



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103179916 B

(45)授权公告日 2017.06.27

(21)申请号 201180051306.4

(22)申请日 2011.10.24

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103179916 A

(43)申请公布日 2013.06.26

(30)优先权数据
61/407,034 2010.10.27 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2013.04.24

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2011/054728 2011.10.24

(87)PCT国际申请的公布数据
W02012/056386 EN 2012.05.03

(73)专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 R·陈 J·王 A·E·德雅尔丹
L·F·古铁雷斯 M·E·巴利
G·W·T·霍夫特

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.
A61B 34/20(2016.01)

(56)对比文件
CN 1406117 A,2003.03.26,
CN 1406117 A,2003.03.26,
US 2009088629 A1,2009.04.02,
US 2009046906 A1,2009.02.19,
US 2005054913 A1,2005.03.10,

审查员 陈萌梦

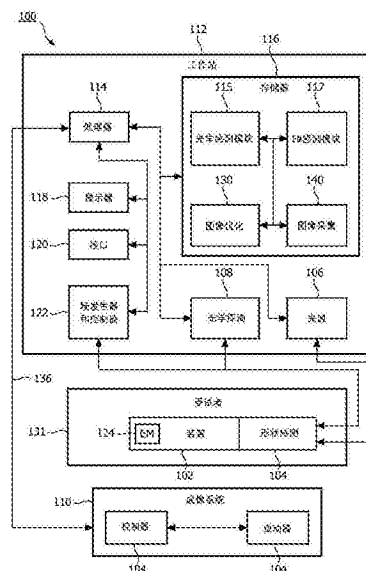
权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54)发明名称

基于医疗器械的实时形状感测的自适应成像和帧率优化

(57)摘要

一种用于自适应成像的系统和方法,包括形状感测系统(115、117),其耦合到介入装置(102)以测量受试者体内所述介入装置的空间特性。图像模块(130)被配置成接收所述空间特性并根据所述空间特性生成一个或多个控制信号。成像装置(110)被配置成根据控制信号对受试者成像。



1. 一种医学成像系统,包括:

形状感测或定位系统(115、117),其被耦合到介入装置(102)以测量受试者体内所述介入装置的空间特性,所述空间特性包括所述介入装置的形状、位置和取向;

图像模块(130),其被配置成接收所述空间特性并根据所述空间特性生成一个或多个控制信号;以及

至少一个成像装置(110),其被配置成根据所述一个或多个控制信号对所述受试者成像。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述至少一个成像装置(110)包括X射线曝光装置,并且所述一个或多个控制信号控制所述受试者的位置、X射线源的位置和曝光时间中的至少一个。

3. 根据权利要求1所述的系统,还包括耦合到所述图像模块(130)的图像采集模块(140),其基于如下中的至少一项来确定要何时采集图像:所述介入装置的移动、所述介入装置的移动超过阈值量以及所述介入装置的运动类型。

4. 根据权利要求1所述的系统,还包括由图像采集模块(140)根据所述空间特性生成的标记图像(404),以在显示器中指示所述介入装置的更新的位置。

5. 根据权利要求1所述的系统,还包括由图像采集模块(140)根据所述空间特性生成的所述介入装置的模型图像,以在显示器中指示所述介入装置的更新的位置。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述形状感测或定位系统(104)包括基于光纤的形状感测系统和电磁感测系统中的至少一个。

7. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述至少一个成像装置(110)由在存储器中存储的扫描规程引导,并且所述扫描规程根据所述空间特性来加以修改。

8. 根据权利要求1所述的系统,还包括图像采集模块(140),其基于所述空间特性控制所述至少一个成像装置的辐射曝光帧率。

9. 一种医学成像工作站,包括:

处理器(114);以及

耦合到所述处理器的存储器(116),所述存储器存储形状感测模块(115、117)和图像模块(140),

所述形状感测模块被配置成确定介入装置(102)的空间特性,所述空间特性包括所述介入装置的形状、位置和取向,并且

所述图像模块被配置成根据所述空间特性调节成像装置(110)以提供对于给定医学流程有用的图像收集设置。

10. 根据权利要求9所述的工作站,其中,所述成像装置(110)包括X射线曝光装置,并且通过选择受试者的位置、X射线源的位置和曝光时间中的至少一个来提供改善的图像。

11. 根据权利要求9所述的工作站,还包括图像采集模块(130),其被配置成基于如下中的至少一项来确定要何时采集图像:所述介入装置的移动、所述介入装置的移动超过阈值量以及所述介入装置的运动类型。

12. 根据权利要求9所述的工作站,还包括被配置成显示图像的显示器(118);以及由图像采集模块(140)根据所述空间特性生成的标记图像(404),以在所述显示器中指示所述介入装置的更新的位置。

13. 根据权利要求9所述的工作站,还包括被配置成显示图像的显示器(118);以及由图像采集模块(140)根据所述空间特性生成的所述介入装置的模型图像,以在所述显示器中指示所述介入装置的更新的位置。

14. 根据权利要求9所述的工作站,其中,所述形状感测系统(115、117)包括基于光纤的形状感测系统和电磁感测系统中的至少一个。

15. 根据权利要求9所述的工作站,其中,所述成像装置(110)由在所述存储器中存储的扫描规程引导,并且所述扫描规程根据所述空间特性来加以修改。

16. 根据权利要求9所述的工作站,还包括图像采集模块(140),其被配置成基于所述空间特性控制所述成像装置的辐射曝光帧率。

基于医疗器械的实时形状感测的自适应成像和帧率优化

技术领域

[0001] 本公开涉及医学成像,更具体而言,涉及用于成像特性,例如成像视图、采集系统速率等的优化或调整的诊断或介入控制系统。

背景技术

[0002] 有各种各样的医学流程涉及到在X射线引导下向人体内插入装置。这些流程包括引导导管以执行血管流程,诸如支架放置;以及引导针以执行组织活检和消融。X射线荧光透视在相对于装置目标位置的已知位置处识别解剖学界标时相当重要。利用X射线荧光透视,医师能够快速相继地采集单幅图像或多幅图像(例如,作为视频)。

[0003] 对于快速相继的多幅图像,存在着医师和患者暴露于远大于实际执行流程所需量的X射线的风险。这可能是因为在如下时候执行的图像采集:a)在相对于图像分辨率的显著距离上未移动装置;和/或b)主要在垂直于成像平面的方向上移动装置,因此在投影图像之内几乎未发生装置的明显移动。

[0004] 在两种情况下,使用多幅X射线图像都可能不会提供任何有用的临床信息,而是将患者和医师暴露于更高的X射线剂量。进行单次流程的患者可能不会有X射线有害效应的高风险,但对于每天执行很多流程的医师而言,减少剂量就极为重要,这是很多医师高度关注的问题。减少X射线曝光对于诸如影像荧光透视的医疗器械而言特别重要,其中,相对于低剂量的荧光透视使用了更高剂量。

[0005] 在X射线荧光透视指导下执行的介入流程期间,可能采集比执行流程实际所需显著更多的图像。这会导致有害X射线暴露于医师和患者的量不必要地增大。另外,在介入流程期间,通常由临床工作人员人工更新成像特性,例如,以试图优化X射线扫描架形成角度、探测器高度、工作台位置等,以实现介入场和感兴趣解剖结构的最优观察。对于基于磁共振(MR)的流程,与临床团队一起工作的MR技术人员指示扫描计划。这些人工调节常常导致逊于最优的临床工作流程,并且能够导致逊于最优的图像质量。

发明内容

[0006] 根据当前的原理,用于自适应成像的系统和方法包括耦合到介入装置的形状感测或定位系统,以测量受试者体内介入装置或其他感兴趣目标的空间特性。图像采集模块被配置成接收空间特性并根据空间特性生成一个或多个控制信号。成像装置被配置成根据控制信号对受试者成像。

[0007] 工作站包括处理器和耦合到所述处理器的存储器。存储器存储形状感测模块和图像模块。形状感测模块被配置成确定介入装置的空间特性。图像模块被配置成根据空间特性调节成像装置以提供对于给定医学流程有用的图像收集设置。

[0008] 根据这些原理,一种方法包括对介入装置进行形状感测,以测量受试者体内所述介入装置的空间特性;根据所述空间特性生成一个或多个控制信号;以及根据所述控制信号调节成像装置以对受试者成像。

附图说明

[0009] 从其例示性实施例的如下详细描述,本公开的这些和其他目的、特征和优点将变得显而易见,要结合附图阅读其描述。

[0010] 将参考如下附图在优选实施例的如下描述中给出本公开,在附图中:

[0011] 图1是示出了根据一个例示性实施例用于自适应成像的系统的方框/流程图;

[0012] 图2是示出了根据一个例示性实施例,修改规定扫描形式的用于自适应成像的磁共振系统的图示;

[0013] 图3是示出了根据一个例示性实施例,用于确定是否采集新图像的图像采集模块的方框/流程图;

[0014] 图4是示出了根据一个例示性实施例,具有生成的标记的图像以替换对采集新图像的需要方框/流程图;

[0015] 图5是示出了根据本发明的例示性实施例,用于自适应成像的步骤的流程图。

具体实施方式

[0016] 这些原理提供了用于从例如用光纤形状感测或利用电磁位置和取向测量系统或其他类似定位平台在活体内跟踪的医学装置或其他目标导出的实时形状信息的系统和方法。可以使用形状信息动态地调节成像系统,例如X射线(荧光透视)系统的帧率或其他成像特性或功能。调整帧率,例如以使医师和患者的X射线暴露最小化,同时提供装置的精确可视化,例如,基于从被跟踪目标导出的定位信息通过扫描架的自动定位在最小限度按透视缩小的视图中。可以调整帧率以在磁共振(MR)图像采集和重建时在时间与空间分辨率之间权衡。如果由于采集了先前的荧光透视图像,仅在小距离上移动装置,可能不需要采集新的荧光透视图像,但可以在先前的荧光透视图像上叠加表示装置新形状和/或位置的标记。

[0017] 从器械测量的运动数据可以表示介入工作区之内的主要改变,并且可以将其与在先的成像帧数据一起使用以利用正确表达的器械特征计算新图像。可以采用计算断层摄影(CT)系统而非荧光透视系统来跟踪器械。在利用磁共振成像(MRI)的实施例中,可以将独立采集的关于器械移动的信息反馈到MRI脉冲序列采集以自动调整序列,以提高在器械运动几乎没有改变(反之亦然)的时段期间的扫描信噪比(SNR)或空间分辨率。对于超声而言,能够自动操作或配置探头以优化所采集的局部目标的超声图像的质量。类似地,核医学成像方法可以使用来自目标的定位信息以优化探测器的定位,实现最大的SNR。可以将用于优化的信息耦合回自动化反馈控制环路中,或者能够在用户界面中可视地显示,以进行人工系统配置。

[0018] 采用在活体内跟踪的医疗器械的实时形状信息(例如,来自光纤形状感测或电磁位置和取向感测)动态地调整成像系统特性以确保期望视场之内的最优可视化、装置游历和介入规划。这些原理简化了成像并改善了用于多个成像器械的数据采集。例如,在一个实施例中,在介入X射线系统中,被跟踪的介入装置,例如被插入到脉管系统中的冠状动脉引导线,提供关于尖端段的实况形状/位置/取向数据,从而允许自动化工作台调节(摇摄/高度)或C臂扫描架成角,以将该段保持为在X射线视场之内被最优可视化。在一种情况下,这些调节自动确保在执行冠状动脉介入时将冠状血管和引导线维持在最小透视缩小视图中。

实现了成像系统特性和流水线临床工作流程的自动化规定,同时优化了所采集图像的质量。

[0019] 图中描绘的元件能够以硬件的各种组合实施并提供能够在单个元件或多个元件中组合的功能。应当理解,将结合医疗器械来描述本发明;然而,本发明的教导要宽得多,适用于在跟踪或分析复杂生物学或机械系统时采用的任何器械。具体而言,本原理适用于生物系统的内部跟踪流程、身体中所有区域,例如肺、胃肠道、排泄器官、血管等中的流程。图中描绘的元件可以实现于硬件和软件的各种组合中并提供可以在单个元件或多个元件中组合的功能。

[0020] 可以利用专用硬件以及能够执行与适当软件相关联的软件的硬件提供图中所示的各种元件的功能。在由处理器提供时,可以由单个专用处理器,由单个共享处理器,或由多个个体处理器,其中一些可能是共享的,来提供功能。此外,明确使用术语“处理器”或“控制器”不应当被解释为排他地指能够执行软件的硬件,可能暗含地包括,但不限于,数字信号处理器(“DSP”)硬件、用于存储软件的只读存储器(“ROM”)、随机存取存储器(“RAM”)、非易失性存储器等。

[0021] 此外,本文提到原理、方面和本发明实施例的所有陈述以及其具体范例都意在涵盖其等价结构和功能。此外,这样的等价物应包括当前已知的等价物以及将来发展的等价物(即,发展的执行相同功能的任何元件,不论结构如何)。于是,例如,本领域的技术人员将认识到,本文给出的方框图代表体现本发明原理的例示性系统部件和/或电路的概念图。类似地,应当认识到,任何流程图等表示各种过程,基本可以在计算机可读存储介质中表示各种过程并由计算机或处理器这样执行,无论是否明确示出了这样的计算机或处理器。

[0022] 此外,本发明的实施例可以采取能够从计算机可用或计算机可读存储介质访问的计算机程序产品的形式,提供程序代码,供计算机或任何指令执行系统使用或结合其使用。出于本说明书的目的,计算机可用或计算机可读存储介质可以是包括、存储、传送、传播或传输程序的任何设备,程序供指令执行系统、设备或装置使用或结合其使用。所述介质可以是电子的、磁性的、光学的、电磁的、红外的或半导体系统(或设备或装置)或传播介质。计算机可读介质的范例包括半导体或固态存储器、磁带、可移除计算机盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、刚性磁盘和光盘。当前光盘的范例包括紧致盘-只读存储器(CD-ROM)、紧致盘-读/写(CD-R/W)和DVD。

[0023] 随着用于介入环境之内医疗器械集成定位的鲁棒且实时的机制的出现,例如,利用光纤形状感测或下一代电磁跟踪系统,提供关于装置相对于处理器的形状和/或位置的信息以自动优化在介入期间采集荧光透视图像的速率。能够利用可在用于本地形状估计的长度上集成的应力的基于光纤的感测进行器械跟踪。至少出于如下理由,将描述根据这些原理的基于光纤的几何结构测量。基于光纤的测量不受电磁干扰的影响,不需要电磁发射。相关的传感器是无源的,因此本质上是安全的。传感器阵列中存在复用传感器的能力。提供了多参数感测(应变、温度、压力等)和分布式感测的可能性。传感器具有高灵敏度(例如,在光学探寻中使用时代达纳米应变)。光纤轻而小,对于微创应用非常理想,对信号幅度的变化不敏感(例如,在利用波长检测采用光纤布拉格传感器时)。

[0024] 基于光纤的形状感测技术沿着光纤长度以高的空间时间分辨率提供高精度和高精密定位。给定光纤的重量轻的细长形状因子及其紧凑的截面覆盖区,这种光纤技术在

这些原理的医疗器械之内配合很好,但也可以采用其他技术。例如,也可以利用电磁跟踪(EM)系统进行跟踪,这在介入环境中混淆导电结构时是鲁棒的。

[0025] 在一个实施例中,通过实时跟踪介入装置的移动并仅在成像平面中装置有显著移动时采集图像,实现对采集图像速率的控制。仅通过成像不能够充分解决这一自动帧率调节的问题。如果使用图像处理跟踪装置的运动特性,可以减小帧率以匹配缓慢移动的器械。然而,在较低的采样速率下,在装置开始更快速移动时可能发生时域的伪信号生成,导致滞后和装置的表示不当,直到再次提高采集帧率。

[0026] 通过基于光纤的感测或下一代EM测量进行独立运动跟踪可以解决这些问题。

[0027] 精确监测介入流程需要图像采集扫描平面和成角的最优定位。随着用于介入环境之内医疗器械集成定位的鲁棒且实时的机制的出现,诸如利用光纤形状感测或下一代电磁跟踪系统,在反馈控制环路中将测量的跟踪数据与图像采集系统耦合以允许成像系统特性的自动化操作,以优化介入期间的扫描。能够利用可在用于本地形状估计的长度上集成的应力的基于光纤的感测进行下一代器械跟踪。可以将器械形状和定位数据实况流传输到成像系统控制台,以实现扫描特性的自动化和/或优化。

[0028] 现在参考附图,其中类似数字表示相同或类似元件,一开始参考图1,例示性示出了对介入器械反馈做出响应的自适应成像系统100。系统100包括在受试者131体内在介入流程期间使用的被跟踪医学装置或器械102。器械102可以包括导管、导线、针或其他介入装置。器械102可以包括形状感测或定位系统104。形状感测系统104跟踪器械的形状、位置和/或取向测量。形状感测系统104可以包括光纤形状感测系统(例如,利用光纤布拉格光栅或瑞利散射器)、EM跟踪系统或另一种跟踪系统。

[0029] 如果采用光纤系统作为形状感测系统104,采用光源106进行形状感测光纤的照明。采用光学询问单元108探测从所有光纤返回的光。这允许确定应变或其他参数,将其用于解释介入装置102的形状、取向等。将采用光信号作为反馈以对诸如成像系统110的其他系统进行调节。

[0030] 系统100可以包括工作站或控制台112,其提供多个工具和功能,用于执行根据这些原理的流程。工作站或控制台112可以提供手术工具、控制器、电源、接口等。在特别有用的实施例中,工作站112包括处理器114、存储器116、显示器118和用户接口120。处理器114实现实时光学感测模块115,用于感测纤维束的光纤形状、位置、取向。

[0031] 在备选实施例中,形状感测系统104采用电磁(EM)跟踪。在这一实施例中,采用电磁(EM)场发生器和控制单元122。在多个位置将(一个或多个)EM线圈124嵌入在被跟踪的医疗器械102之内。应当理解,可以独立或者共同地采用EM跟踪和光纤形状感测。也可以采用其他形状感测装置和系统。处理器114实现实时EM跟踪和感测模块117,用于感测介入器械102的光纤形状、位置、取向。处理器114和模块115和/或117利用光学和/或EM跟踪信号(例如,EM场失真补偿)感测器械的形状、位置和取向。也可以采用具有被跟踪元件的备选跟踪系统,其基于其他物理原理,例如声学、红外线、成像和图像处理,可以将其并入到医疗器械中并在活体内使用。

[0032] 采用成像系统110监测流程、指导介入等。成像系统110可以包括荧光透视系统、磁共振系统、计算机断层摄影系统等。成像优化程序或模块130存储于存储器116中或可以存储于成像系统110中。成像优化程序130实施实时方法以基于实时器械位置、取向和形状信

息导出最优的成像系统特性。

[0033] 一个或若干可编程反应器/致动器134对通过成像优化程序130确定的从处理器114发送的信号做出响应。致动器134基于实时器械位置、取向和形状信息以及反馈修改成像系统性质或成像系统特性。

[0034] 数据连接136耦合到处理器114并向成像系统控制单元138输送控制信号。基于器械形状感测系统104的解释生成控制信号。由模块115和/或117解释形状感测系统104输出的信号,将结果应用于成像优化程序130,其优化成像系统110的特性。调节控制单元138和致动器134以改变成像装置配置,优化图像的收集。例如,致动器134可以调节扫描架成角,MR扫描规程、曝光时间、帧率等。形状感测系统104向处理器114提供从这种数据导出的实时形状、定位数据或信息(例如,垂直于光纤长轴的扫描平面),以自动控制成像系统几何结构或其他成像系统性质。这可以包括X射线源曝光、帧率、图像图标或显示、视频工具或其他成像系统特性。

[0035] 在一个实施例中,可以通过耦合X射线系统特性,例如工作台位置、扫描架成角等与形状感测或跟踪系统104来简化X射线引导的介入。采用从跟踪系统104导出的信息实现被跟踪医疗器械的最优可视化,例如由X射线探测器在“跟随我”模式下动态跟踪感兴趣解剖结构之内被跟踪的冠状动脉引导线或静脉内超声(IVUS),该模式允许在任何给定时刻利用最小透视缩小对冠状动脉进行可视化。

[0036] 参考图2并继续参考图1,例示性示出了MR实施例。假定电流生成电磁跟踪系统在MR扫描器202中存在MR磁体时不能够精确工作,在这种情况下,将利用光纤感测(104)进行跟踪。外部跟踪有吸引力,因为基于MR的跟踪需要额外交织表示额外采集和处理开销的定位脉冲序列。这样减小了可用于介入引导的帧率。

[0037] 自动向工作站112反馈从被操控器械102获得的被跟踪数据,工作站基于介入器械102的形状计算新的扫描规程210。扫描规程210将成像操作集中于患者230的特定部分或感兴趣区域。可能的扫描规程可以包括沿器械102(例如,冠状动脉导管或引导线)长轴的自动化非线性扫描,可能用于体积冠状动脉成像或自动化“实况”采集动态跟随器械尖端参考帧的介入成像平面。在其他实施例中,扫描规程基于来自形状感测系统104的反馈可以涉及用于感兴趣特定点的额外分辨率或视角。例如,装置102包括具有尖端,提供参考帧的导管。确定自动化扫描规程,例如,用于利用导管尖端作为参考点进行非直线扫描平面的采集或用于相对于导管尖端位置实况采集介入扫描平面。其他益处包括在对平行于器械102的轴的解剖结构成像时非线性轨迹的自动化扫描规程,允许分体积效应的最小化(例如,在结合被跟踪冠状动脉引导线使用时,利用MRI进行血管壁成像)。

[0038] 再次参考图1,在同一次流程中跟踪多个器械的情况下,成像优化程序130导出对于a)被跟踪器械(102)之一的可视化或b)被跟踪器械的两个或更多的可视化而言最优的X射线成像特性。在情况a)下优化使用的度量不同于情况b)中使用的那些。例如,在情况b)中,量度可以包括用于对两个或更多个被跟踪器械位置之间关系进行可视化的优化。

[0039] 形状确定模块115和/或117的输出可以包括与(一个或多个)被跟踪器械102的形状参数相关联的误差估计。在这种情况下,可以使成像特性的变化率取决于那些误差的大小。例如,如果器械形状迅速改变且形状测量中涉及到的误差,成像系统110将不会做出响应(或者仅非常慢地响应),直到误差大小显著减小。

[0040] 在同时使用多个成像系统110进行多模引导(例如,X射线、超声(US)、CT、MR等的组合)的情况下,成像优化程序130导出对于利用成像系统110之一或利用两个或更多个成像系统110进行可视化而言最优的成像特性。用于优化一个系统的量度可能与用于优化多个成像系统的那些不同。

[0041] 这些实施例涉及需要为了介入监测而调节扫描参数或系统属性的所有成像设备。同样地,在图像引导下执行的可使用来自器械的跟踪数据的任何临床流程能够进一步增强成像性能或临床工作流程。

[0042] 模块115和/或117感测被跟踪器械102的形状、位置和取向。模块115和/或117实施实时算法,用于器械形状、位置和取向的测量。包括图像采集程序或模块140以基于介入装置102的移动、位置、取向等来优化采集X射线图像的速率。模块140可以是模块130的部分或可以是独立的模块(如图1中所示)。在形状感测系统104与图像采集模块140之间提供数据,从而可以实时向图像采集模块140提供关于装置102的形状和位置的信息以优化采集X射线图像的速率。图像采集模块140生成通过数据连接136向图像系统110的控制单元138发送的信号。根据来自介入装置102的位置、运动和使用的反馈来控制图像采集速率。

[0043] 参考图3并继续参考图1,方框图示了根据一个例示性实施例的图像采集模块140的方框/流程图。介入装置102向模块115和/或117提供形状感测信号,其导出关于介入装置102的形状和/或位置的信息。在方框302中,图像采集模块140确定是否需要采集另一荧光透视图像(或其他图像)。在方框307中,基于不同的标准确定在方框305中是否应当采集新的图像。在一个实施例中,该确定包括在方框304中介入装置的任何移动。如果装置移动,那么采集新的图像。独立于成像系统110提供的图像信息提供关于介入装置102的形状和/或位置的实时信息。在这一实施例中,由图像采集模块140做出二元判定。如果装置显著移动,由于采集了先前的荧光透视图像,所以采集新的荧光透视图像。否则,不采集荧光透视图像。

[0044] 在另一实施例中,在方框306中对介入装置102移动多少做出额外确定。如果这种移动超过阈值,那么采集新的图像。否则,不采集新的图像。在又一实施例中,在方框310中确定移动的类型。如果由介入装置102实现移动的类型,例如,复合弯曲、累积位移、旋转、弯折等,那么采集新的图像。否则,不采集新的图像。在又一实施例中,可以在方框308中基于介入装置的状态、使用或功能来改变图像采集或采集速率。例如,如果介入装置是消融装置,可以在开始消融时改变采集速率。

[0045] 在一个范例中,如果装置102仅移动小距离,由于采集了先前的荧光透视图像(“小距离”的分辨率基于医师的偏爱定义),所以不采集新的荧光透视图像(方框307),但在方框312中在先前荧光透视图像上叠加表示装置102新形状和/或位置的标记。

[0046] 参考图4,图示了利用表示装置102的新形状和/或位置的标记404生成的显示402的范例。利用圆(标记404)覆盖荧光透视采集的柔性装置(例如,导管)102的图像,所述圆表示从形状感测系统104获得的装置尖端位置的更新。虚线圆406表示装置尖端最新的位置。提供圆(404)作为对显示402的更新,无需采集新的荧光透视图像。圆的直径可以表示位置的不确定性(例如,误差)。在本范例显示402中,仅示出了尖端位置,但可以提供其他显示,表示从形状感测系统104获得的额外信息(例如,装置的形状)。

[0047] 再次参考图3,在方框314中,另一实施例采用基于采集的先前帧的对图像帧的计

算处理/建模,以及来自基于光纤的形状感测或下一代EM跟踪的测量的医疗器械形状变形。从器械102测量的运动数据表示介入工作区之内的主要改变,可以与在先的成像帧数据一起使用以利用正确表示的器械特征计算新图像。可以使用这种方法从低帧率(低剂量)X射线(或CT)采集实现高帧率内插或外插。累进地移动图像中介入装置的模型以消除对更多图像采集的需要。这能够降低辐射曝光。

[0048] 在另一实施例中,采用CT系统(或其他系统)替代荧光透视系统用于器械跟踪。对于CT系统,X射线曝光一般远大于荧光透视系统,因此使X射线曝光最小化的问题可能更重要。

[0049] 在又一实施例中,MR对SNR、空间分辨率和时间分辨率进行权衡。利用基于快速光纤形状感测的被跟踪器械102,可以获得关于介入期间图像特征变化的时域信息,无需MR跟踪脉冲序列的开销。能够将独立采集的关于器械移动的信息反馈到MRI脉冲序列采集以自动调整序列,从而提高在器械运动几乎没有改变的时段期间的扫描SNR或空间分辨率(反之亦然)。这可能导致特定条件下(例如,装置移动低或没有移动)更少的成像时间和/或改进的分辨率。

[0050] 在图像采集模块140确定是否采集新图像之后,在方框320中生成适当的控制信号并输出到成像装置(110)。控制成像装置以相应地采集或不采集新图像。

[0051] 参考图5,示出了方框/流程图,示出了根据这些原理用于自适应成像的系统/方法。在方框502中,进行介入装置的形状感测以测量受试者体内介入装置的空间特性。形状感测可以包括基于光纤的感测、电磁感测、另一种形状感测方法或这些的组合。在方框504中,根据空间特性生成一个或多个控制信号。利用形状感测提供的空间特性生成控制信号。

[0052] 在一个实施例中,在方框506中,生成控制信号以基于如下中的至少一项来采集图像:介入装置的移动、介入装置的移动超过阈值量以及介入装置的运动的类型。在方框508中,可以根据空间特性生成标记图像以在显示中指示介入装置的更新的位置。在方框510中,可以根据空间特性生成介入装置的模型图像以在显示中指示介入装置的更新的位置。方框508和510消除或减小了图像采集速率,因为在数字图像中人为执行介入装置移动的更新。

[0053] 在方框512中,调节成像装置以根据控制信号对受试者成像。通过这种方式,采用介入装置的形状、位置、取向、状态等以确定成像装置设置、配置、曝光时间/速率、脉冲频率等。例如,成像装置可以包括X射线曝光装置(荧光透视装置、计算断层摄影装置等)。可以通过在方框514中修改受试者的位置、X射线源的位置、曝光时间等调节成像装置。在方框516中,可以根据扫描规程引导成像装置,从而根据空间特性修改扫描规程。对于MR扫描而言这尤其有用。在方框520中,可以基于空间特性利用控制信号控制成像装置的辐射曝光帧率,从而调节成像装置。在方框522中,根据这些原理根据需要利用自适应反馈成像执行操作流程。

[0054] 在解释所附的权利要求时,应当理解:

[0055] a) “包括”一词不排除有给定权利要求中列出的那些之外的其他元件或动作;

[0056] b) 元件前的“一”或“一个”一词不排除存在多个这样的元件;

[0057] c) 权利要求中的任何附图标记都不限制其范围;

[0058] d) 可以由同一项目或硬件或软件实现的结构或功能代表几个“模块”;并且

[0059] e)除非具体指出,并不要求动作有具体的顺序。

[0060] 已经描述了用于基于医疗器械的实时形状感测进行自适应成像和帧率优化的系统和方法的优选实施例(意在是例示性的而非限制性的),要指出的是,本领域的技术人员根据以上教导能够做出修改和变化。因此要理解,可以在所披露的公开的特定实施例中做出改变,这些改变在所附权利要求勾勒出的所公开实施例的范围之内。这样描述完专利法要求的细节和特性之后,在权利要求书中阐述专利证书主张并希望保护的范围。

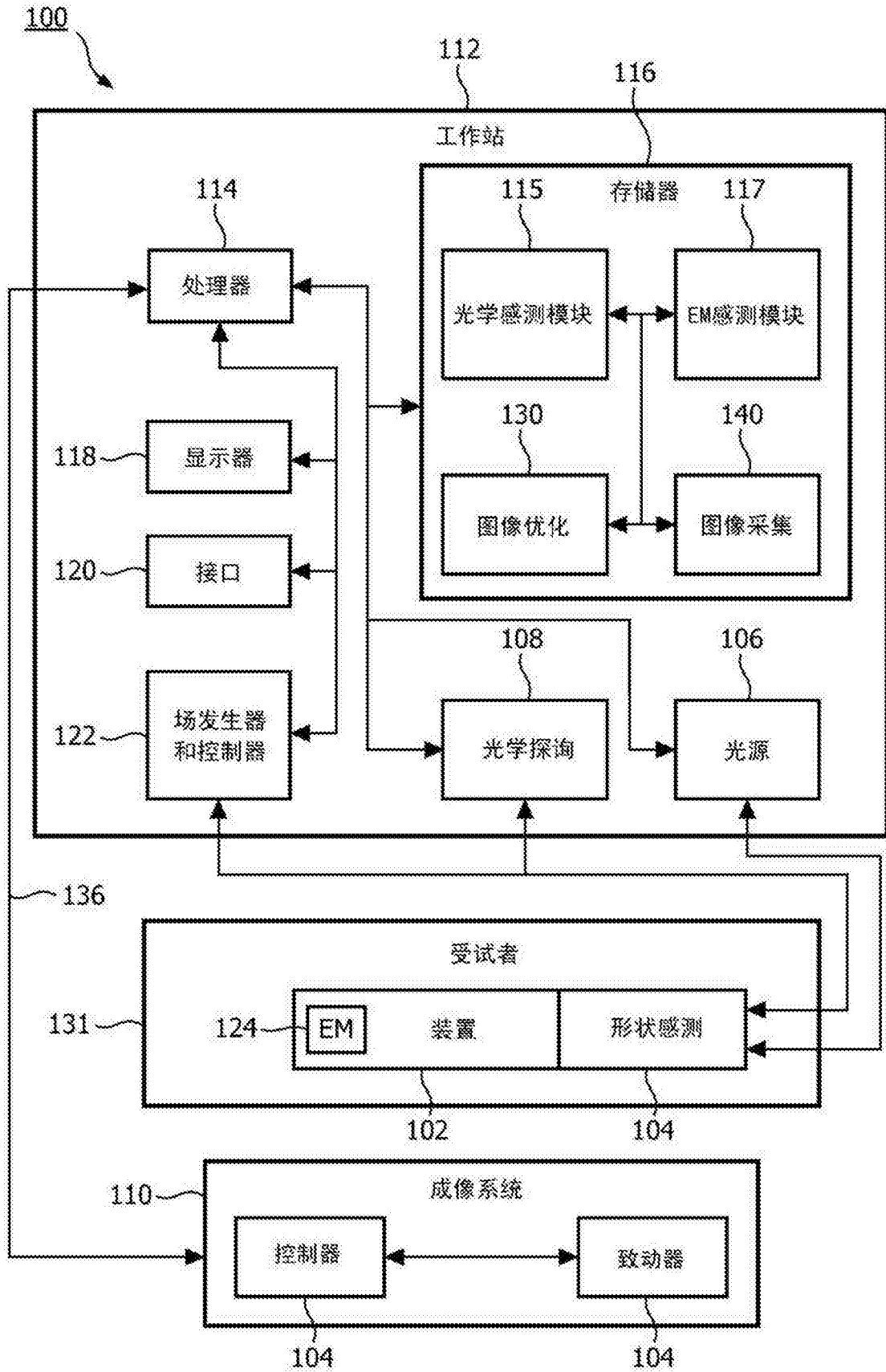


图1

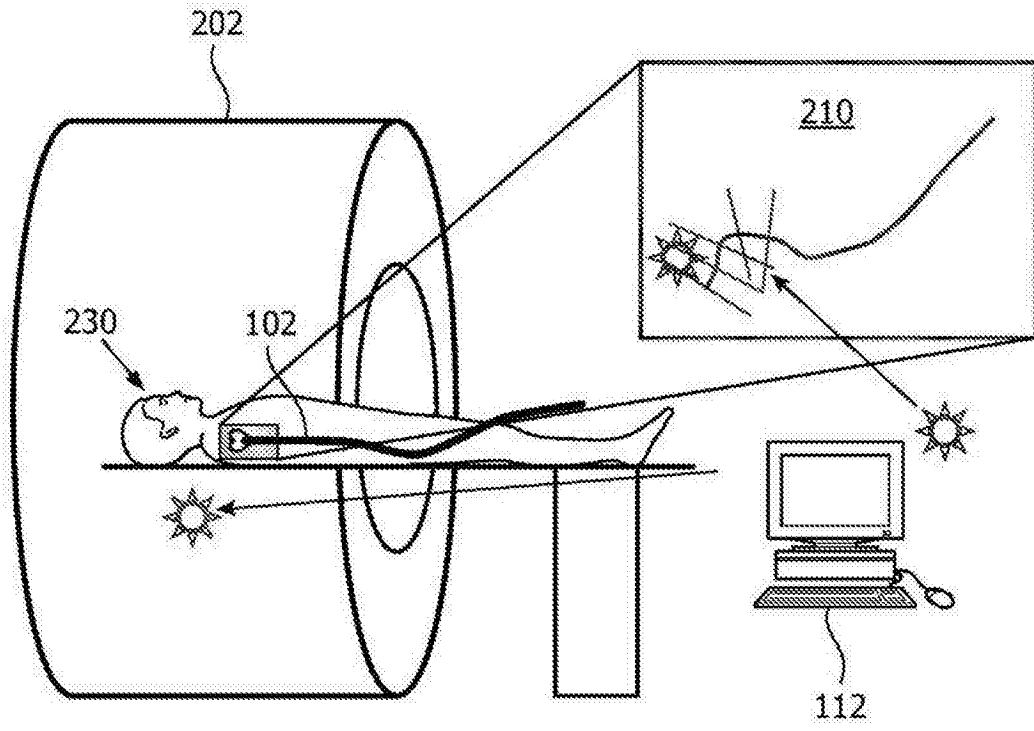


图2

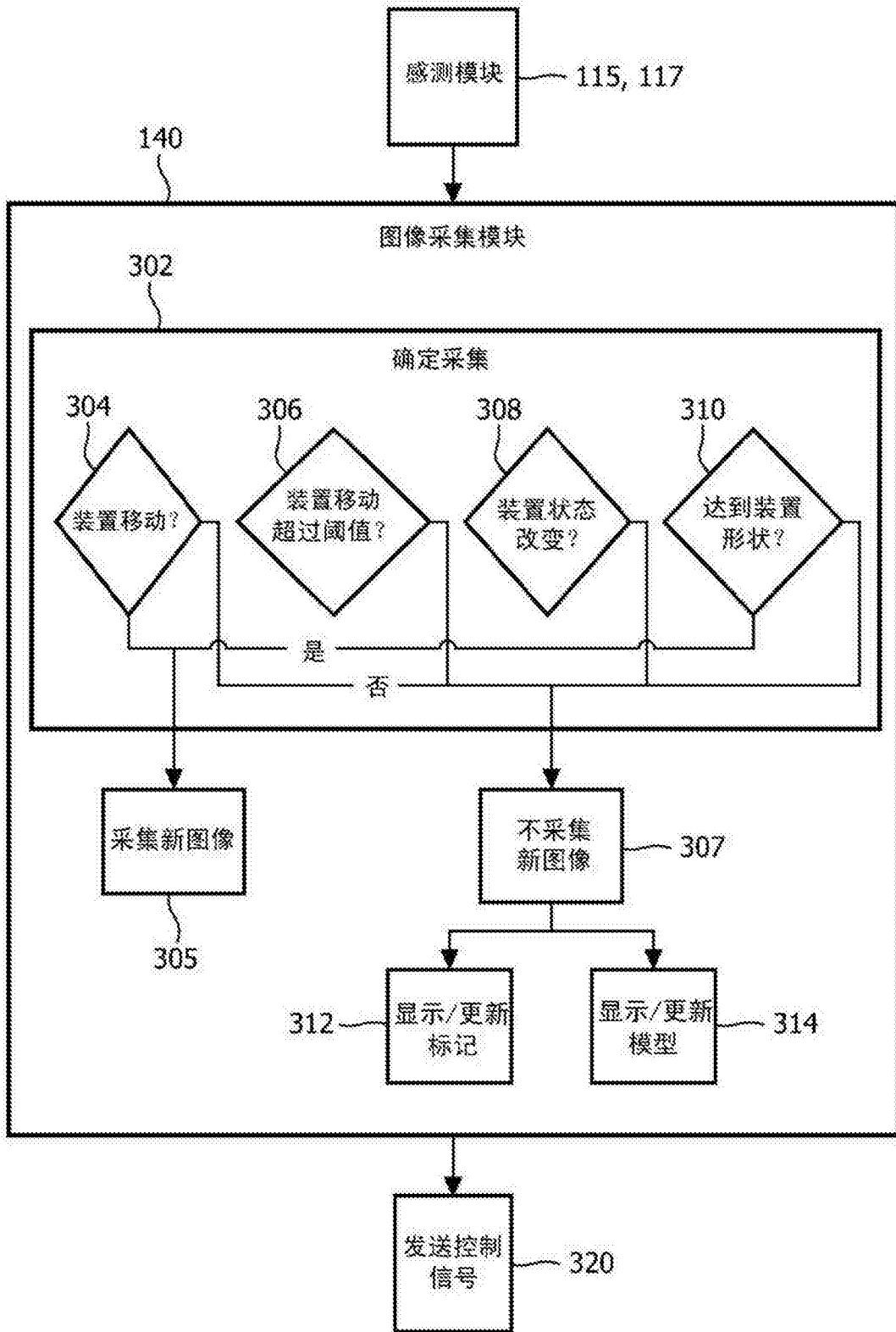


图3

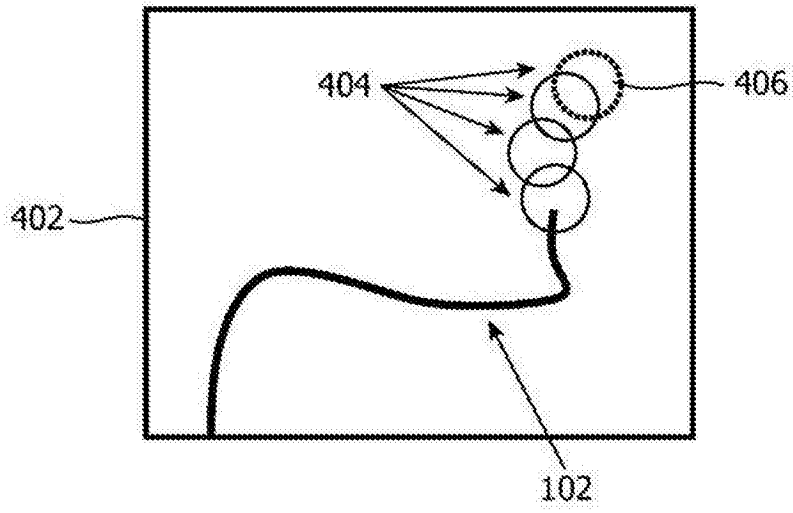


图4

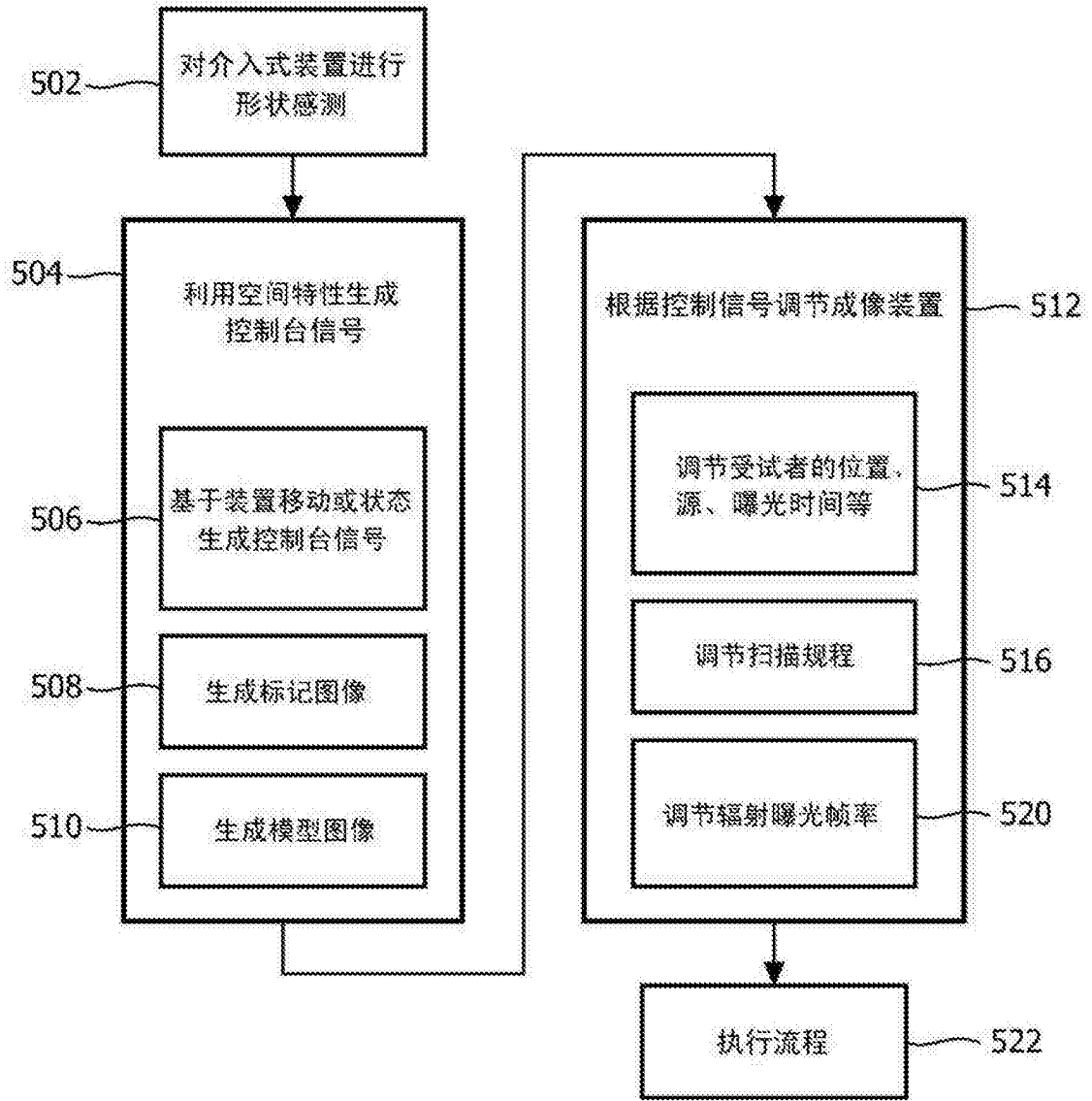


图5