

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103415255 A

(43) 申请公布日 2013. 11. 27

(21) 申请号 201280009800. 9

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 02. 13

A61B 6/12(2006. 01)

A61B 19/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

61/446, 105 2011. 02. 24 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 08. 21

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2012/050623 2012. 02. 13

(87) PCT申请的公布数据

W02012/114224 EN 2012. 08. 30

(71) 申请人 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 M·E·巴利 A·E·德雅尔丹 R·陈

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

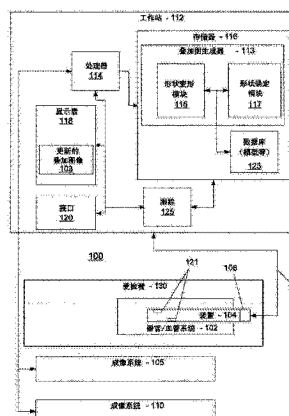
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

利用血管内装置形状对血管图像进行非刚性体变形

(57) 摘要

一种医学方法和系统包括被配置成生成介入流程的图像的医学成像系统(105)。叠加图生成器(113)被配置成在所述介入流程的图像上生成叠加图像。介入式装置跟踪系统(108、125)被配置成在所述流程期间动态地跟踪介入式装置的三维位置、取向和形状,其中,响应于流程期间由介入式装置对感兴趣器官造成的变形,动态地更新所述叠加图像。



1. 一种医学系统,包括:

医学成像系统(105),其被配置成生成介入流程的图像;

叠加图生成器(113),其被配置成在所述介入流程的图像上生成叠加图像;以及

介入式装置跟踪系统(108、125),其被配置成在所述流程期间动态地跟踪介入式装置(104)的三维(3D)位置、取向和形状;

其中,响应于在所述流程期间由所述介入式装置对感兴趣器官造成的变形,动态地更新所述叠加图像。

2. 根据权利要求1所述的医学系统,其中,所述叠加图生成器(113)包括形状变形模块(115),其被配置成解释来自所述介入式装置的反馈信号并确定受所述介入式装置影响的所述器官的新形状。

3. 根据权利要求1所述的医学系统,其中,所述叠加图生成器(113)包括形状确定模块(117),其用于确定在图像空间中所述介入式装置的位置、取向和形状。

4. 根据权利要求1所述的医学系统,其中,所述介入式装置(104)包括压力传感器、应变传感器、切变传感器或邻近/接触传感器中的至少一种,并且传感器测量结果被用于确定所述器官的变形响应。

5. 根据权利要求1所述的医学系统,还包括数据库(123),其被配置成存储所述器官的变形响应的模型,叠加图模块采用所述模型来更新所述器官的所述叠加图像。

6. 根据权利要求5所述的医学系统,其中,所述数据库(123)存储组织响应的本征模和有限元模拟中的至少一个。

7. 根据权利要求1所述的医学系统,其中,所述医学成像系统(105)包括荧光透视检查系统,并且所述介入流程的图像是未利用造影染料而生成的。

8. 根据权利要求1所述的医学系统,其中,所述介入式装置跟踪系统(125)包括电磁跟踪、光学感测或荧光透视检查标记物跟踪中的至少一种。

9. 根据权利要求1所述的医学系统,其中,所述叠加图像(103)包括通过计算机断层摄影、磁共振成像、超声成像或核成像中的至少一种拍摄的受检者的三维解剖图像。

10. 一种用于医学流程的方法,包括:

生成(402)介入流程的图像;

在所述介入流程的图像上生成(406)叠加图像;

在所述流程期间跟踪(410)介入式装置的位置、取向和形状;

响应于在所述流程期间由所述介入式装置对感兴趣器官造成的变形,动态地更新(414)所述叠加图像。

11. 根据权利要求10所述的方法,其中,更新(414)所述叠加图像包括解释(416)来自所述介入式装置的反馈信号并确定受所述介入式装置影响的所述器官的新形状。

12. 根据权利要求10所述的方法,其中,所述介入式装置包括压力传感器、应变传感器、切变传感器或邻近/接触传感器中的至少一种,并且传感器测量结果被用于(418)确定所述器官的变形响应。

13. 根据权利要求10所述的方法,还包括存储(420)所述器官的变形响应的模型,所述模型被用于更新所述器官的所述叠加图像。

14. 根据权利要求13所述的方法,其中,通过计算组织响应的本征模来生成所述模型。

15. 根据权利要求 13 所述的方法,其中,根据有限元模拟来生成所述模型。
16. 根据权利要求 10 所述的方法,还包括在所述介入流程期间在所述叠加图像与所述更新的叠加图像之间进行切换(422)。
17. 根据权利要求 10 所述的方法,其中,跟踪(416)包括利用电磁跟踪、光学感测或荧光透视检查标记物跟踪中的至少一种来跟踪所述介入式装置。
18. 根据权利要求 10 所述的方法,其中,所述叠加图像包括通过计算机断层摄影、磁共振成像、超声成像或核成像中的至少一种拍摄的受检者的三维解剖图像。
19. 一种用于医学流程的方法,包括:
 - 生成(202)介入流程的图像;
 - 在所述介入流程的图像上生成(204)叠加图像;
 - 在所述流程期间跟踪(208)介入式装置的位置、取向和形状;
 - 检查(210)所述介入式装置是否保持在所述叠加图像的边界之内;
 - 如果所述介入式装置不完全包括在所述边界中,确定(212)将允许所述介入式装置保持在所述边界之内的器官的变形;以及
 - 根据所述变形动态地更新(214)所述叠加图像。
20. 根据权利要求 19 所述的方法,其中,更新(214)所述叠加图像包括解释来自所述介入式装置的反馈信号并确定受所述介入式装置影响的所述器官的新形状。
21. 根据权利要求 19 所述的方法,其中,所述介入式装置包括传感器,并且所述方法还包括采用(218)传感器测量结果来确定所述器官的变形响应。
22. 根据权利要求 19 所述的方法,还包括存储(302)所述器官的变形响应的模型,所述模型被用于更新所述器官的所述叠加图像。
23. 根据权利要求 22 所述的方法,其中,通过组织响应的计算的本征模(308)或有限元模拟(312)中的至少一个来生成所述模型。
24. 根据权利要求 19 所述的方法,还包括在所述介入流程期间在所述叠加图像与所述更新的叠加图像之间进行切换(220)。

利用血管内装置形状对血管图像进行非刚性体变形

技术领域

[0001] 本公开涉及图像配准,并且更具体而言涉及根据因介入式医学装置引起的内脏器官、腔内解剖结构或血管结构的动态行为进行动态叠加变形。

背景技术

[0002] 独立的荧光透视检查是用于很多介入流程的标准成像模态。X射线的使用的一个显著缺点是缺少对软组织的界定。虽然介入式装置清晰可见,但处置部位(通常是软组织结构)几乎看不见,除非使用某种形式的X射线造影剂对其进行更清楚地界定。此外,这样的造影剂常常对肾脏有毒害,并且需要将其使用最小化。结果,在很多X射线引导的介入流程中,期望在实况荧光透视检查上叠加三维(3D)图像。通过提供连续可视化、静态、形态信息,叠加有助于将介入式装置引导到处置部位。3D叠加必须准确反映与临床相关的真实解剖结构(在数mm之内),这往往是具有挑战性的任务。

[0003] 3D叠加图可以是流程内生成的图像(例如Philips[®] 3D-RA[™]或XperCT[™])或流程前图像(例如磁共振(MR)或计算机断层摄影(CT))。在用做叠加图的时间期间,图像应与患者的解剖结构密切对应。然而,众所周知,硬的器械通过挤压血管壁能够使血管显著变形。

[0004] 由于器械造成真实解剖结构变形,尽管介入式装置处在患者血管内部,但其在荧光透视图像上的轨迹可能部分位于静态3D叠加图的外部。结果,在将介入式装置引导进入或通过狭窄管腔(例如,毛细血管分支)的情况下,流程前图像叠加可能不准确或在临床上没有用处。

[0005] 用于沿介入式装置进行3D定位和感测的多种技术包括如下几种。电磁(EM)定位,其中,能够使用单点EM传感器沿着介入式装置准确定位间隔开的点。通过在那些点之间进行内插,能够确定3D装置形状。基于光纤布拉格光栅(FBG)散射或者瑞利散射的光纤形状感测是另一种能够在三维内确定整个装置形状的方法。基于X射线的3D装置形状确定也可以,使用已知的基于装置的X射线标记物和X射线系统几何结构的组合来估计介入式装置的位置和配置,从而仅用X射线来探询介入式装置的3D形状。给定任何特定成像系统的几何结构,这些标记物在X射线图像上的形状随着它们的3D取向而变化,3D取向继而取决于介入式装置的形状。因此,X射线标记物可用来近似3D装置形状。装置形状的特征也可以利用与荧光透视检查同时进行的其他感测方案,例如利用超声(常规成像或装置之内嵌入的信标的超声飞行时间定位)、光声学、基于阻抗的定位等来确定。

发明内容

[0006] 根据这些原理,一种医学方法和系统包括被配置成生成介入流程的图像的医学成像系统。叠加图生成器被配置成在所述介入流程的图像上生成叠加图。介入式装置跟踪系统被配置成在流程期间跟踪介入式装置的3D位置、取向和形状,其中,响应于在流程期间由介入式装置对感兴趣器官造成的变形,动态地更新所述叠加图。

[0007] 一种用于医学流程的方法包括生成介入流程的图像;在所述介入流程的图像上生

成叠加图；在所述流程期间跟踪所述介入式装置的位置、取向和形状；响应于所述流程期间由介入式装置对感兴趣器官造成的变形，动态地更新所述叠加图。

[0008] 一种用于医学流程的方法包括生成介入流程的图像；在所述介入流程的图像上生成叠加图；在所述流程期间跟踪所述介入式装置的位置、取向和形状；检查所述介入式装置是否保持在所述叠加图的边界之内；如果所述介入式装置不完全包括在所述边界之内，确定将允许所述介入式装置保持在所述边界之内的器官的变形；以及根据所述变形，动态地更新所述叠加图。

附图说明

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

[0010] 将参考以下附图在优选实施例的以下描述中给出本公开，在附图中：

[0011] 图 1 是示出了根据这些原理更新叠加图像的系统 / 方法的框图 / 流程图；

[0012] 图 2 是示出了根据一个例示性实施例利用更新的叠加图像执行流程的方法的流程图；

[0013] 图 3 是示出了根据另一例示性实施例使用模型更新叠加图像的方法的流程图；以及

[0014] 图 4 是示出了根据另一例示性实施例更新叠加图像的方法的流程图。

具体实施方式

[0015] 本公开描述了三维 (3D) 图像叠加系统和方法。这些实施例基于器官之内的介入式装置的 3D 形状，通过对器官 3D 图像的非刚性变形，提高了介入流程的实况荧光透视检查图像上 3D 图像叠加图的精确性。这种技术可以适用在任何 (例如，微创) 介入式血管、管腔或间质流程中，其中，需要高度精确地放置装置和 / 或组织形态 (例如，血管手术中的血管) 受到插入刚性或半刚性装置 (例如，腹腔或胸腔主动脉支架移植、颈动脉支架置入术、子宫肌瘤栓塞 (UFE)，经颈静脉肝内门体分流术 (TIPS)、肝动脉栓塞化疗 (TACE) 流程) 等的显著影响。可以在任何介入式血管流程中采用这些实施例，例如，其中，需要高度精确的装置放置和 / 或血管形态会受到插入相对坚硬的装置的显著影响。

[0016] 还应当理解，将结合医学器械来描述本发明；然而，本发明的教导要宽泛得多，并且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。附图中描绘的元件可以实现为硬件和软件的各种组合并提供可以在单个元件或多个元件中组合的功能。

[0017] 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，能够由单个专用处理器，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) 提供所述功能。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。

[0018] 此外,本文记载原理、方面和本发明的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,这样的等价物应当包括当前已知的等价物以及将来开发的等价物(即,开发的执行相同功能的任何元件,不论结构如何)。于是,例如,本领域技术人员应当认识到,本文给出的框图表示体现本发明的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,任何流程表、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。

[0019] 此外,本发明的实施例能够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能够是可以包括、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。该介质可以是电子的、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。

[0020] 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,例示性地示出了用于保持荧光透视检查图像和叠加图之间的配准的系统100。系统100提高了用于血管介入流程的实况成像(例如,荧光透视检查)系统或平台105上的3D图像叠加图的精确度。在一个实施例中,成像系统105包括荧光透视检查系统,由于根据这些原理动态叠加的原因,可以不使用造影染料来采用所述荧光透视检查系统。

[0021] 系统100包括要插入血管结构中的介入式装置104。介入式装置104可以包括导管、探头、诊断传感器、引导线、治疗递送元件、用于活检或治疗递送的针(例如,生物、消融或栓子材料的注射)、切割装置、成形装置、修复支撑装置、内窥镜、机器人、电极、过滤器装置、气囊装置或任何其他刚性、半刚性或完全柔性的器械。介入式装置104可以通过线缆127或其他连接耦合到工作站或其他控制台112。从工作站或控制台112监督和/或管理流程。工作站112优选包括一个或多个处理器114以及用于存储程序和应用的存储器116。

[0022] 存储器116包括叠加图生成器113。叠加图生成器113可以包括形状变形模块115,其被配置成解释来自装置104的反馈信号并确定在流程期间受装置104影响的器官或102的新形状。形状变形模块115接受描述如何使图像空间变形的一组参数作为输入,并产生血管102的变形3D解剖学图像作为输出。叠加图生成器113还包括或从形状确定模块117接收输入,用于确定(一个或多个)介入式装置104的3D形状和装置104在图像空间中的(一个或多个)位置。模块117还可以测量或跟踪其他参数,诸如装置104上的压力传感器、应变传感器、切变传感器或邻近/接触传感器121,以提供额外的反馈测量。

[0023] 模块115和117一起工作以提供更新的3D叠加图像,其与装置104被移动进入或通过血管时所述装置104的形状和位置一致。在模块115与117之间有数据连接,其允许将(一个或多个)介入式装置104的(一个或多个)3D形状的估计用于确定作为输入向形状变形模块115提供的一组参数。选择参数,使得变形的3D解剖学图像103中的血管结构与介入式装置104的估计的形状一致。

[0024] 数据库123存储在存储器中或可以通过网络被访问,并且包括历史数据、模型和/

或器官的有限元表示以及它们对用于特定流程的特定器械的变形响应。可以由模块 115 和 117 的任一个或两者采用数据库 123 来更新 3D 图像,用于动态叠加。

[0025] 在一个实施例中,可以在装置 104 上安装压力或其他传感器 121,从而能够获取并记录压力或其他测量结果。可以采用其他器械 108,诸如,例如光纤感测(光纤布拉格光栅(FBG)、瑞利散射光纤等)、EM 跟踪或其他确定装置定位 / 配置能力的装置进一步确定装置 104 的位置和形状。由于装置 104 的位置和形状是已知的,所以压力测量等提供了关于与血管 102 交互的装置 104 的附加信息。可以由形状变形模块 115 计算因装置 104 而发生位移的组织的确切。形状变形模块 115 被配置成使用来自装置 104 的任何其他反馈来重建与医学装置或器械 104 和 / 或其周围区域相关联的 3D 变形、挠曲和其他变化。采用装置跟踪 125 估计 3D 图像(来自流程前成像或流程中 3D 处理、超声等)的非刚性体变形。计算变形,使得变形的 3D 图像 103 更精确地反映实时血管解剖结构。

[0026] 工作站 112 可以包括用于观察受检者 130 的内部图像的显示器 118。除了荧光透视检查或其他实时成像平台 105 之外,可以任选地提供成像系统 110。成像系统 110 可以包括磁共振成像(MRI)系统、计算机断层摄影(CT)系统、超声系统、核成像系统或者被配置成生成受检者 130 的 3D 图像的任何其他系统。系统 100 可以包括或者可以不包括这样的成像系统 110,因为可以事先拍摄图像并通过网络发送到工作站 112 或经由存储装置传送到工作站。

[0027] 可以采用一个或多个显示器 118 绘制荧光透视检查或其他实时图像和 3D 叠加图(来自事先拍摄的受检者 130 的图像)。3D 叠加图像包括引导(一个或多个)介入式装置 104 通过其的血管。显示器 118 还允许用户与工作站 112 及其部件和功能交互,或者与系统 100 之内的任何其他元件交互。这进一步由接口 120 促成,接口 120 可以包括键盘、鼠标、操纵杆、触觉装置或任何其他外围装置或控制器,以允许来自工作站 112 的用户反馈并与工作站 112 交互。

[0028] 系统 100 可以包括 3D 跟踪技术 125,诸如 EM 跟踪、光学形状感测或类似的 3D 位置或取向感测系统,其可以与工作站 112 集成或者是独立的系统。EM 跟踪系统 125 包括用于解释流程期间由医学装置 104 生成的 EM 信号的 EM 感测模块。医学装置 104 可以包括一个或多个 EM 跟踪传感器,它们可以安装在装置 104 上。医学装置 104 还可以包括光纤形状感测装置(125),其提供光学读数,所述光学读数被重建成关于装置位置、取向和形状的信息。

[0029] 工作站 112 可以包括光学询问单元或模块(125),如果采用光纤感测,采用所述光学询问单元或模块发送光并检测从所有光纤返回的光。这允许确定应变或其他参数,所述应变或其他参数将被用于解释由介入式装置 104 感测的形状、取向或其他特征。将采用光信号作为反馈以理解装置 104 对受检者 130 中组织的交互。采用形状确定模块 117 和形状变形模块 115 计算新的叠加图像,其负责(account for)对装置 - 组织交互作用造成的变形。这样改善了叠加图 103 的精确度,使得图像更接近流程期间实际的器官形状。

[0030] 参考图 2,示出了方框 / 流程图,用于根据针对一个例示性实施例的医学装置造成的组织变形,更新三维叠加图。在方框 202 中,执行对感兴趣血管的 3D 血管成像和分割。可以利用已知技术执行图像采集以及从这样的图像进行对血管的分割。在方框 204 中,例如,通过沿介入式装置对一个或多个点进行 EM 定位,光学形状感测(使用光纤应变的光学询问和应变场的 3D 重建跟踪三维空间中的连续装置形状)或者基于 X 射线的 3D 装置形状感测

(例如,使用沿装置以一定间隔布置的 3D 标记物),确定介入式装置的 3D 形状。3D 图像与跟踪技术的配准可以采用已知的技术。在方框 206 中,临床医师将介入式装置引导到感兴趣血管中或者通过所述感兴趣血管。

[0031] 在方框 208 中,在沿血管引导装置的同时,跟踪装置的 3D 形状。利用跟踪技术确定的介入式装置 3D 形状应当位于 3D 血管图像中显示的血管边界之内。在方框 210 中检查这种情况。

[0032] 在方框 209 中,在一个实施例中,可以跟踪多个介入式装置的形状,并且在方框 212 中,参数化方法将涉及基于可用测量结果和关于感兴趣流程和装置的可用积累先验知识,来确定具有 3D 血管形状的解剖结构,该 3D 血管形状理想地涵盖所有 3D 装置的形状。

[0033] 在方框 210 中,装置应该物理地由血管的壁包含。因此,如果 3D 血管图像是实时患者解剖结构的真实表示,那么将装置跟踪技术和 3D 成像空间精确相互对准,并且装置保持在血管之内。

[0034] 如果情况不是这样的,可以将这归因于患者或桌台移动。这导致 3D 图像和装置跟踪空间的平移,这是需要被考虑的。另一种失配准可能是因为呼吸或心脏运动。这可能造成患者胸廓之内或邻近隔膜的血管发生周期性运动。有很多血管的形态不受呼吸或心动周期的影响(例如,腹主动脉、四肢动脉、神经血管等)。可以在刚体运动和 / 或周期性补偿算法中补偿这些情况。

[0035] 另一种失配准可能是因为装置造成血管变形。需要对 3D 图像进行非刚性体翘曲以更新 3D 图像,使其根据这些原理更好地反映患者的实时解剖结构。

[0036] 在方框 212 中,对 3D 图像的非刚性体变形进行参数化,使其更精确地反映患者的实时解剖结构。这可以通过多种方式实现。

[0037] 在方框 214 中,非刚性体翘曲的一个范例是假设包封血管的 3D 解剖结构已变形,使得血管能够继续包封介入式装置的被跟踪 3D 形状,且血管直径 / 长度保持恒定。那么参数化方法涉及确定具有 3D 血管形状的解剖结构,其涵盖 3D 装置形状。在使 3D 图像变形之后,如果需要,通过返回到方框 208 将其与装置对准。

[0038] 更高级的范例可以允许包封血管的 3D 解剖结构以及血管直径 / 长度两者都变形。在这些范例中,有用的做法是包括血管特征,诸如该解剖区域中纵向和径向血管弹性以及血管可变形性的估计(例如,其受到血管钙化程度——参见 CT 和荧光透视检查——和脊骨动脉数量的影响)。因此 3D 图像的特征对于确定应当应用什么类型的变形是有用的。

[0039] 在方框 222 中,在一个实施例中,可以通过考虑在先前时间点获得的参数任选地确定 3D 图像的变形。假设解剖结构的变形在时间上是连续的,考虑的参数空间可能受到显著约束,这可能继而又导致更快的处理时间和 / 或可预测的变形。参数优化可能还依赖于其他数据。

[0040] 例如,在方框 218 中,一个实施例提供了沿介入式装置的压力或其他参数感测(例如,如 FBG 可能提供的那样,在不同的点或连续沿一段)。这提供了关于介入式装置的哪些点 / 段与血管壁接触以及哪些点 / 段在血管管腔之内自由漂浮的新信息。这还提供了关于真实血管形状的有价值的信息,可以采用所述信息改善非刚性体参数化过程。

[0041] 在方框 216 中,将荧光透视检查或实时图像与变形的 3D 图像叠加。

[0042] 在方框 220 中,在一个实施例中,经由接口(120,图 1)为用户 / 临床医师提供在翘

曲 3D 图像和非翘曲 3D 图像之间来回切换的能力。通过比较两幅图像,临床医师能够评估正在向血管壁施加多大压力(以及这种压力是否危险并导致潜在的血管破裂)。也可以通过分析针对 3D 图像获得的变形自动获得弹性成像测量。

[0043] 在整个流程中更新该过程。这样在流程期间提供了更新且精确的叠加。

[0044] 参考图 3,另一实施例采用统计或历史数据,根据这些原理使血管图像变形。在方框 302 中,利用控制点或参数描述的最小集创建解剖学意义上现实的可变形模型的推导。从装置和输送组件(例如,导管或铠装)可以有被跟随界标的稀疏集(通过 EM、阻抗、声学、光学感测等在 3D 中定位),以适应刚形体姿态和模型变形。在方框 304 中,构建这种模型的一种方式包括收集在介入期间采集的成像数据的库(例如,历史或统计数据)。所述数据示出了器械在解剖结构内部移动时,解剖结构的动态行为。

[0045] 在方框 306 中,能够执行数据的分割,以提取随时间演变的 3D 表面,并且生成根据摄动而变化的表面形状的变形模型。具体而言,可以采用主成分分析(或者用于将形状分解成成分模式的类似分析方法)确定形状变形的本征模(eigenmode)和关联的本征值,本征值反映每个形状本征矢量的相对重要性。在方框 308 中,可以选择与最大本征值相关联的本征模子集以使与形状变形相关联的参数空间最小化,同时确保仍然在参数模型之内俘获支配性形变行为。那么,可以通过估计使模型和观测的测量值之间计算的距离度量最小化的本征模系数/加权值,针对特定患者的解剖结构(来自 3D 流程前数据分割)和装置上被跟踪特征点的特定集合调整由库导出的模型。

[0046] 在方框 310 中,在流程期间根据需要更新本征模,以确保该模型密切遵循医学仪器造成的组织挠曲。通过这种方式,尤其是在用荧光透视检查方式跟踪的流程期间,可以在重叠图像中投射组织响应的更有临床意义的显示。可以从流程前相称 MR 成像或利用超声成像的组织斑点跟踪的矢量速度场导出关于感兴趣解剖结构的形变函数的其他信息。测量信息的这些其他源能够扩展可从分割的 3D 表面模型库获得的先验知识。

[0047] 在方框 312 中,作为计算本征模的补充或替代,可以用变形库代替来自实际研究的成像数据库,可以通过对器械操纵下的解剖结构变形进行有限元模拟来导出变形库。可以产生用于为一定范围的不同临床介入和器械计算适当模型的潜在库和培训数据集的主机以拓宽适用范围。

[0048] 参考图 4,例示性地示出了根据另一实施例的医学流程。在方框 402 中,生成介入流程的图像。这些图像优选是使用荧光透视检查成像生成的实时图像。在方框 406 中,在介入流程的图像上生成叠加图。叠加图优选包括通过例如计算机断层摄影、磁共振成像或其他成像方法拍摄的受检者的三维解剖图像。

[0049] 在方框 410 中,在流程期间(在 3D 中)跟踪介入式装置的位置、取向和形状。跟踪可以包括使用电子跟踪、光学感测、荧光透视检查标记物跟踪等中的一种或多种。

[0050] 在方框 414 中,响应于流程期间由介入式装置对感兴趣器官造成的 3D 变形,动态地更新叠加图像。更新叠加图像优选包括在方框 416 中解释来自介入式装置的反馈信号以及确定受介入式装置影响的器官的新形状。在方框 418 中,介入式装置可以包括压力传感器或其他传感器,可以采用测量值(例如,压力)确定器官的变形响应。

[0051] 在方框 420 中,可以存储器官的变形响应模型并用于更新器官的叠加图像。可以通过计算组织响应的本征模来生成模型,组织响应是根据有限元模拟生成的,或者采用历

史或统计数据再现或预测器官运动。在方框 422 中,提供能力以能够在介入流程期间在叠加图像与更新的叠加图像之间进行切换。通过这种方式,可以将更新的叠加图像与先前的或原始的叠加图像比较。在解释所附的权利要求时,应当理解:

[0052] 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;

[0053] b) 元件前的“一”或“一个”一词不排除存在多个这样的元件;

[0054] c) 权利要求中的任何附图标记都不限制其范围;

[0055] 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

[0056] e) 除非具体指出,并不要求动作有具体的顺序。

[0057] 已经描述了利用血管内装置形状进行血管图像的非刚性体变形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征之后,在所附权利要求中阐述专利证书主张并希望保护的范围。

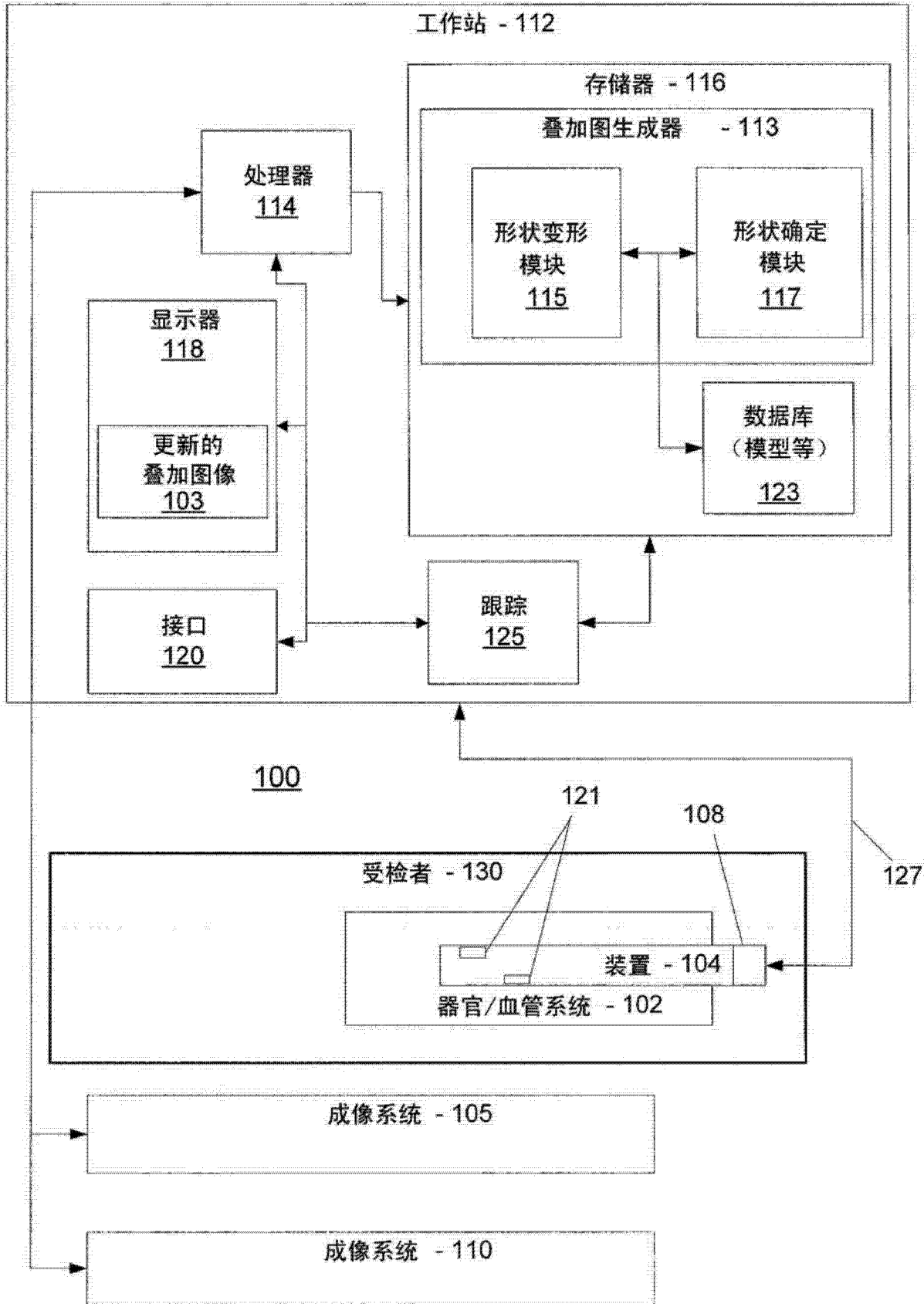


图 1

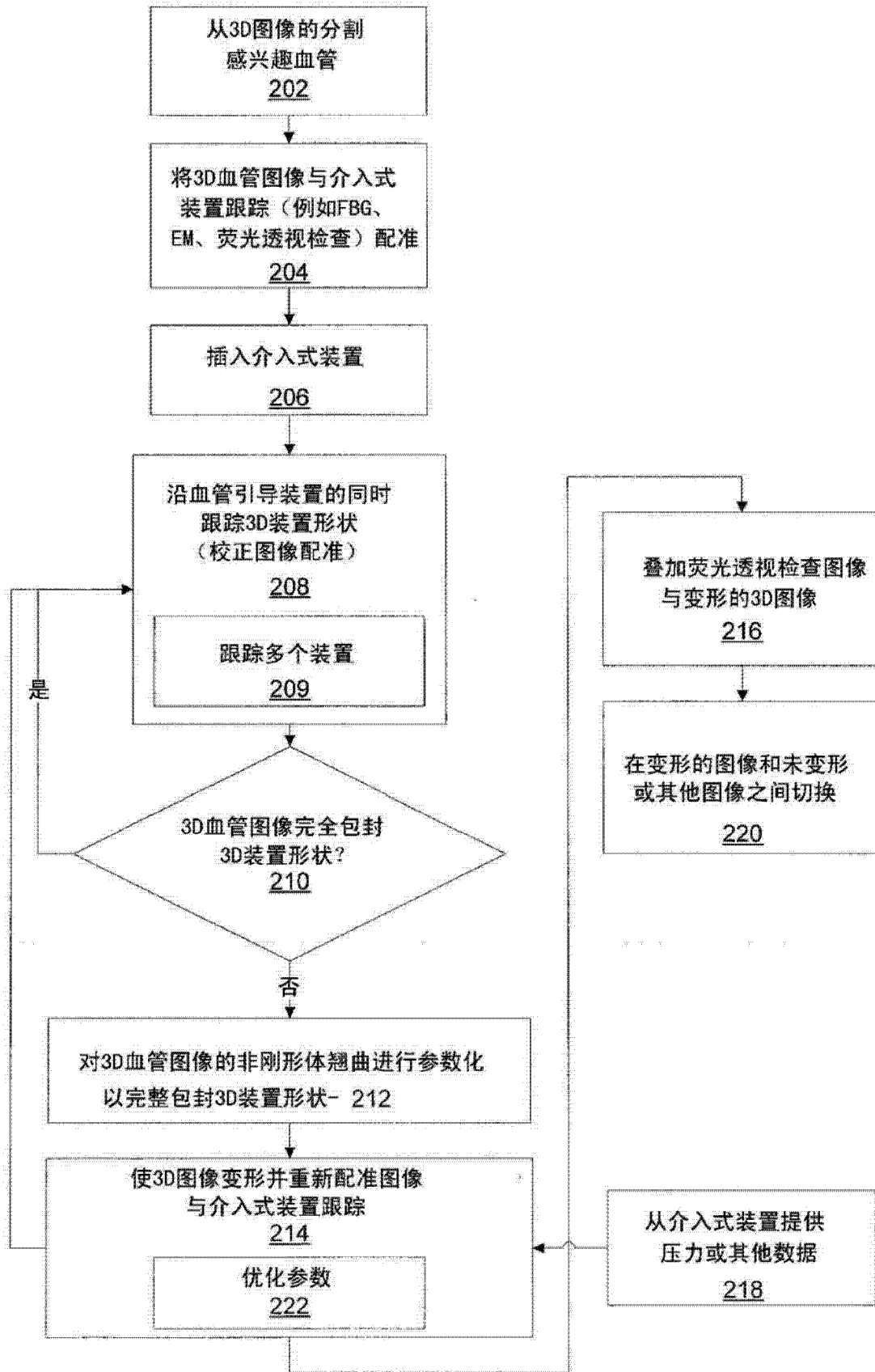


图 2

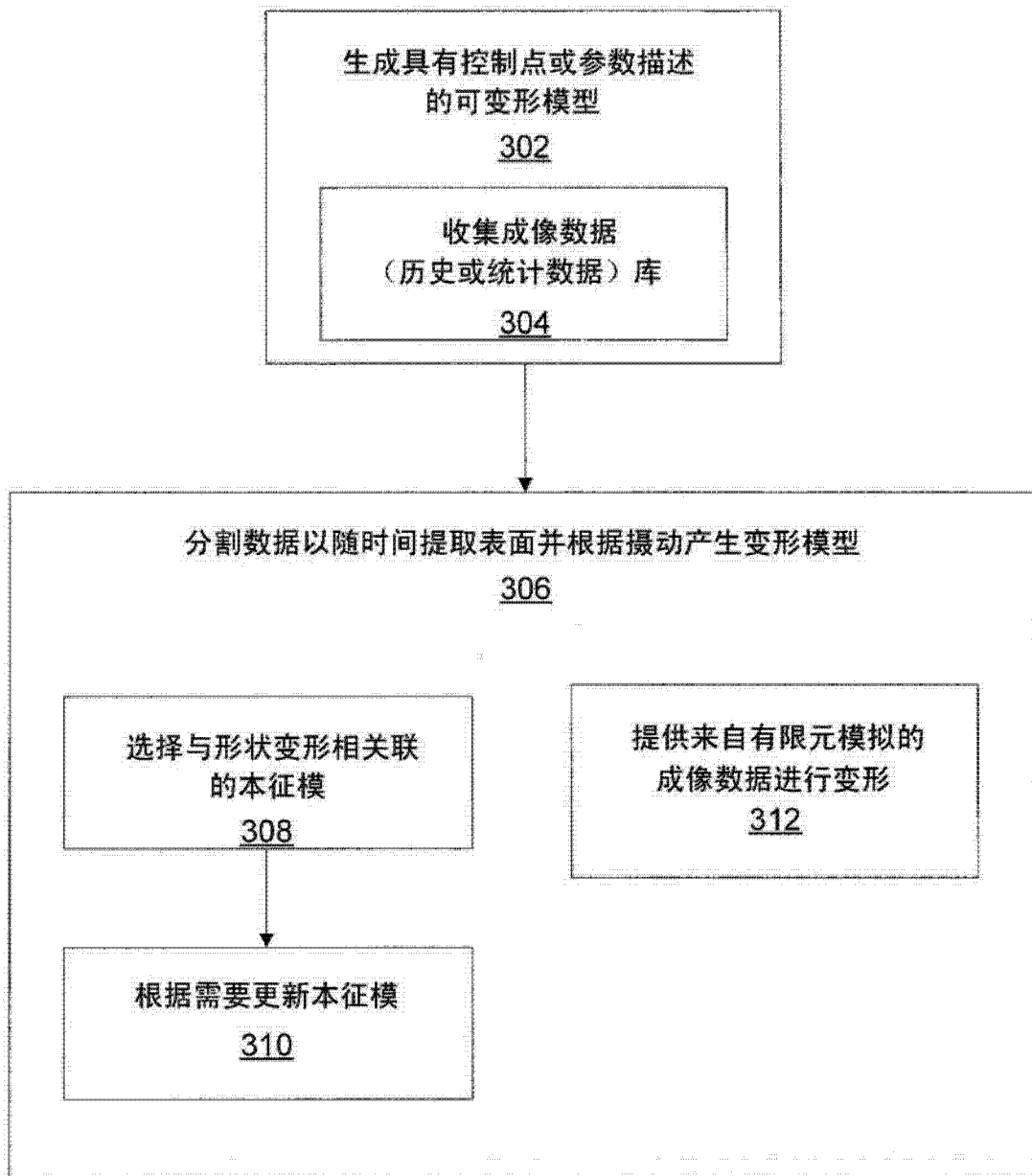


图 3

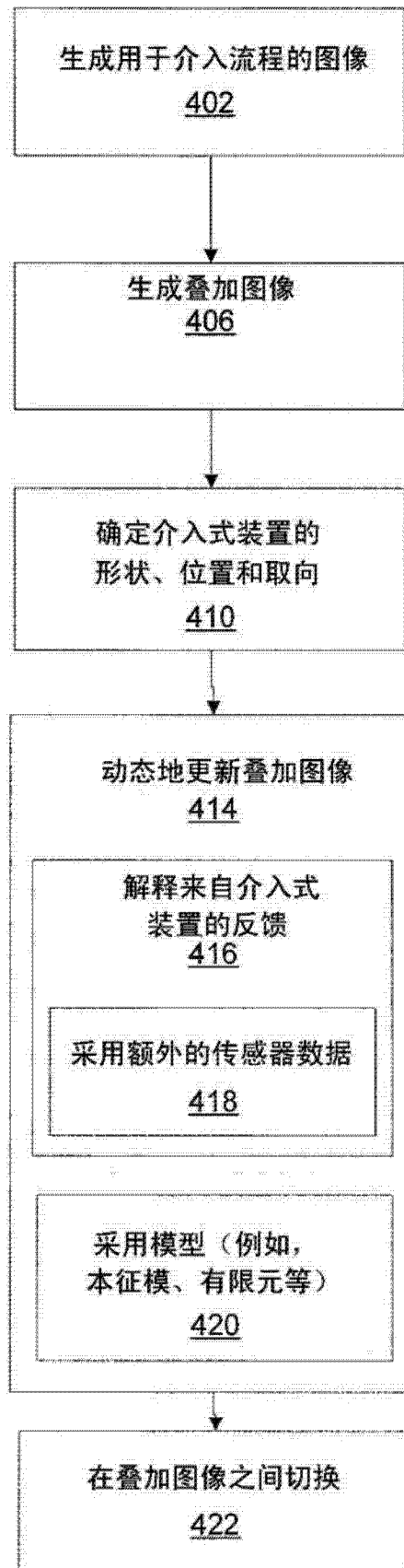


图 4