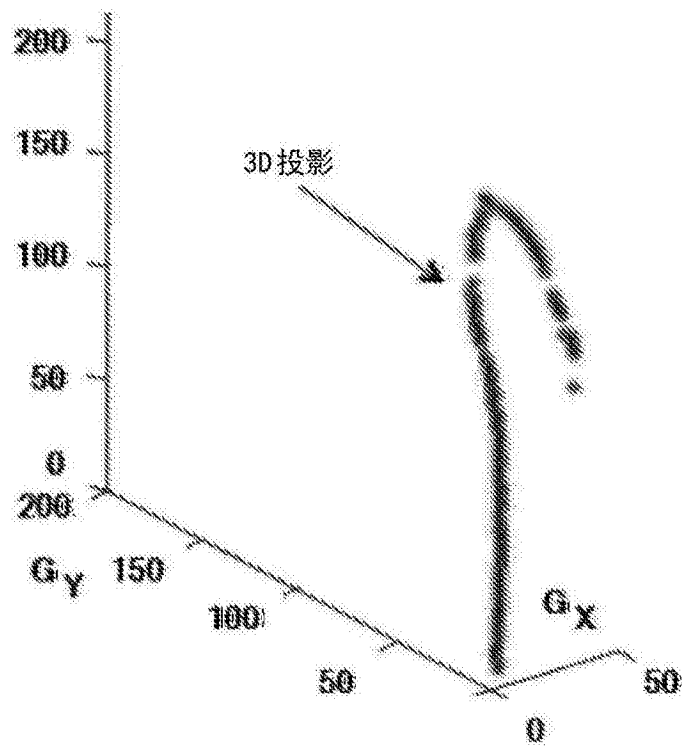


图6B

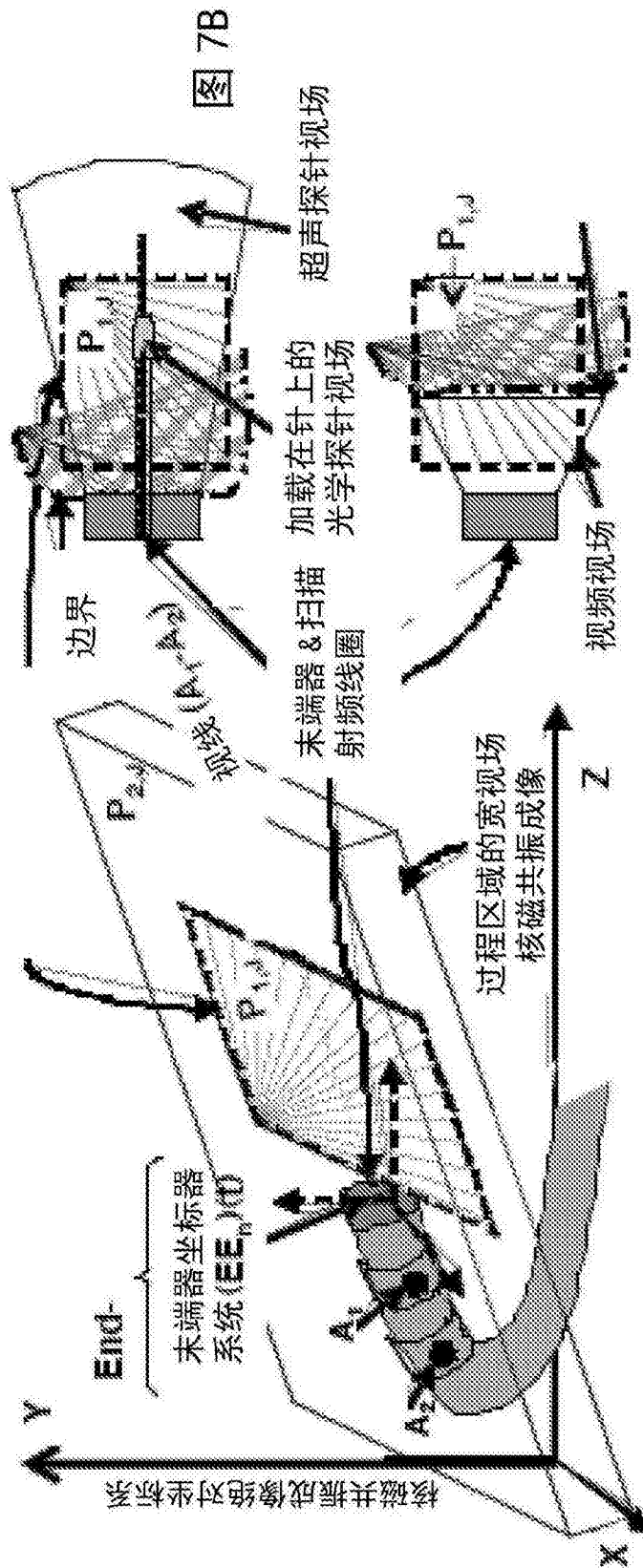


图 7A

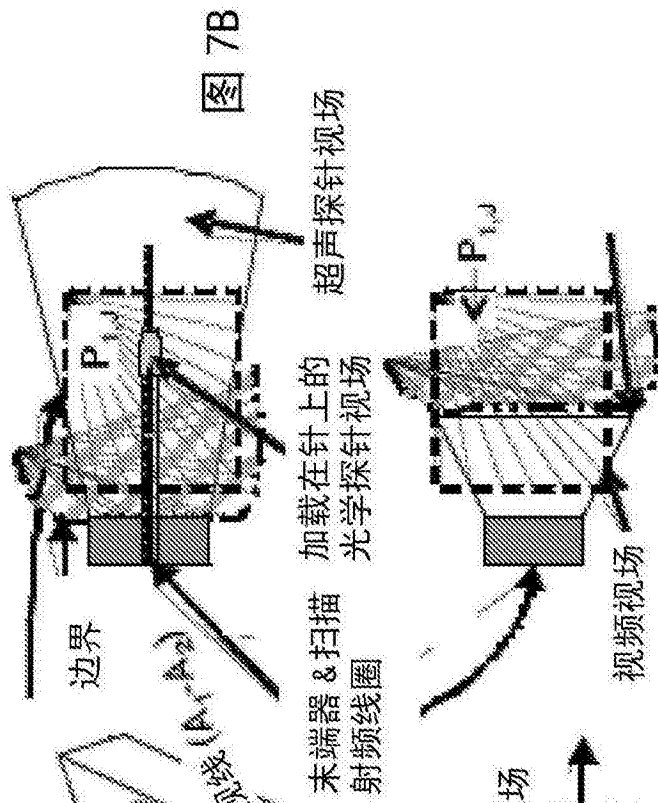


图 7C

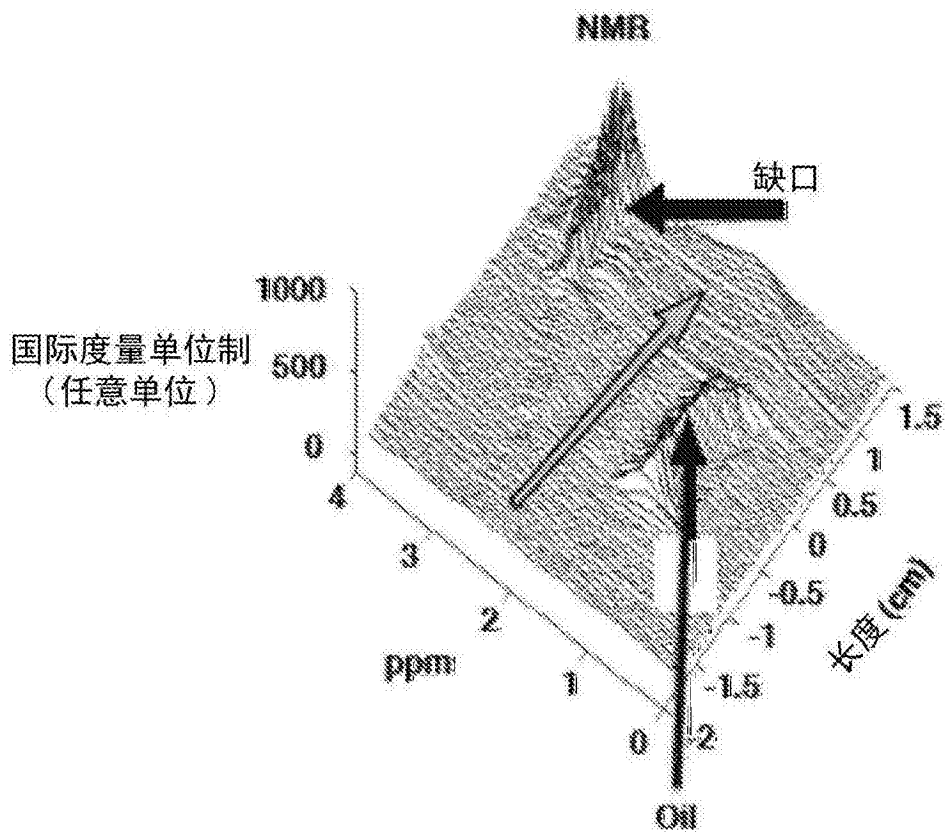


图7D

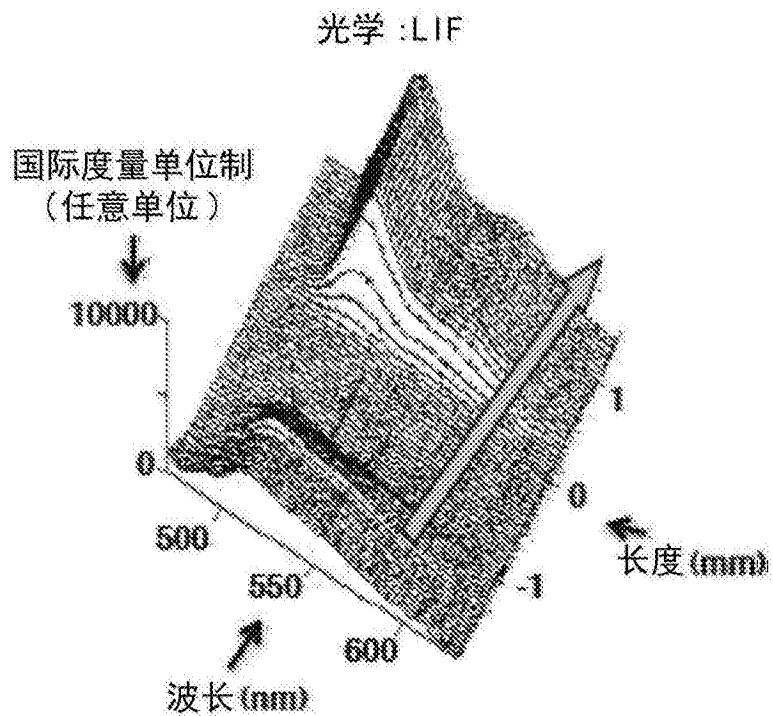


图7E

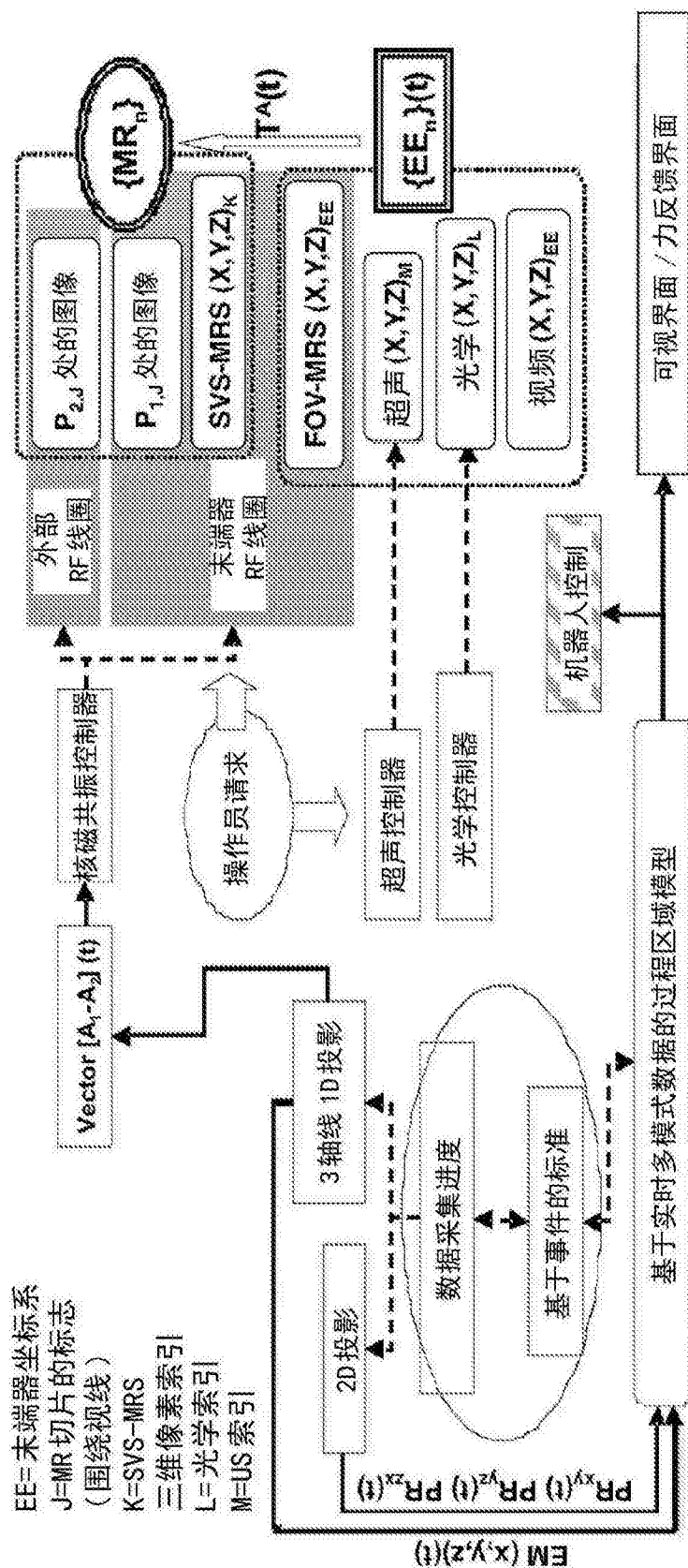


图8

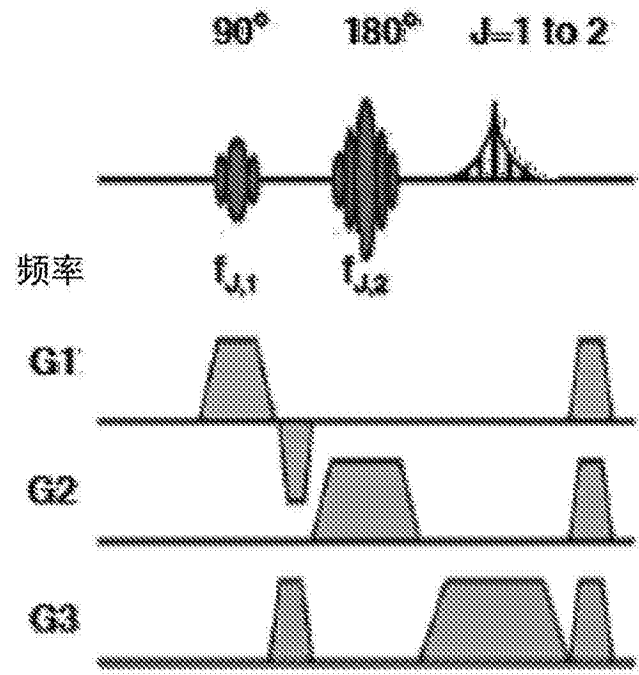


图10B

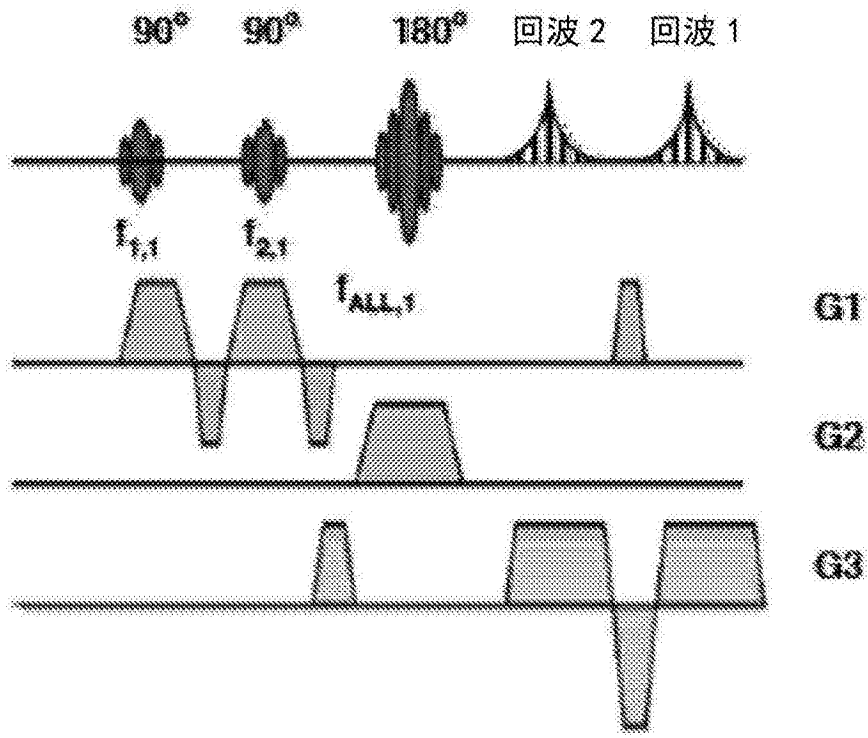


图10C

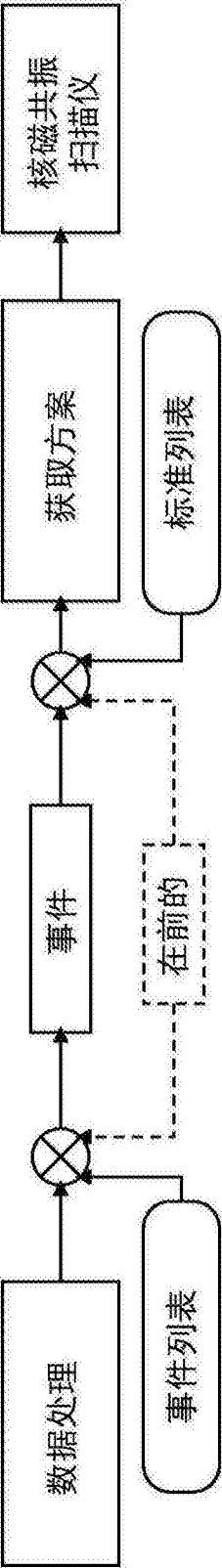


图11A

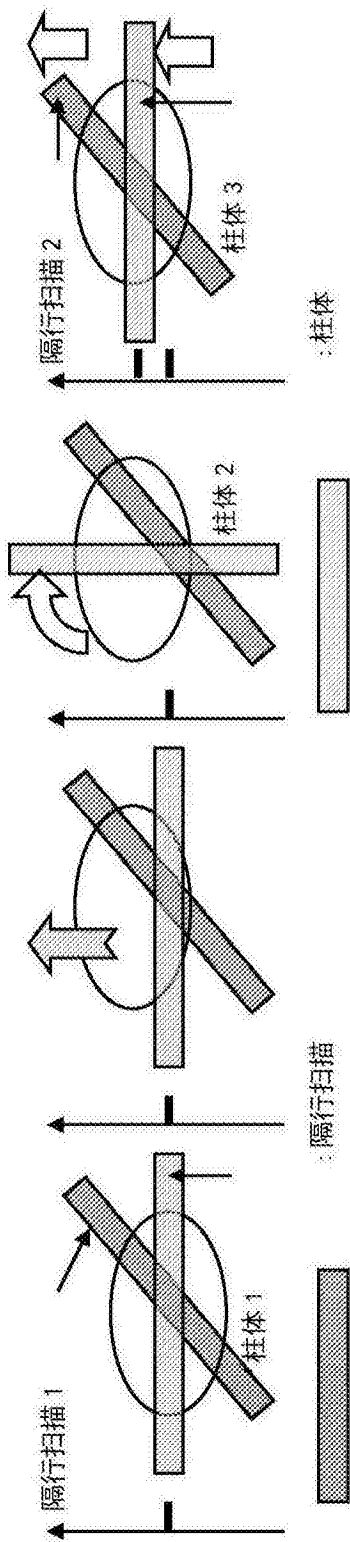


图11B

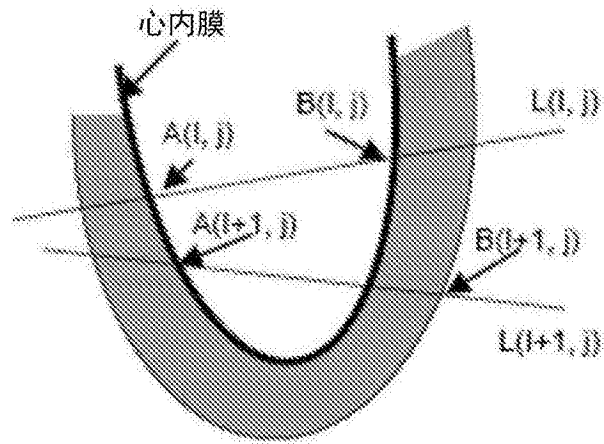


图12A

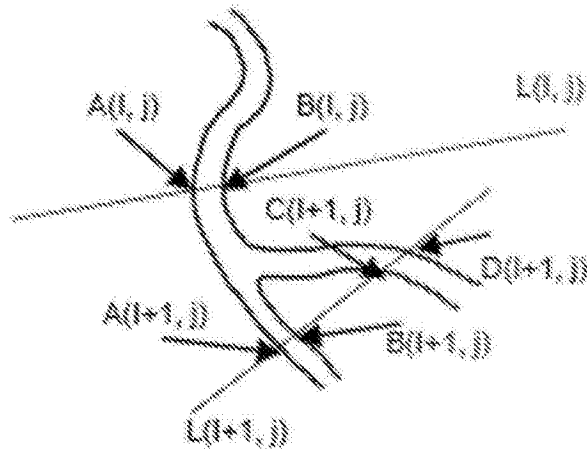


图12B

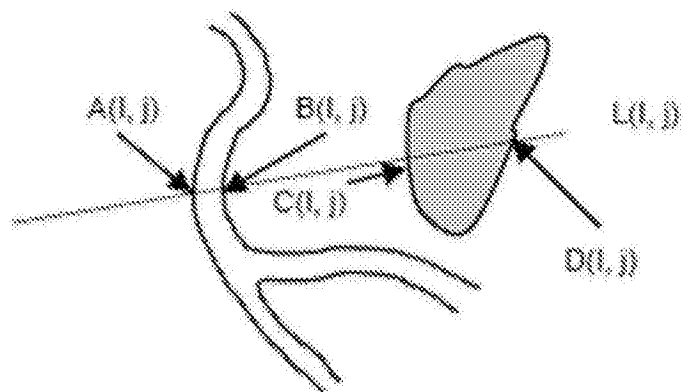


图12C

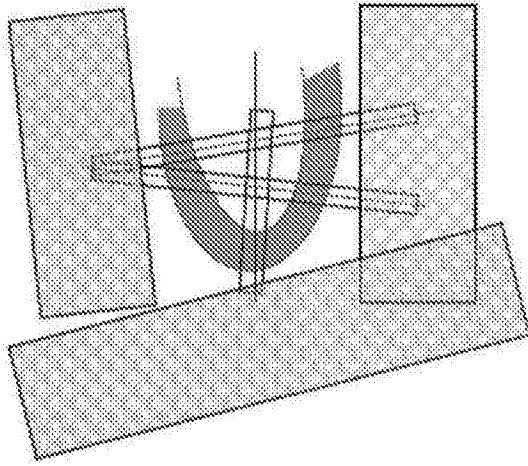


图12D



图13A

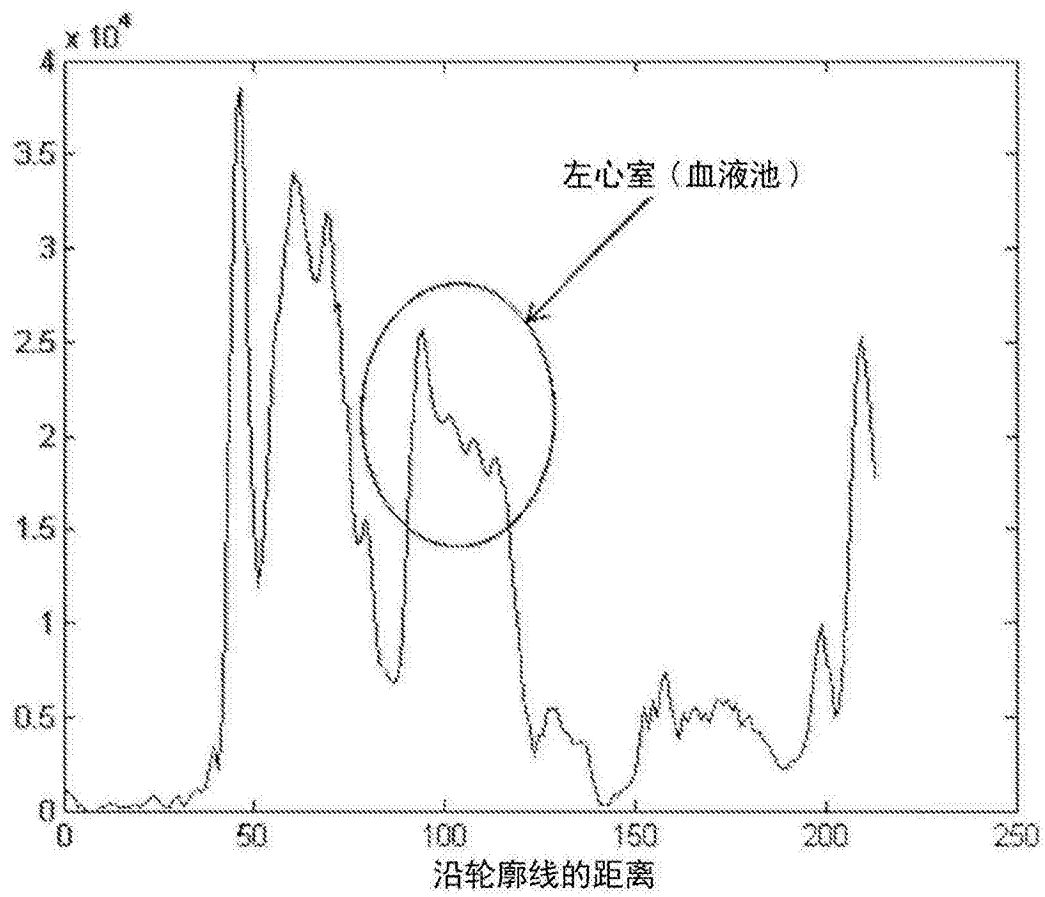


图13B

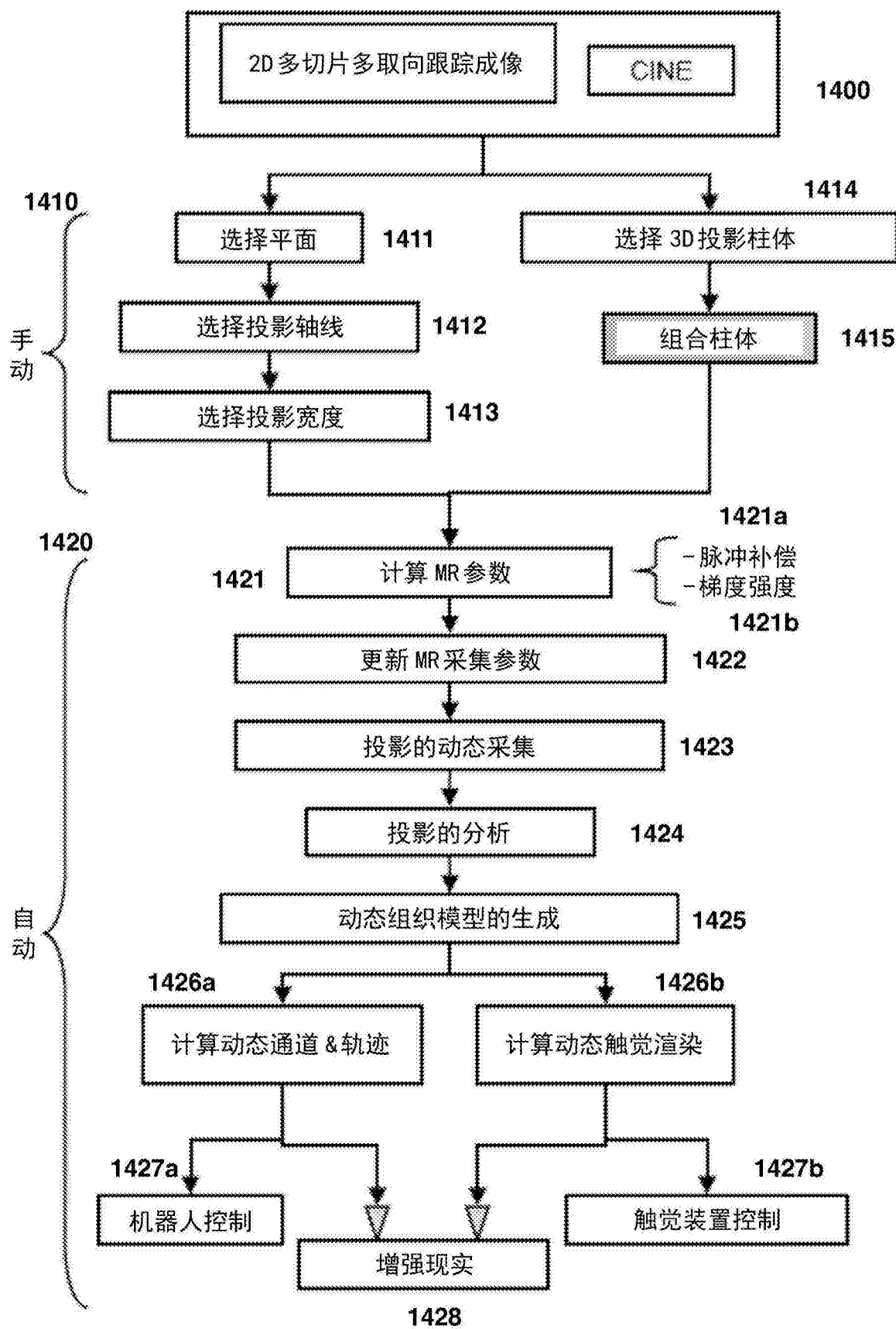


图14

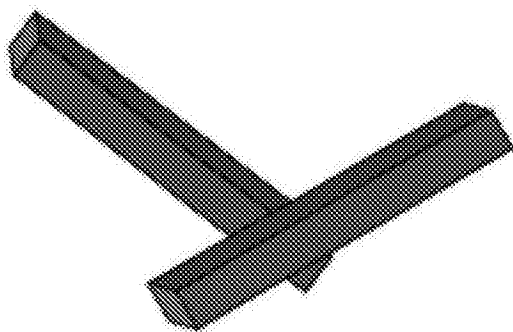


图15A

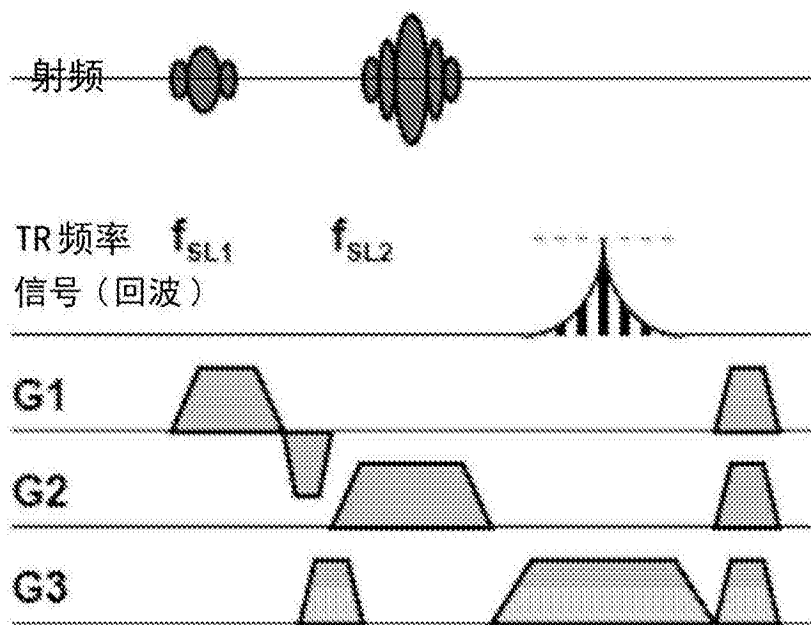


图15B

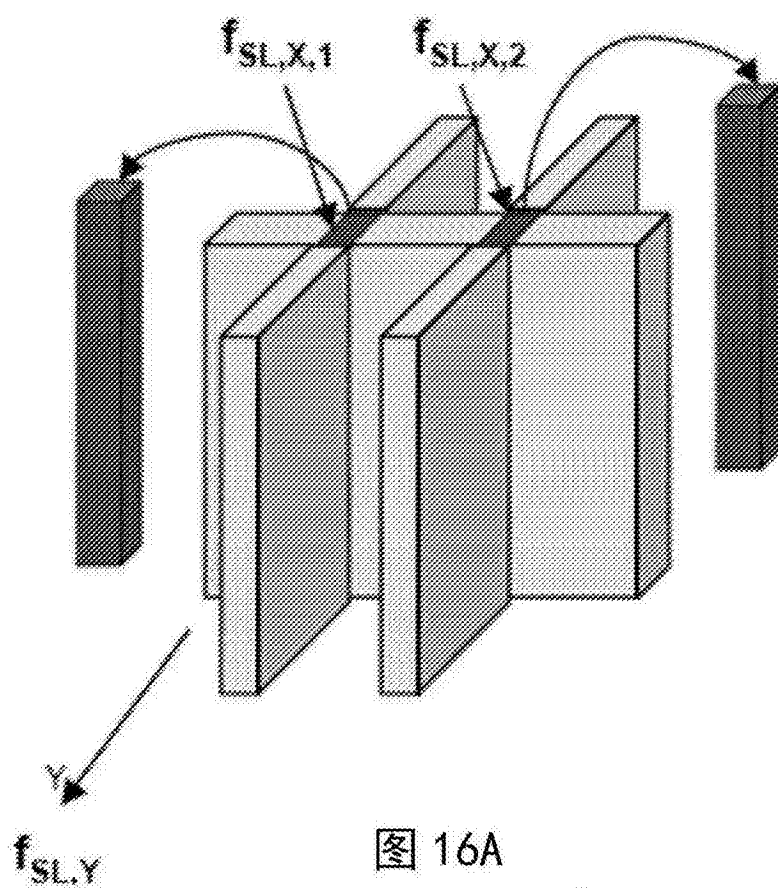


图 16A

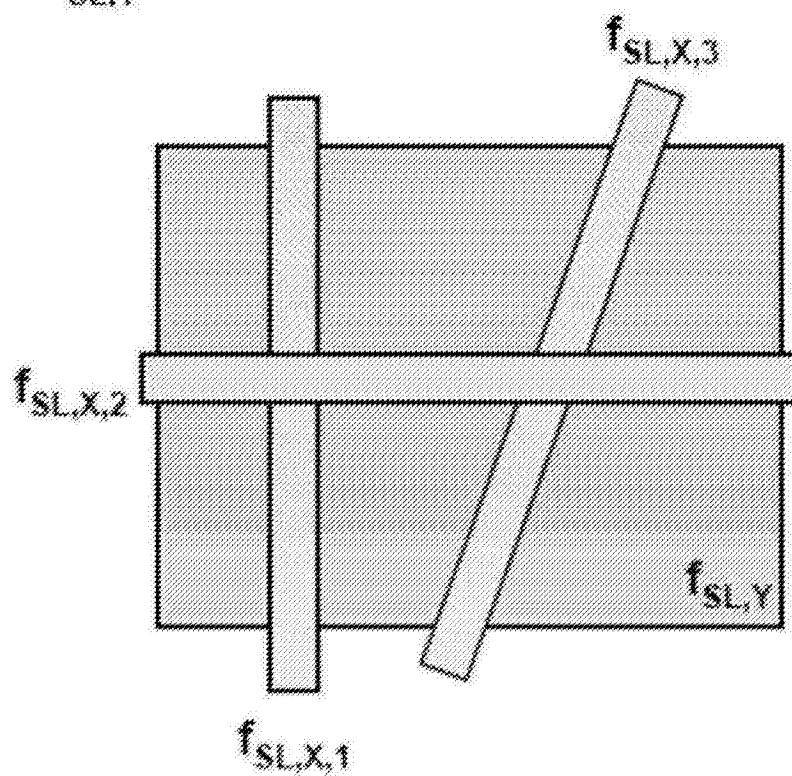


图 16B

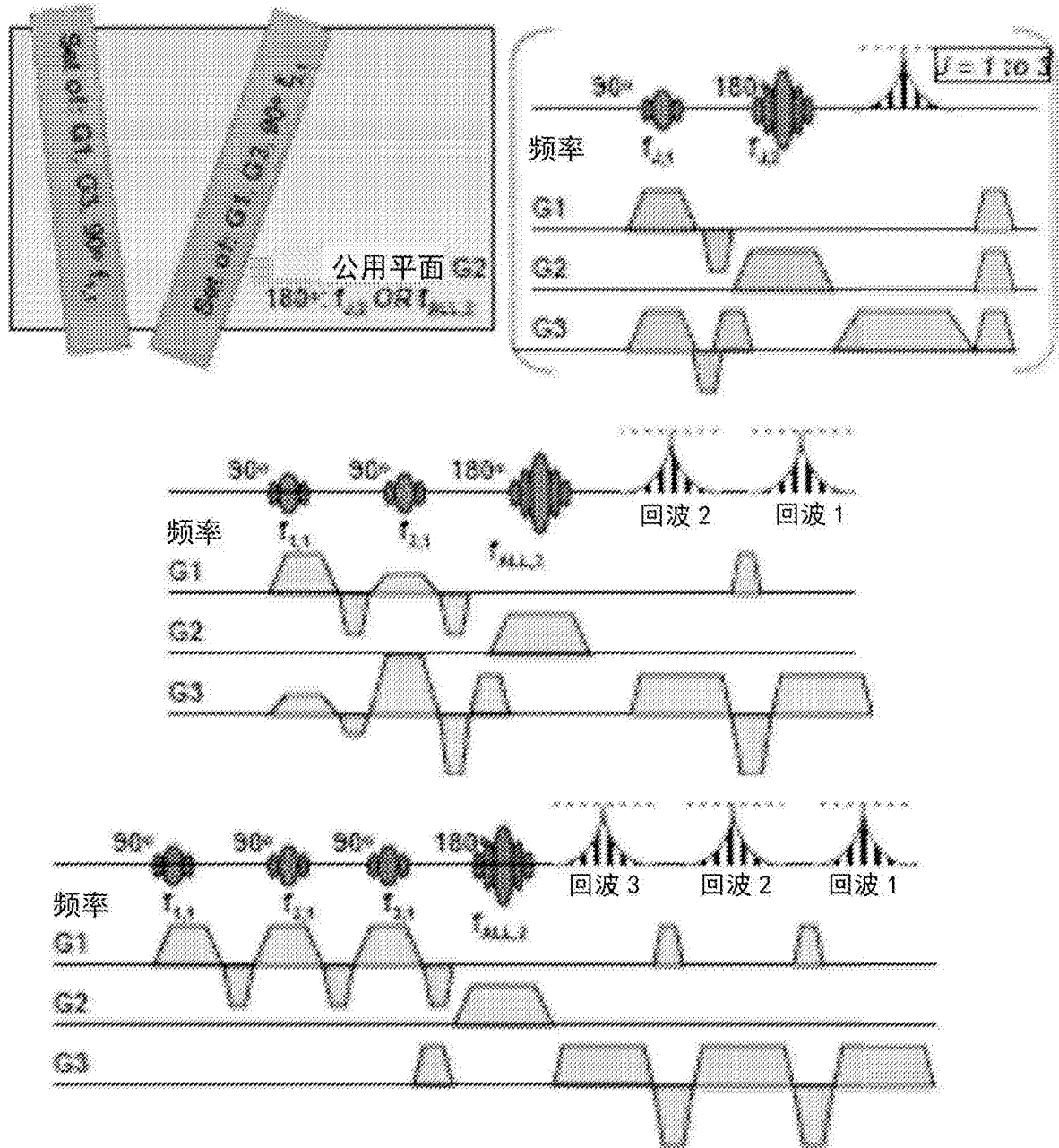


图17A

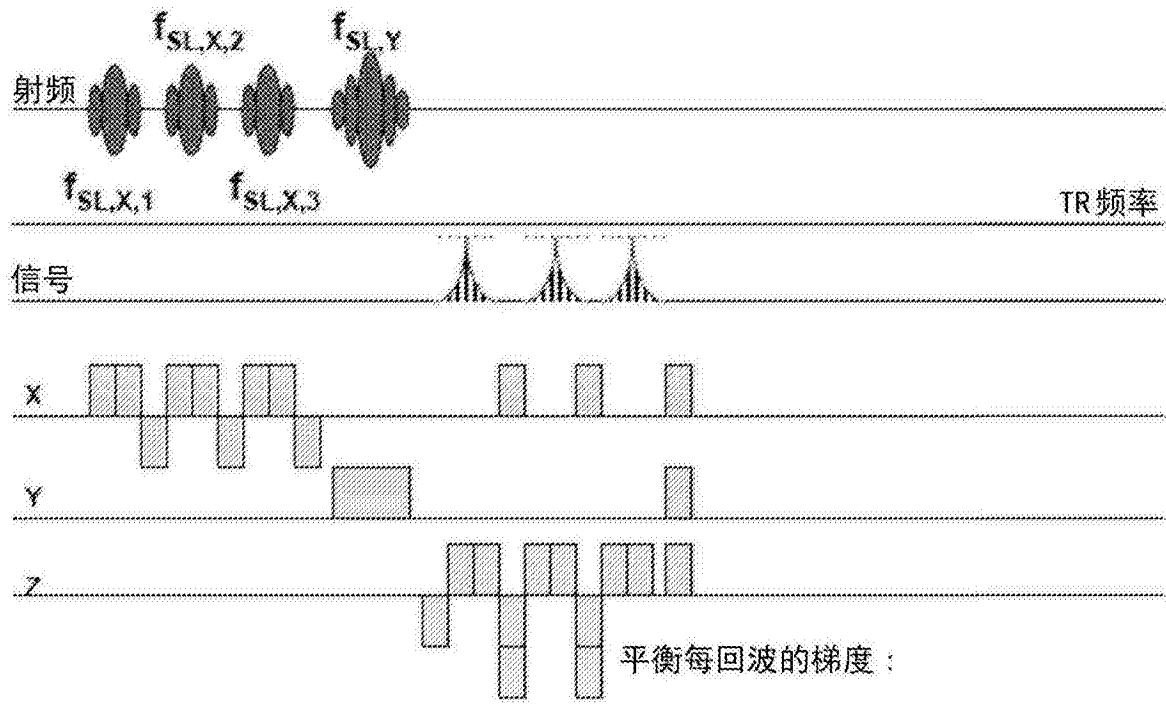


图17B

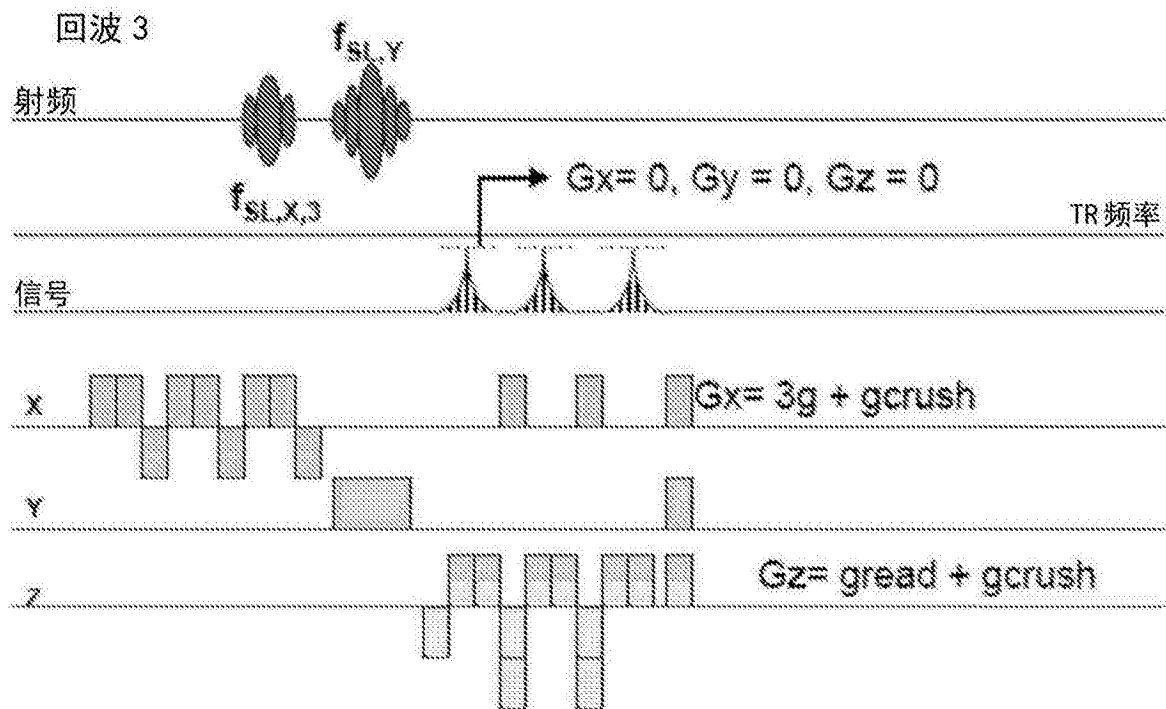


图17C

回波 2

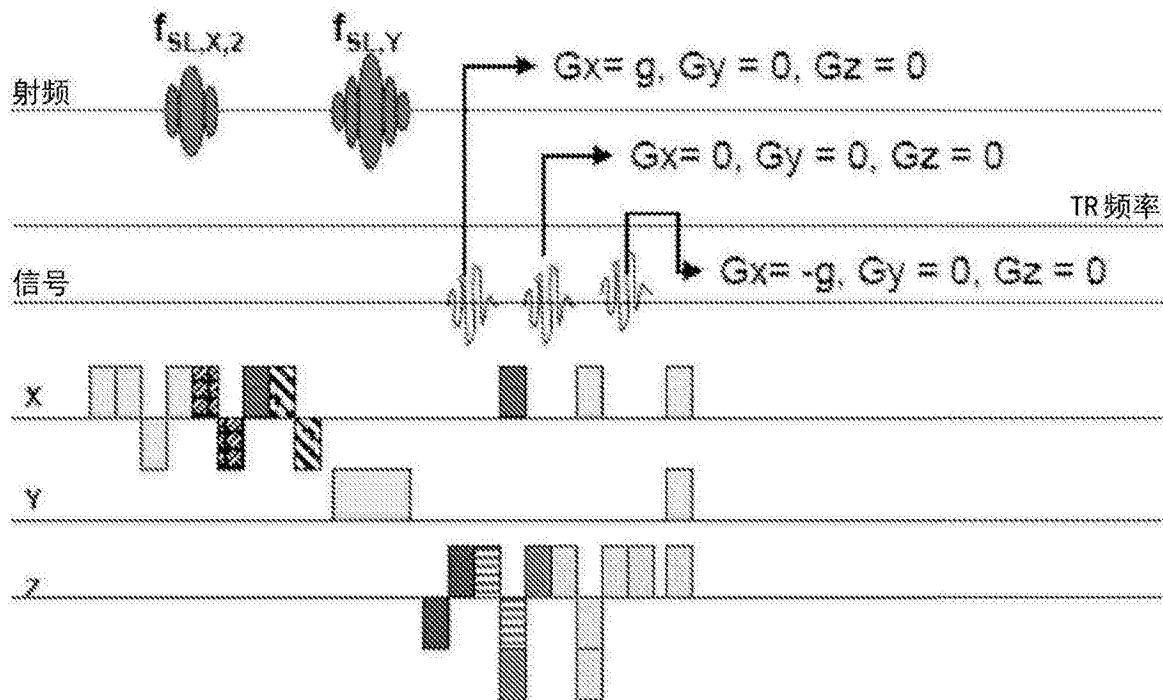


图17D

回波 1

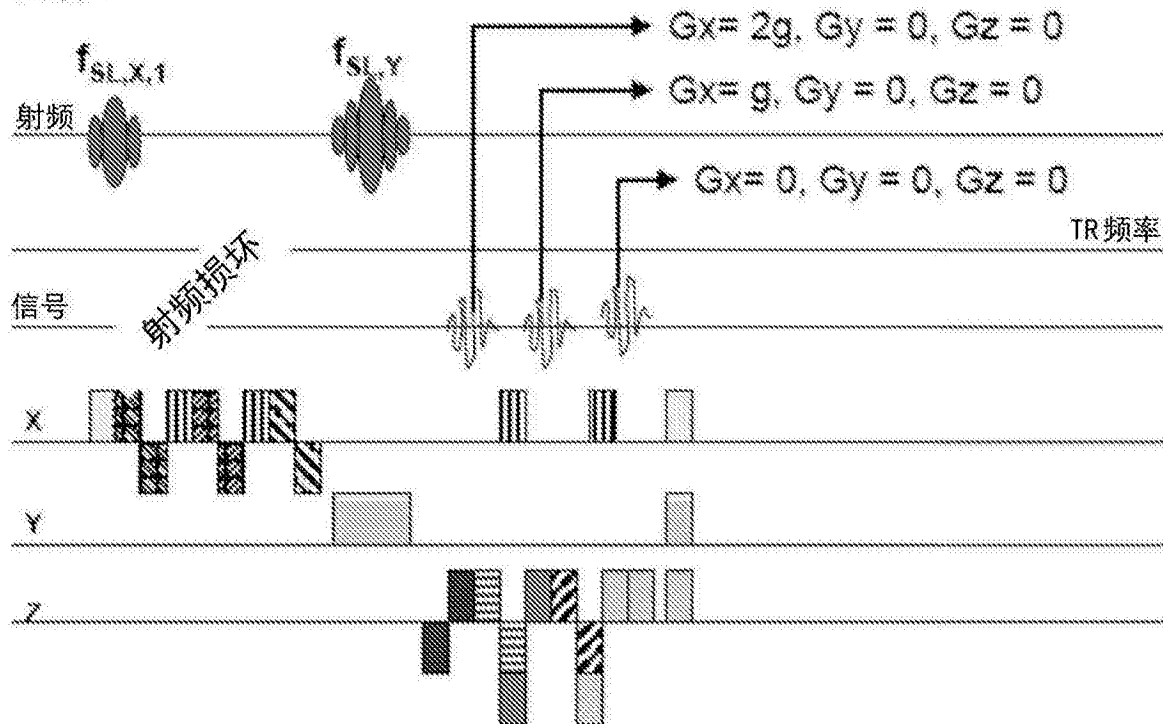


图17E

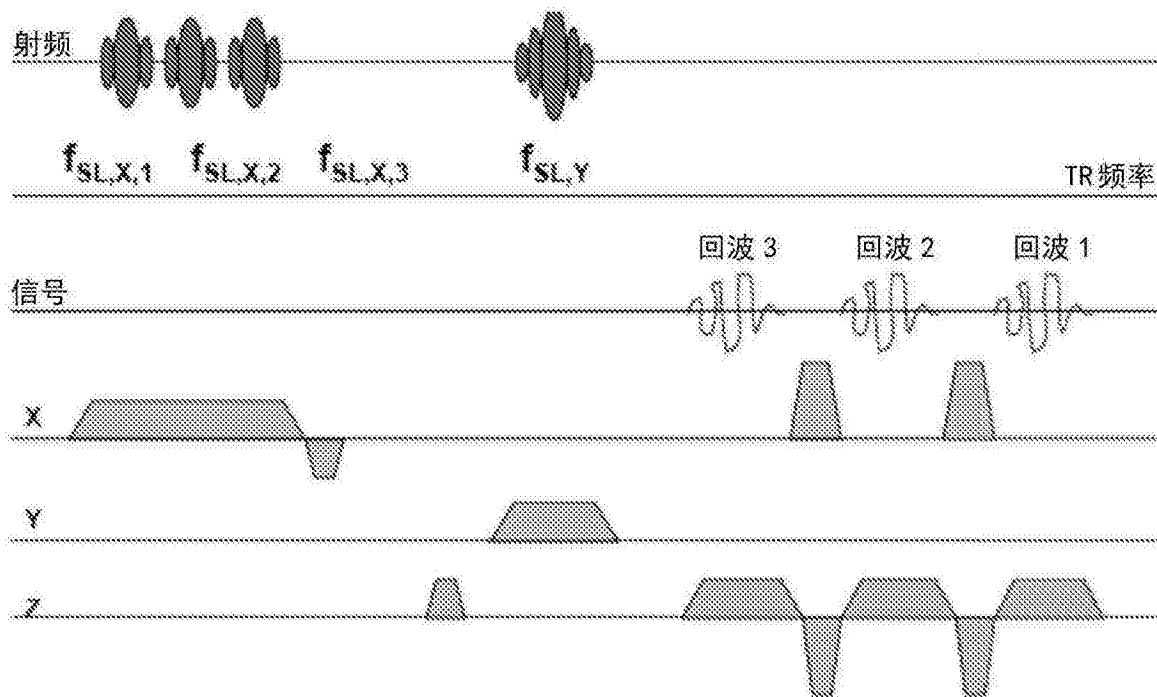


图18A

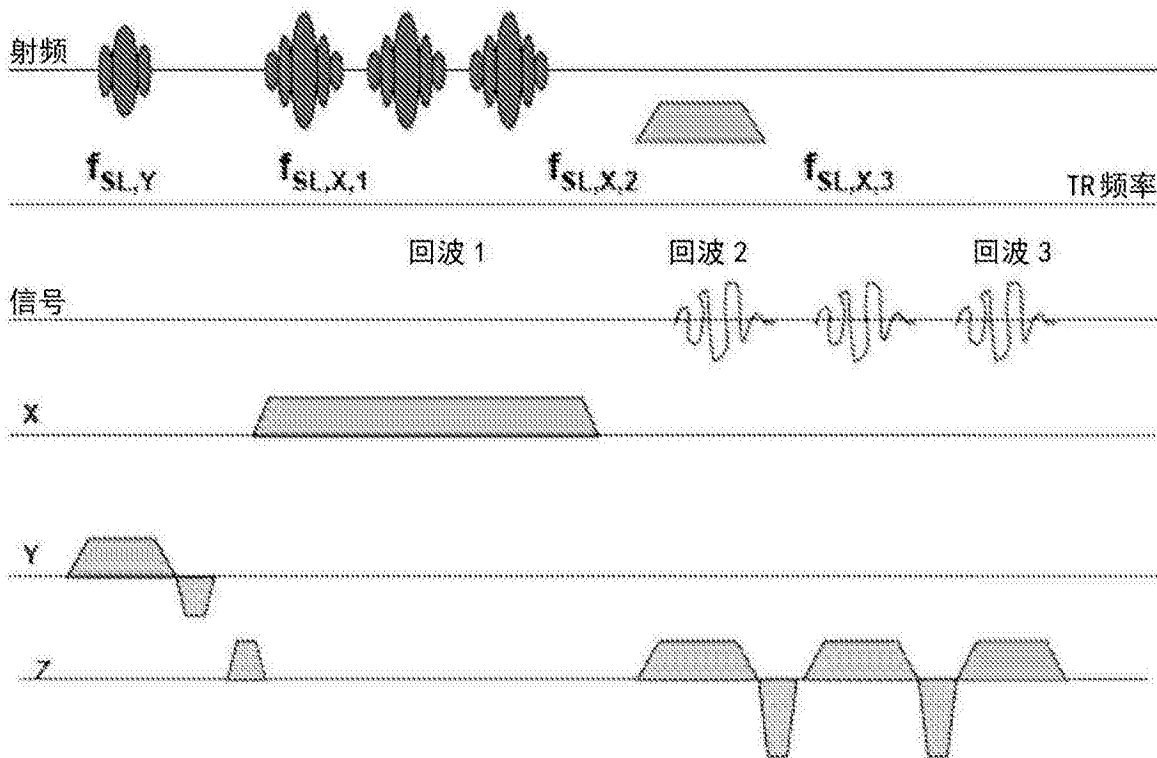


图18F

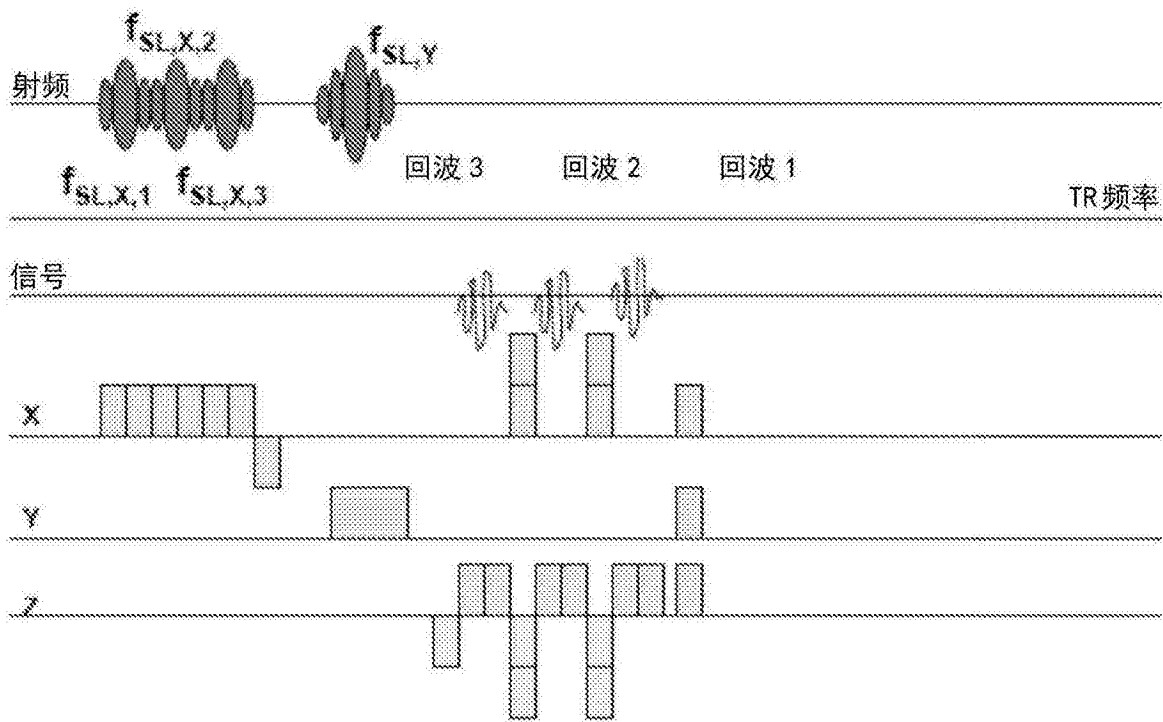


图18B

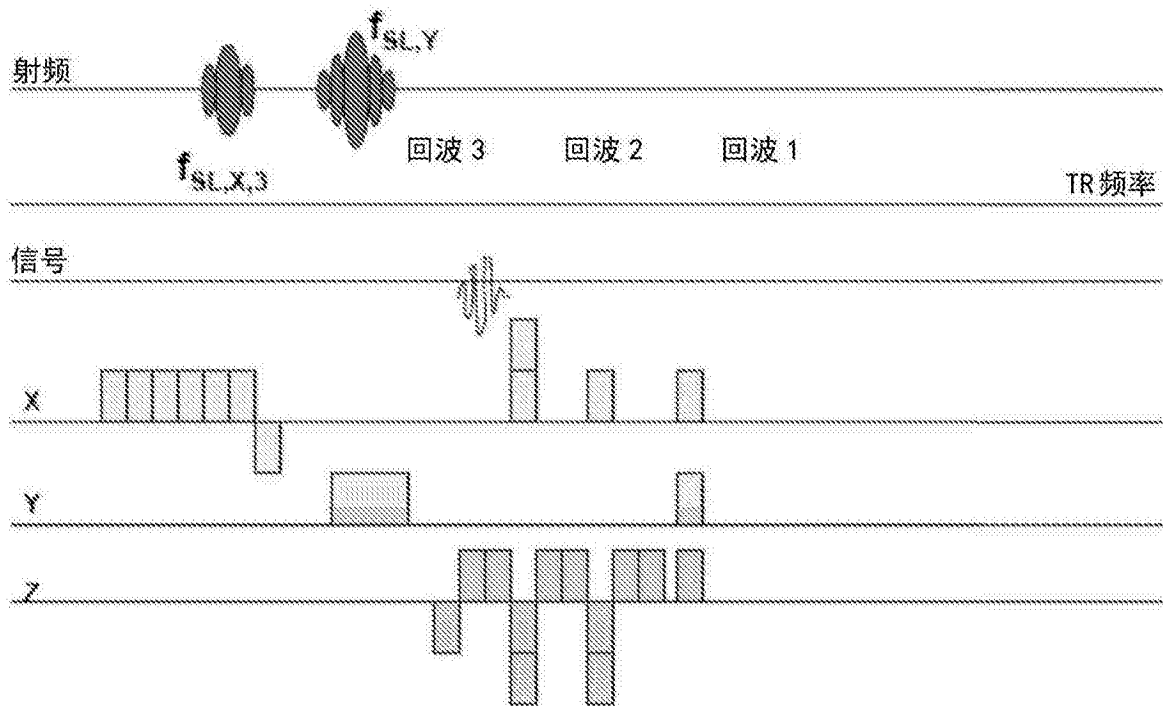


图18C

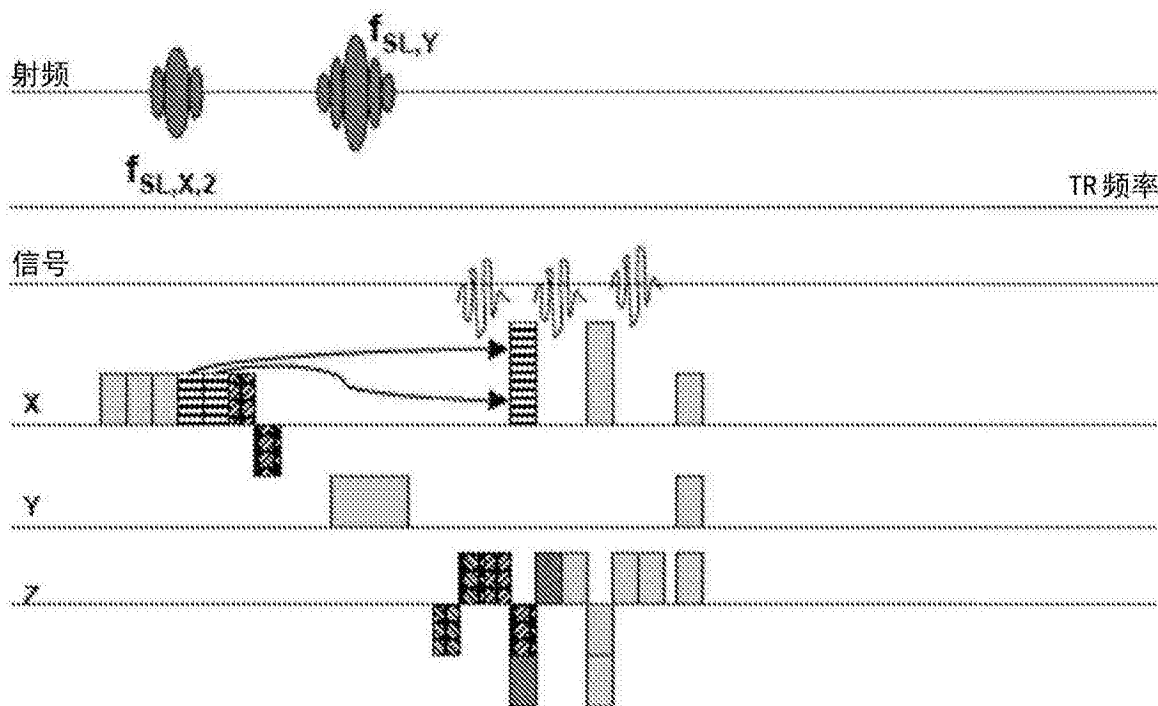


图18D

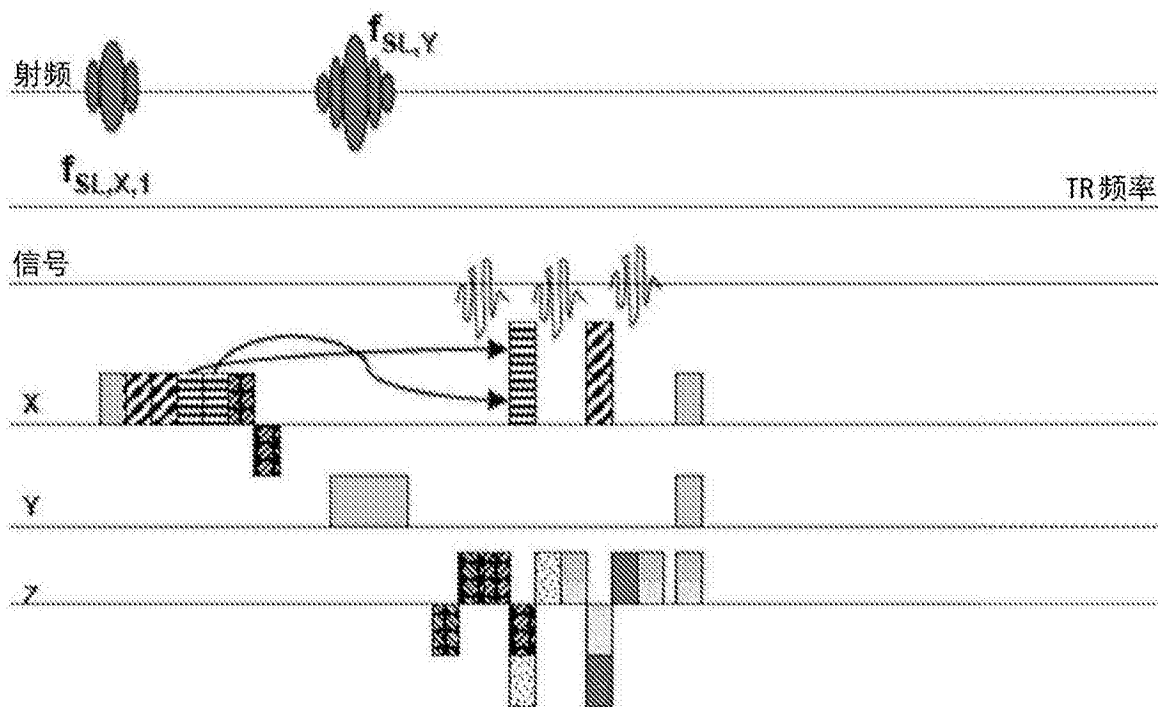


图18E

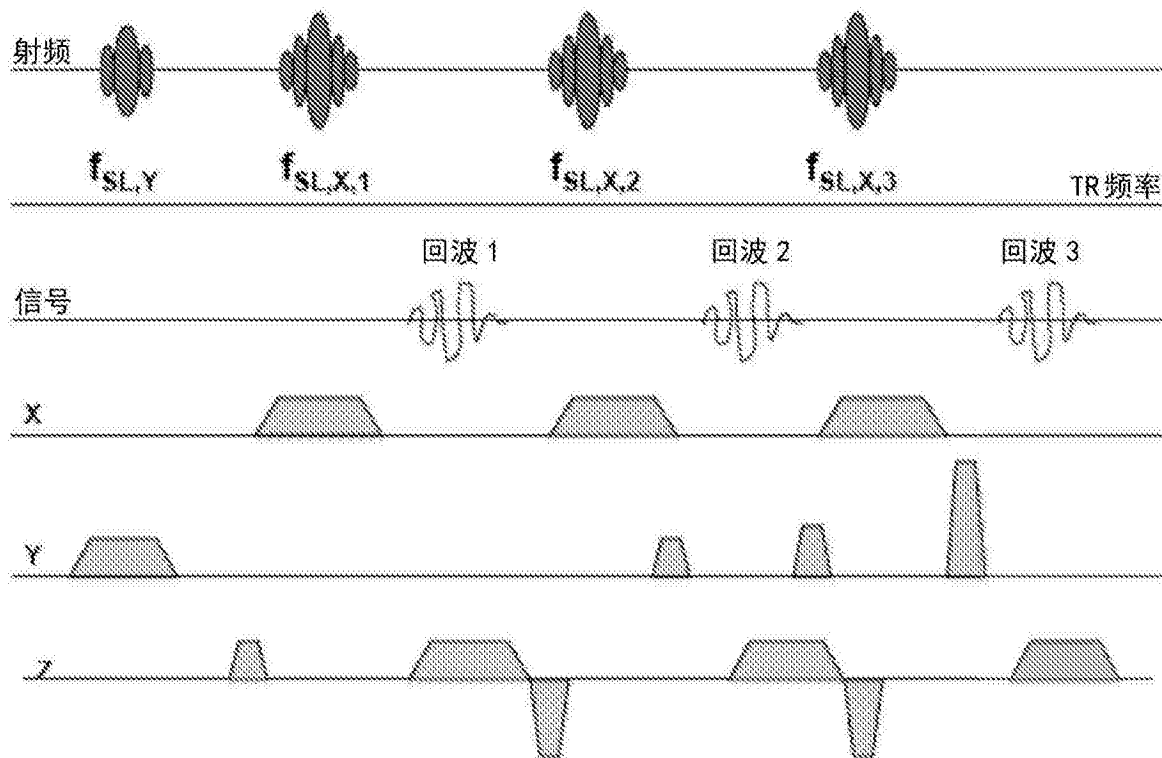


图19

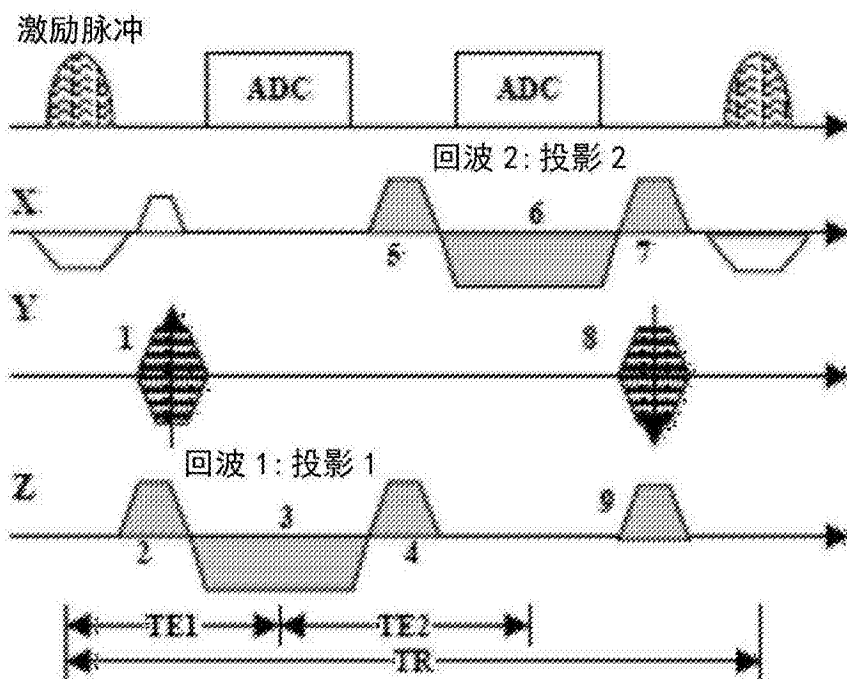


图20A

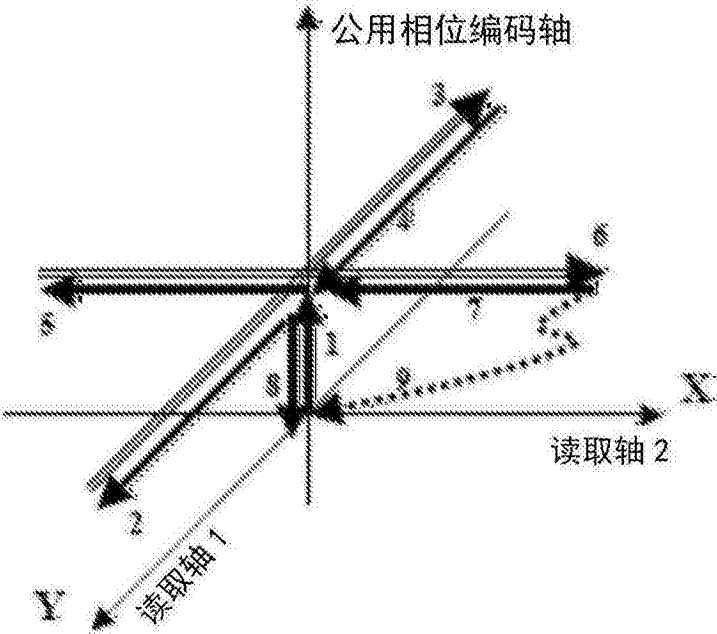


图20B

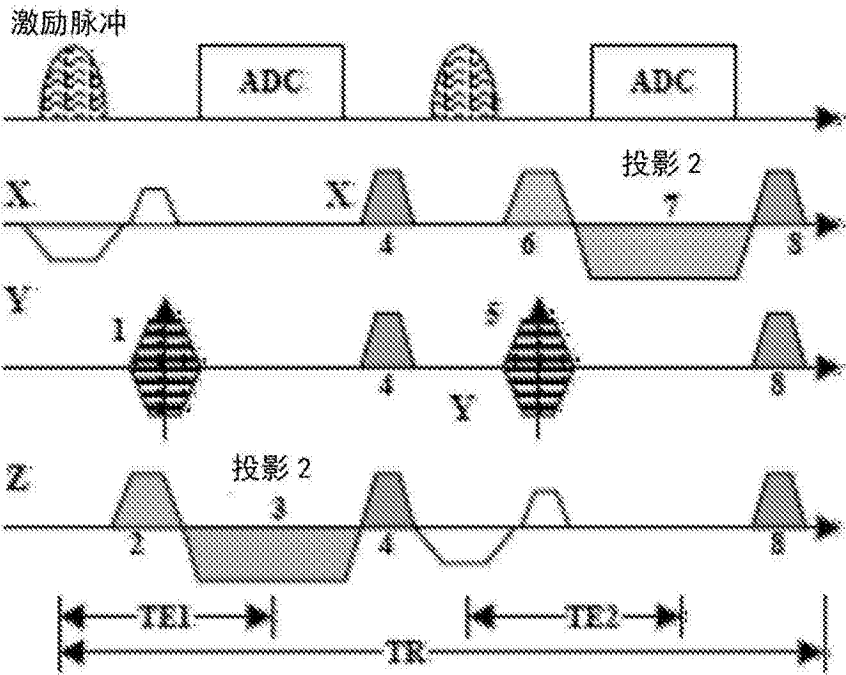


图20C

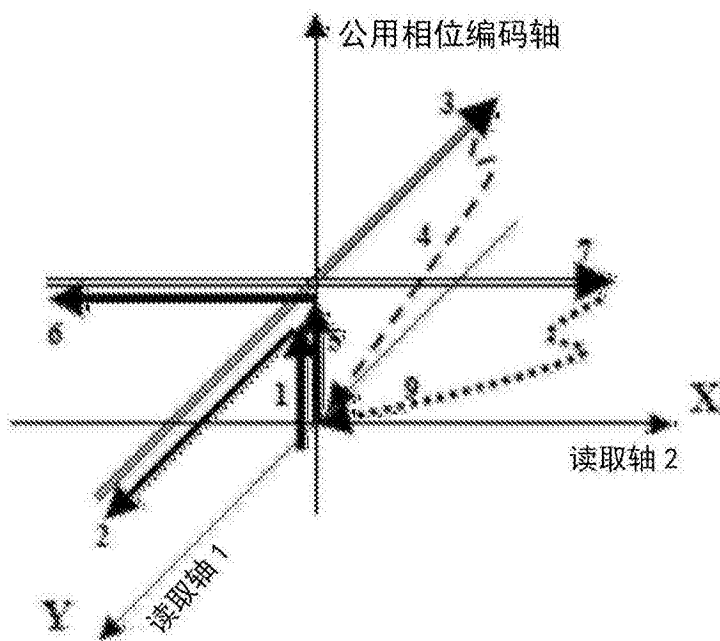


图20D

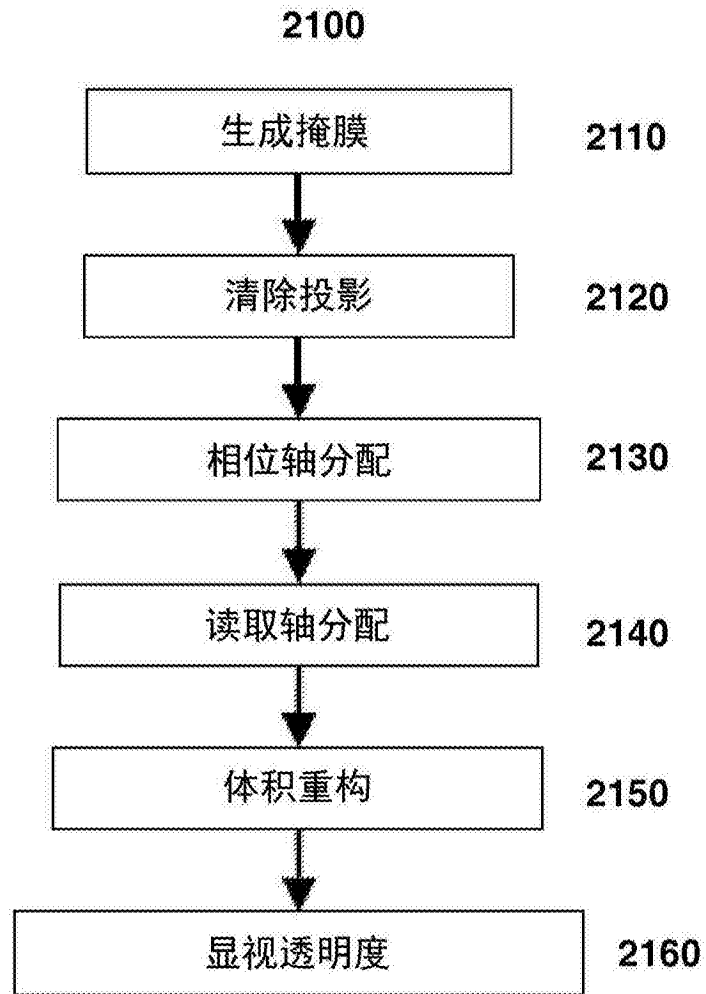


图21

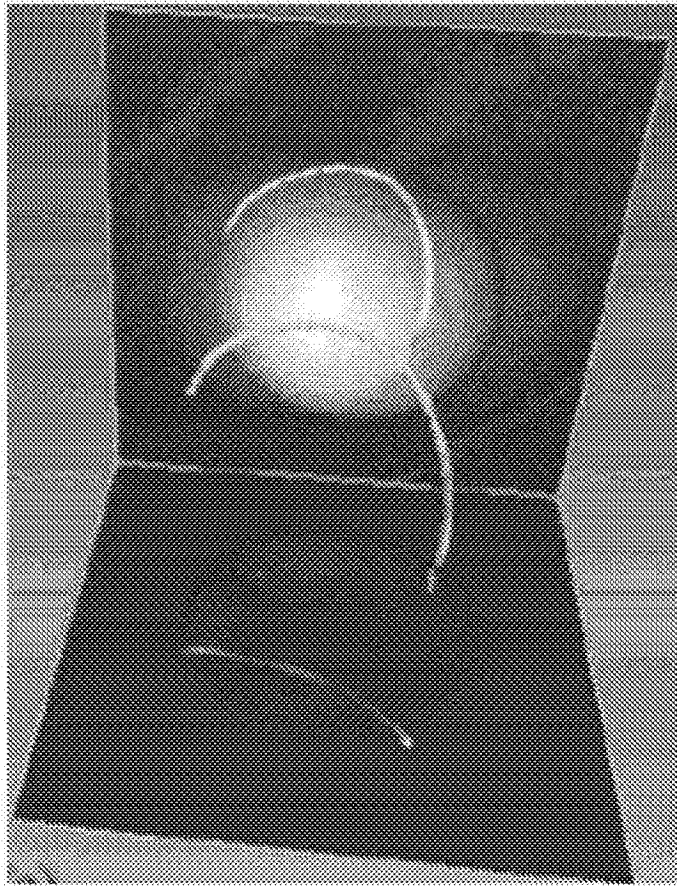


图22A

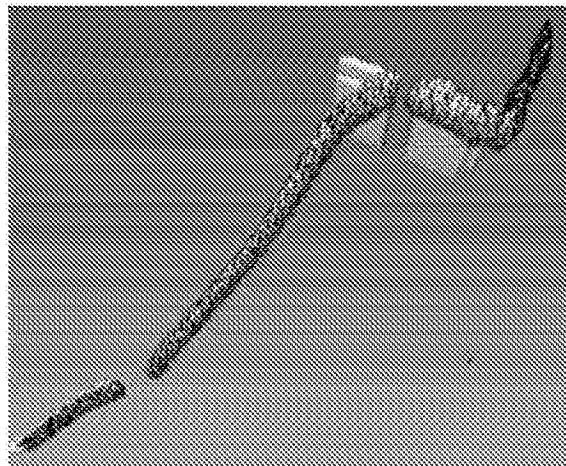


图22B

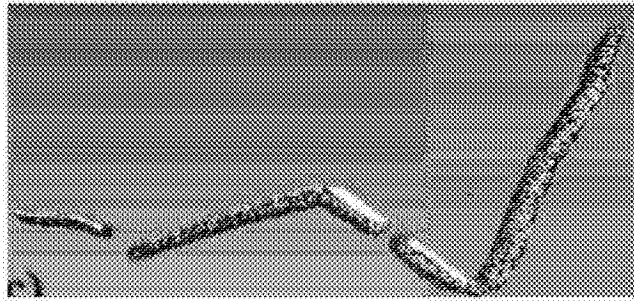


图22C

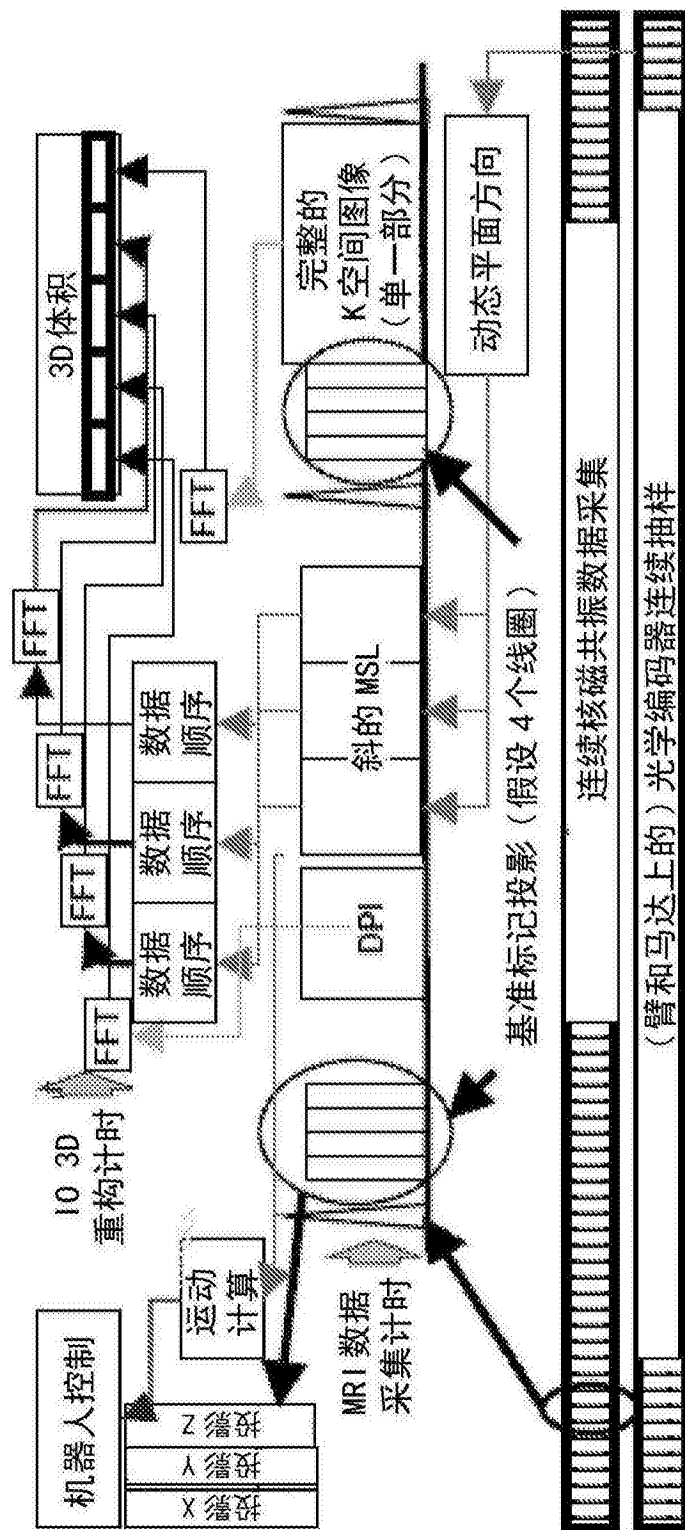


图23

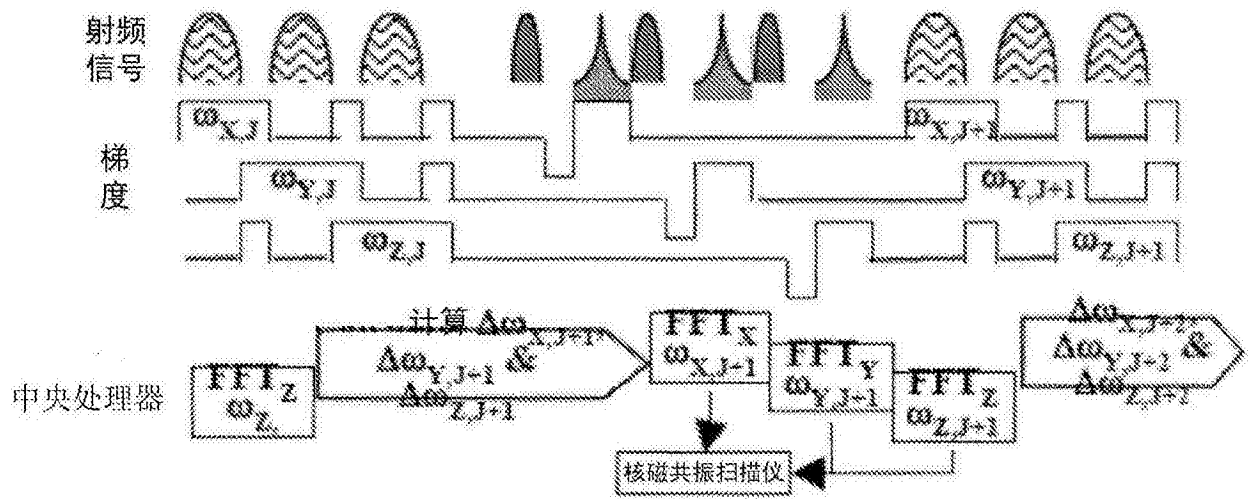


图24A

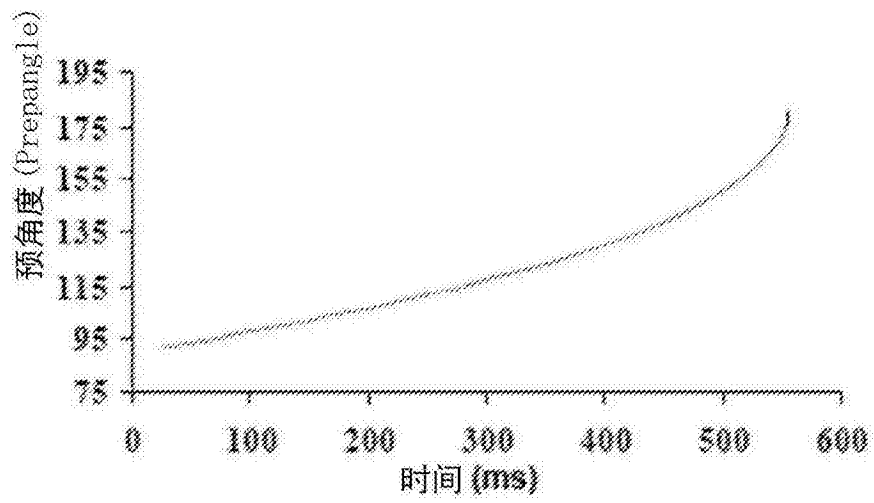


图24B

