



(12) 发明专利



(10) 授权公告号 CN 109478332 B

(45) 授权公告日 2023. 04. 25

(21) 申请号 201780029725.5

(22) 申请日 2017.05.15

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 109478332 A

(43) 申请公布日 2019.03.15

(30) 优先权数据
62/336,903 2016.05.16 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2018.11.13

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/US2017/032592 2017.05.15

(87) PCT国际申请的公布数据
W02017/200899 EN 2017.11.23

(73) 专利权人 阿西斯特医药系统公司
地址 美国明尼苏达州

(72) 发明人 爱德威特·巴特 沃特·瓦兰德伦
荣格·苏赫

(74) 专利代理机构 中国贸促会专利商标事务所
有限公司 11038

专利代理师 范莉

(51) Int.Cl.
G06T 7/215 (2006.01)
G06T 7/223 (2006.01)

(56) 对比文件
孙正;. 一种抑制IVUS图像序列中运动伪像的方法.图学报.2013, (第01期), 全文.
毛海群;杨丰;林慕丹;黄铮;崔凯;王欣昕;. 基于流形学习的血管内超声图像序列关键帧的提取及应用.南方医科大学学报.2015, (第04期), 全文.

审查员 王楠

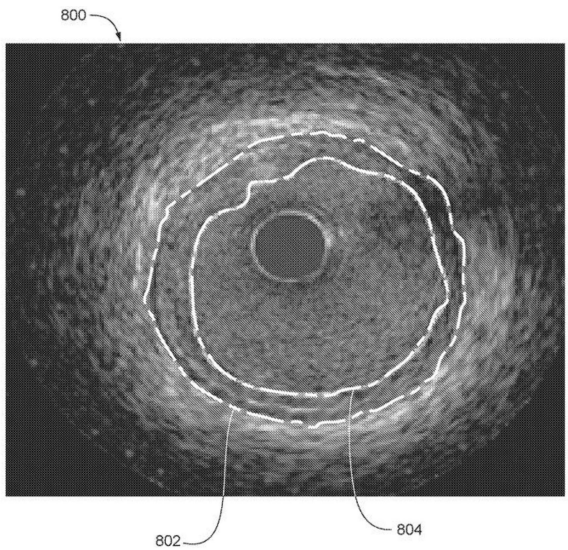
权利要求书4页 说明书11页 附图6页

(54) 发明名称

基于运动的图像分割系统和方法

(57) 摘要

公开了用于分割图像的方法和系统。在不同时间生成图像数据的第一和第二帧。将所述第一帧的第一部分与所述第二帧的图像数据进行比较,且基于所述比较选择所述第二帧的第二部分。计算所述第一部分与所述第二部分之间的位移向量,其中所述位移向量表示由所述第一部分表示的所述图像数据与由所述第二部分表示的所述图像数据之间随时间的相对移动。输出具有指示符的图像,且通过使用所述计算的位移向量确定所述指示符在所述图像上的位置。所述指示符可用来区分成像视图中的项目。



1. 一种分割图像的方法,所述方法包括以下步骤:

在第一时间生成表示成像视图中的多个项目的图像数据的第一帧;

在第二时间生成表示成像视图中的多个项目的图像数据的第二帧,所述第二时间不同于所述第一时间;

选择所述第一帧的第一部分,所述第一部分具有所述第一帧的所述图像数据的第一子集;

将所选择的第一部分与所述第二帧的图像数据进行比较;

基于所述比较来选择所述第二帧的第二部分,所述第二部分具有所述第二帧的所述图像数据的第二子集;

计算表示在所述第一时间的所述第一部分与在所述第二时间的所述第二部分之间的相对移动的第一位移向量;

选择所述第一帧的第三部分,所述第三部分具有所述第一帧的所述图像数据的第三子集,且其中所述第一帧的所述图像数据的所述第三子集不同于所述第一帧的所述图像数据的所述第一子集;

将所选择的第三部分与所述第二帧的图像数据进行比较;

基于所述比较来选择所述第二帧的第四部分,所述第四部分具有所述第二帧的所述图像数据的第四子集;

计算表示在所述第一时间的所述第三部分与在所述第二时间的所述第四部分之间的相对移动的第二位移向量;

将所述第一位移向量的长度与所述第二位移向量的长度进行比较;以及

基于所述第一位移向量的长度不同于所述第二位移向量的长度来确定所述图像数据的第一帧的第一部分表示血管内的血液并且所述图像数据的第一帧的第三部分表示血管组织或斑块。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,通过确定图像数据的所述第二子集比所述第二帧的任何其它部分的图像数据更大程度地对应于图像数据的所述第一子集,基于所述比较来选择所述第二部分。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中,将所选择的第一部分与所述第二帧的图像数据进行比较包括:计算所选择的第一部分的图像数据的所述第一子集与具有所述第二帧的图像数据的子集的多个部分中的每一个之间的匹配误差。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中,基于所述比较来选择所述第二帧的所述第二部分包括:选择所述第二帧的所述多个部分中与所选择的第一部分具有最低计算匹配误差的一个部分作为所述第二部分。

5. 根据权利要求2所述的方法,其中,将所选择的第一部分与所述第二帧的图像数据进行比较包括:将所选择的第一部分与所述第二帧的为所述第二帧的搜索窗口的部分的图像数据进行比较,所述搜索窗口包括所述第二帧的所有图像数据的子集。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述搜索窗口大于所选择的第一部分和第二部分,且其中,通过确定图像数据的所述第二子集比所述第二帧的所述搜索窗口的任何其它部分处的图像数据更大程度地对应于图像数据的所述第一子集,基于所述比较来选择所述第二部分。

7. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述搜索窗口包括所述第二帧的不包含所述第二帧的形成所述第二帧的周边的图像数据的所有图像数据的所述子集。

8. 根据权利要求1所述的方法,其进一步包括以下步骤:在显示器上输出具有指示符的图像,所述指示符处于所述图像上的表示血管内的血液和血管组织或斑块之间的界面的位置处。

9. 根据权利要求8所述的方法,其中,通过确定图像数据的所述第四子集比所述第二帧的任何其它部分的图像数据更大程度地对应于图像数据的所述第三子集,基于所述比较来选择所述第四部分。

10. 根据权利要求8所述的方法,其进一步包括以下步骤:

基于所述第一位移向量的所述长度不同于所述第二位移向量的所述长度超出预定程度而确定所述图像数据的所述第一帧的所述第一部分表示血管内的血液并且所述图像数据的所述第一帧的所述第三部分表示血管组织或斑块。

11. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述第一时间对应于心搏周期的第一部分且所述第二时间对应于所述心搏周期的第二部分,所述心搏周期的所述第二部分不同于所述心搏周期的所述第一部分。

12. 根据权利要求11所述的方法,其中,使用血管内超声成像系统生成图像数据的所述第一帧和图像数据的所述第二帧,且其中使用所述血管内超声成像系统包括:使用导管组合件收集横截面图像数据,所述导管组合件包含具有用于发出和接收能量的成像模块的血管内成像装置。

13. 根据权利要求1所述的方法,其进一步包括以下步骤:

测量患者的心率,其中使用所述患者的测量的心率确定所述第一时间和第二时间。

14. 根据权利要求13所述的方法,其中,使用所述患者的测量的心率确定与心搏周期的相同部分对应的所述第一时间和第二时间。

15. 一种成像系统,包括:

导管组合件,其包含血管内成像装置,所述血管内成像装置具有成像模块,所述成像模块被配置成在第一时间发出和接收能量以生成图像数据的第一帧且在不同于所述第一时间的第二时间发出和接收能量以生成图像数据的第二帧,其中所述图像数据表示多个图像元素;

用户接口,其包含图像显示区域;和

成像引擎,其与所述血管内成像装置和所述用户接口通信且包括至少一个处理器,所述成像引擎被配置成:

使用所述至少一个处理器选择所述第一帧的第一部分,所述第一部分具有所述第一帧的所述图像数据的第一子集;

使用所述至少一个处理器将所选择的第一部分与所述第二帧的图像数据进行比较;

使用所述至少一个处理器基于所述比较来选择所述第二帧的第二部分,所述第二部分具有所述第二帧的所述图像数据的第二子集;

使用所述至少一个处理器计算表示在所述第一时间的所述第一部分与在所述第二时间的所述第二部分之间的相对移动的第一位移向量;

使用所述至少一个处理器选择所述第一帧的第三部分,所述第三部分具有所述第一帧

的所述图像数据的第三子集;以及

其中,所述第一帧的所述图像数据的第三子集不同于所述第一帧的所述图像数据的第一子集;

使用所述至少一个处理器将所选择的第三部分与所述第二帧的图像数据进行比较;

使用所述至少一个处理器基于所述比较来选择所述第二帧的第四部分,所述第四部分具有所述第二帧的所述图像数据的第四子集;

使用所述至少一个处理器计算表示在所述第一时间的所述第三部分与在所述第二时间的所述第四部分之间的相对移动的第二位移向量;

将所述第一位移向量的长度与所述第二位移向量的长度进行比较;以及

基于所述第一位移向量的长度不同于所述第二位移向量的长度来确定所述图像数据的第一帧的第一部分表示血管管腔内的血液并且所述图像数据的第一帧的第三部分表示血管组织或斑块。

16. 根据权利要求15所述的系统,其中,所述成像引擎被进一步配置成:在图像显示区域上输出具有指示符的图像,其中所述指示符表示血管管腔内的血液和血管组织或斑块之间的界面。

17. 根据权利要求16所述的系统,其中,通过确定图像数据的所述第二子集比所述第二帧的任何其它部分的图像数据更大程度地对应于图像数据的所述第一子集基于所述比较选择所述第二部分,且其中,通过确定图像数据的所述第四子集比所述第二帧的任何其它部分的图像数据更大程度地对应于图像数据的所述第三子集基于所述比较选择所述第四部分。

18. 根据权利要求17所述的系统,其中,所述成像引擎被进一步配置成:

基于所述第一位移向量的所述长度不同于所述第二位移向量的所述长度超出预定程度而确定所述图像数据的所述第一帧的所述第一部分表示血管管腔内的血液并且所述图像数据的所述第一帧的所述第三部分表示血管组织或斑块。

19. 一种非暂时性计算机可读存储物品,所述非暂时性计算机可读存储物品上存储有计算机可执行指令以使至少一个可编程处理器:

选择图像数据的第一帧的第一部分,图像数据的所述第一帧表示在第一时间生成的多个图像元素,所述第一部分具有所述第一帧的所述图像数据的第一子集;

将所选择的第一部分与图像数据的第二帧的图像数据进行比较,图像数据的所述第二帧表示在第二时间生成的多个图像元素;

基于所述比较来选择所述第二帧的第二部分,所述第二部分具有所述第二帧的所述图像数据的第二子集;

计算表示在所述第一时间的所述第一部分与在所述第二时间的所述第二部分之间的相对移动的第一位移向量;

选择图像数据的所述第一帧的第三部分,所述第三部分具有所述第一帧的所述图像数据的第三子集,且其中所述第一帧的所述图像数据的所述第三子集不同于所述第一帧的所述图像数据的所述第一子集;

将所选择的第三部分与所述第二帧的图像数据进行比较;

基于所述比较来选择所述第二帧的第四部分,所述第四部分具有所述第二帧的所述图

像数据的第四子集；

计算表示在所述第一时间的所述第三部分与在所述第二时间的所述第四部分之间的相对移动的第二位移向量；将所述第一位移向量的长度与所述第二位移向量的长度进行比较；

基于所述第一位移向量的长度不同于所述第二位移向量的长度来确定所述图像数据的第一帧的第一部分表示血管管腔内的血液并且所述图像数据的第一帧的第三部分表示血管组织或斑块；以及

将指示符定位在图像上的表示血管管腔内的血液和血管组织或斑块之间的界面的位置处。

20. 根据权利要求19所述的非暂时性计算机可读存储物品，其中，基于所述第一位移向量的所述长度不同于所述第二位移向量的所述长度超出预定程度而确定图像数据的所述第一帧的所述第一部分表示血管管腔内的血液并且确定图像数据的所述第一帧的所述第三部分表示血管组织或斑块。

基于运动的图像分割系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2016年5月16日提交的第62/336,903号美国临时专利申请的优先权。

技术领域

[0003] 本公开大体上涉及医学成像,以及更具体地说,涉及使用运动来辨别图像中的一个或多个项目。

背景技术

[0004] 医学成像技术大体上可用于收集数据和生成感兴趣的解剖区域的活有机体内可视化。一个此类实例是血管内成像,其中可对血管结构和管腔进行成像。举例来说,血管内成像可用于产生冠状动脉管腔、冠状动脉壁形态和冠状动脉壁处或附近的例如支架等装置的一个或多个图像。使用医学成像技术生成的图像可用于诊断目的,例如识别血管的在诊断上重要的特性。

[0005] 在许多情况下,能够识别血管的在诊断上重要的特性必然要求生成的图像中的诊断相关的一个或多个某些项目是可辩别的。然而,生成的图像中的诊断相关的项目可能难以与生成的图像中的其它在诊断上不重要的项目区分开。在生成的图像中在诊断上重要的和不重要的项目具有类似视觉纹理图案的情况下可能尤其如此。如果无法辨别诊断相关的某一项目,或难以用高置信度水平进行定位,那么出于医学诊断目的生成的图像的值可能会受约束。

发明内容

[0006] 本公开大体上涉及确定项目随时间的差动移动,以及使用所述差动移动来识别一个或多个项目。具体地说,表示项目的获得的图像数据的差动移动可用于识别图像数据中的此类项目,且最终根据图像数据产生在诊断上有价值的图像。本发明所公开的实施例的某些实施例计算图像数据的特定部分随时间的移动,且比较特定部分的相对移动以确定图像数据的部分之间随时间的差动移动。使用图像数据的部分之间随时间的差动移动,可显示图像,其具有在图像上的对应于特定项目的位置或成像视图中的特定项目之间的界面处的指示符。以此方式,以向用户传达感兴趣的一个或多个潜在项目位于图像中的方式显示图像。在此类项目具有类似图像纹理图案的情况下这可能特别有价值,且因此否则对于用户来说可能难以在视觉上辨别。

[0007] 所公开的实施例的一个具体的示范性应用是血管内成像。成像血管的项目可包含血液、斑块和界定血管壁的组织。在许多情况下,在一段时间内,血液的移动可不同于斑块和组织的移动。作为一个实例,时间段可为心搏周期。取决于心搏周期的部分,血液的移动可大于或小于组织和斑块的移动,但在任何情况下将大体上不同。因此,为了将血液与斑块可识别地区分开,且由此识别血液可流动通过和斑块在那里累积的血管管腔之间的界面,实施例可确定图像数据之间的差动移动超出预定程度的位置。在此实例中,实施例接着可

使用确定的差动移动的位置作为用于显示表示血管管腔与斑块之间的界面的指示符的位置。

[0008] 在一个实施例中,在不同时间生成图像数据的第一和第二帧,使得第一帧的图像数据从一时间段开始不同于第二帧的图像数据。选择第一帧的图像数据的第一部分且将其与第二帧的图像数据进行比较。基于此比较,第二帧的一部分被选择为对应于第一帧的第一部分的图像数据。位移向量被计算为表示在所述时间段内第一部分的图像数据与第二部分的对应图像数据之间的移动。可重复此过程以便计算多个位移向量,所述多个位移向量各自表示第一帧的一部分的特定图像数据与第二帧的一部分的对应图像数据之间随时间的移动。可比较计算出的位移向量以确定特定图像数据的移动相对于其它图像数据超出预定程度而不同的位置。此位置可接着用作指示符在所显示图像上的位置。在一些情况下,指示符可用来识别成像视图中的不同项目或不同项目之间的界面。

[0009] 附图和以下描述中阐述了一个或多个实例的细节。其它特征、目标和优势将从描述和图式以及权利要求书而显而易见。

附图说明

[0010] 附图说明本发明的特定实例且因此并不限制本发明的范围。图式未按比例绘制(除非如此陈述),且希望与下文的具体实施方式中的解释结合使用。下文将结合附图描述本发明的实例,其中相同数字标示相同元件。

[0011] 图1是被配置成执行血管内成像的系统的说明性实例。

[0012] 图2是说明被配置成执行血管内成像的示范性系统的框图。

[0013] 图3是导管组合件的一部分的实施例的侧视截面视图。

[0014] 图4是导管的示范性正视图,所述导管包含由导管的换能器传播的数据向量。

[0015] 图5是血管管腔中的导管的示范性截面视图。

[0016] 图6是说明图像数据帧的比较的示范性示意图。

[0017] 图7是说明根据图6的比较计算出的多个位移向量的示范性图。

[0018] 图8是与指示符一起输出的示范性图像。

[0019] 图9是说明一种用于分割图像的方法的实施例的流程图。

具体实施方式

[0020] 以下详细描述在本质上是示范性的,且不希望以任何方式限制本发明的范围、适用性或配置。实际上,以下描述提供用于实施本发明的实例的一些实际说明。针对所选元件提供构造、材料、尺寸和制造制程的实例,且所有其它元件采用本发明领域中技术人员已知的构造、材料、尺寸和制造制程。本领域的技术人员将认识到,所提到的实例中的许多实例具有各种合适的替代方案。

[0021] 图1说明可被配置成执行血管内成像的系统100的实例。系统100可包含导管组合件102、平移装置119和成像引擎140。导管组合件102可包含近端104和被配置成插入到患者144的血管中的远端106。在一个实例中,导管组合件102可经由股动脉插入到患者144中且引导到患者144内的感兴趣的区域。图1中的虚线表示导管组合件102在患者144内的部分。

[0022] 在一些实例中,导管组合件102可包含被配置成生成成像数据的血管内成像装置

108。血管内成像装置108可与成像引擎140通信。在一些实施例中,血管内成像装置108是被配置成发出和接收超声能量且生成超声成像数据的超声换能器。在其它实例中,血管内成像装置108是适于发出和接收光且生成光学相干断层扫描(OCT)数据的OCT装置。由成像装置108生成的图像数据可表示患者144内的感兴趣的区域在成像装置108的位置处的横截面。图像数据大体上将表示成像装置108的横截面位置处的多个图像项目,例如血液、患者144的血管的各种层和/或血管内的任何累积物质(例如,血管壁处的斑块)。

[0023] 平移装置119可被配置成平移导管组合件102的血管内成像装置108。平移装置119可包括线性平移系统(LTS)122。LTS 122可与导管组合件102以机械方式接合且被配置成在平移操作期间使导管组合件102在患者144内平移受控距离,所述平移操作例如拉回或推进操作。系统100可包括被配置成使平移装置119与导管组合件102进行接口连接的患者接口模块(PIM)120。平移成像装置108可允许收集患者144的血管内的各种纵向位置处的横截面图像数据。

[0024] 成像引擎140可与血管内成像装置108和平移装置119通信。根据一些实例,成像引擎140可包括至少一个可编程处理器。在一些实例中,成像引擎140可包括计算机,所述计算机包含一个或多个处理器,所述一个或多个处理器被配置成经由用户接口从系统用户142接收命令和/或显示从导管组合件102获得的数据。计算机可包含计算机外围设备(例如,键盘、鼠标、电子显示器),所述计算机外围设备用于从系统用户142接收输入且输出从导管组合件102接收的系统信息和/或信号(例如,基于来自成像装置108的图像数据生成的图像)。在一些实例中,计算机的用户接口可为被配置成充当输入装置和输出装置两者的触摸屏显示器。在一些实例中,成像引擎140可包含用于存储可由一个或多个处理器执行的指令或软件的存储器模块。

[0025] 图2是说明适于执行血管内成像的示范性系统200的框图。系统200可包含PIM 230、平移装置220、注入系统250、导管组合件240和成像引擎210。系统200可被配置成与OCT和/或基于IVUS的血管内成像装置一起使用。

[0026] PIM 230可在导管组合件240与成像引擎210之间提供电动机械接口。在一些实施例中,PIM 230可提供导管接口232以将导管组合件240紧固到系统200。PIM 230可包含马达234,所述马达234被配置成提供机械能以使导管组合件240的血管内成像装置(例如,超声换能器)旋转。根据各种实例,PIM 230可提供电气接口,所述电气接口从导管组合件240的血管内成像装置传输信号且接收返回信号。

[0027] 平移装置220可被配置成提供导管组合件240的纵向平移。平移装置220可包括线性平移系统(LTS)。平移装置220可被配置成与PIM 230和导管组合件240配合以实现导管组合件240的血管内成像装置的受控拉回。根据一些实例,平移装置220可以平移用户接口222为特征,所述平移用户接口222可包括被配置成向系统200的用户显示与血管内成像装置的平移相关联的平移数据的平移显示器。在一些实施例中,平移数据可包含遍历的直线距离和/或平移速度。平移用户接口222可被配置成从用户接收输入以控制开始/停止平移、设定平移速度、将遍历的直线距离重置为零和/或切换到手动模式。在手动模式中,用户可向前和向后(例如,在血管内向远侧和向近侧)自由移动导管组合件的血管内成像装置。在一些实例中,平移装置220可被配置成实现以受控速率既拉回又推进血管内成像装置。在另一实例中,平移装置220可被配置成通过交替地执行拉回和推进操作而使血管内成像装置振荡

或轮转。在一些实例中,平移装置220可包含被配置成测量平移操作的距离的位置传感器。

[0028] 注入系统250可被配置成经由导管组合件240将流体递送到患者的血管中。但在一些实施例中,系统200可不包含注入系统250。当存在于系统200中时,注入系统250可包括注入器泵252,所述注入器泵252被配置成将一个或多个流体(例如,造影剂或生理盐水)递送到患者中。在一些实例中,注入器泵252可由成像引擎210自动化、与成像引擎210电连通且由成像引擎210控制。根据一些实例,注入器泵252可包括手动泵(例如,针筒注入),所述手动泵被配置成允许用户将一个或多个流体手动递送到患者中。如本文中别处所论述,注入系统250可与血管内血液位移流体端口流体连通,所述血管内血液位移流体端口可与导管组合件240相关联,使得来自注入系统250的流体经由血管内血液位移流体端口递送到患者的血管系统中。如可了解,注入系统250可被配置成针对系统200的具体应用视需要递送任何数目的流体和任何数量的流体。在一些实例中,血液位移流体的数量可包括造影介质或生理盐水。

[0029] 在所说明的实例中,成像引擎210包含一个或多个可编程处理器212、可与一个或多个可编程处理器212通信的存储器/数据存储组件214、以及可与一个或多个可编程处理器212和/或存储器/存储组件214通信的用户接口216。成像引擎210本身可与平移装置220、PIM 230和/或注入系统250(当存在时)通信。用户接口216可包含显示器,所述显示器用于输出基于由导管组合件240(例如,导管组合件的超声换能器)获得的图像数据生成的图像。在图像在用户接口216的显示器上输出之前,由导管组合件240获得的图像数据可在成像引擎210处经历一个或多个处理技术。举例来说,存储器/数据存储组件214可包含用于执行一个或多个处理技术的指令或软件,且一个或多个处理器212可基于所述指令执行处理技术。

[0030] 图3示出导管组合件300的远端部分的实施例的示范性侧视截面视图,所述导管组合件300可用于先前相对于图1和2所描述的系统。导管组合件300可包含驱动电缆302、护套308和超声换能器304。如上文所指出,驱动电缆可耦合到PIM以使驱动电缆302在护套308内旋转。超声换能器304可耦合到驱动电缆,使得驱动电缆的旋转和/或平移会使超声换能器304在护套308内旋转和/或平移。超声换能器304可被配置成在旋转和/或平移期间发出和接收声能以生成超声数据。在一些实例中,导管组合件300还可包含成像窗口(未示出),所述成像窗口可基本透射由超声换能器发出的声能的频率。导管组合件300还可包含形成引导线管腔322的远端320,所述引导线管腔322被配置成接受引导线325以将导管组合件300引导到患者的血管中和/或使导管组合件300在血管内平移。

[0031] 图4说明传播导管400的超声数据向量的示范性正视图。在此实例中,导管400可为类似于先前所描述的导管的以机械方式旋转的超声成像导管。同样地,导管400可被配置成使超声换能器(未示出)相对于导管400的护套旋转,且超声换能器可被配置成通过发出和接收声能来生成超声数据。图4中所说明的超声数据向量指示由超声换能器在不同旋转位置处发出和接收的声能。更具体地说,每个数据向量表示由超声换能器在超声换能器的不同旋转位置处收集的超声数据。

[0032] 如图4中所示出,在导管400的超声换能器被旋转时,所述换能器可在一个向量接一个向量的基础上生成超声数据。举例来说,在超声换能器被顺时针旋转时,超声换能器可首先获得超声数据向量410A且继续获得向量410B到410n。因此,向量410A到410n可表示超声换能器的完整360度旋转。在一些情况下,换能器可在血管内的恒定纵向位置处旋转且获

得数据向量,或在其它情况下与在血管内的纵向平移同步地旋转且获得数据向量。每次旋转所获得的数据向量的数目可取决于导管的应用而变化。举例来说,在一些实施例中,IVUS导管被配置成生成每次旋转约500与约5000个之间的向量。举例来说,在每次旋转生成512个向量的实施例中,数据向量之间的角度接着可表征为大致 $2\pi/512$ 弧度或 $360/512$ 度。在被配置成每次旋转生成4096个向量的导管的一实例中,数据向量之间的角度可大致为 $2\pi/4096$ 或 $360/4096$ 度。

[0033] 图4还提供包括向量410A到410n的图像数据帧403的表示。数据帧403包含在第一时间段内发出和接收的向量,且因此包含在第一时间段生成的图像数据。在许多实施例中,换能器的旋转可以使得基本同时生成数据帧403的图像数据的速率发生。导管400的视野405可基于由导管传播的数据向量的幅度且可变化以适应具体应用。数据向量的幅度可基于多个因素,例如所发出波的频率和/或波的功率电平。

[0034] 导管400的超声换能器可以一个或多个频率发出声能。在一个实例中,超声换能器可以大致60MHz的频率发出声能。在另一实例中,超声换能器可以大致40MHz的频率发出声能。以低频率(例如,等于或小于40MHz)生成的图像数据大体上呈现良好的对比度但呈现差的空间分辨率,而以高频率(例如,大于40MHz,如60MHz)获得的图像数据大体上呈现良好的空间分辨率但呈现差的对比度。因此,换能器发出能量和获得数据向量的频率可取决于特定应用而变化。在一些实例中,换能器可以多于一个频率发出和获得数据向量,而不管数据向量在换能器的单次旋转期间依序或非依序以频率交替。

[0035] 图5是示出血管550内的导管510的截面视图。如上文所指出,导管510可直接引导到血管中,或在某些实例中经由引导线引导到血管中。在导管510被引导到血管550内的所要纵向位置之后,导管510可经由成像装置及其成像模块(例如,超声换能器)发出和接收能量。这在一些实例中可呈在成像模块的旋转期间获得的多个数据向量的形式,例如图4中所示出。导管510可由此生成横截面图像数据。

[0036] 血管550可为患者的血管系统的血管,所述血管包含界定血液流动通过的血管管腔552的血管壁554。除血液之外,在各种应用中,血管管腔552还可包含随时间累积在血管管腔552内、例如累积在血管壁554与血管管腔552的界面处的一个或多个斑块组分。此类斑块组分可包含例如动脉粥样硬化斑块,如脂质。

[0037] 在一些情况下,使用由导管510(例如,由其成像模块)收集的图像数据生成的图像可允许用户比其它结构更容易地在视觉上辨别血管550的某些结构。举例来说,在一个成像应用中,生成的图像可在视觉上向用户呈现血管550的相对可识别的外部弹性膜边界。然而,在生成的相同图像中,对于用户来说可能难以在视觉上识别血管管腔552与沿着血管壁554的内表面累积在血管管腔552内的斑块之间的边界。这可能是由于管腔552内的血液和斑块的图像纹理图案在生成的图像中在视觉上显得类似所致。然而,在许多应用中,管腔552内的血液与沿着血管壁554的内表面的斑块之间的界面在生成的图像中是出于诊断目的要辨别的重要项目。

[0038] 本文中描述用于指示各种结构和/或此类结构之间的边界的示范性实施例,否则所述各种结构和/或此类结构之间的边界可能难以在视觉上与生成的图像辨别开。举例来说,描述的示范性实施例可利用血管的项目随时间的差动移动来在此类结构之间进行区分且识别此类结构。一个此类实例包含血液对组织和斑块随时间(例如,在心搏周期的部分

内)的差动移动。通过识别否则对于用户来说可能难以在视觉上辨别的一个或多个结构和/或此类结构之间的边界,描述的实施例可出于医学诊断目的而增加生成的图像的值。

[0039] 图6示出说明第一图像数据帧602与第二图像数据帧604的比較的示范性示意图。尽管比较在此处被说明为在两个数据帧602、604当中,但各种实施例可包含遍及任何数目的数据帧的类似比较(例如,通过使用加权平均)。在一些实例中,可使用类似于先前所描述的那些系统中的任一系统的系统来生成图像数据帧602、604,所述系统包含血管内超声成像系统。在此类实例中,可使用具有血管内成像装置的导管组合件来收集横截面图像数据,所述血管内成像装置包含用于发出和接收能量的同样类似于先前所描述的成像模块的成像模块。图像数据帧602、604可各自包含表示成像模块(例如,超声换能器)的成像视图中的多个项目的图像数据。在其中成像模块在血管内的位置处利用的应用中,图像数据可表示血管内的成像模块收集数据的位置处的各种项目。在此应用中,图像数据可表示血管的结构和血管内的结构,包含血液、斑块支架位置、各种病灶、管腔几何形状和血管壁结构(例如,血管壁层和其间的界面)。

[0040] 在各种实例中,可在不同的第一时间和第二时间生成第一图像数据帧602和第二图像数据帧604。作为一个实例,第一图像数据帧602可表示在成像模块的第一次旋转(例如,完整360度旋转)期间收集的图像数据,而第二图像数据帧604可表示在成像模块的第二次、先前或后续旋转(例如,完整360度旋转)期间收集的图像数据。在成像模块部署在血管内的情况下,可在第一时间获得血管内的第一纵向位置处的第一数据帧602,同时可在第二不同时间获得血管内的第二不同纵向位置处的第二数据帧604(例如,如通过使成像模块在血管内平移,如先前所描述)。在一些情况下,图像数据帧602、604可为在血管内连续生成的邻近(例如,相邻)帧(无论第一数据帧602是在第二数据帧604之前还是在之后被收集)。但在其它情况下,图像数据帧602、604可通过在数据帧602、604之间生成的其它数据帧间隔开(例如,通过一个、两个、三个、五个、十个或更多数据帧间隔开)。

[0041] 收集第一图像数据帧602和第二图像数据帧604的不同相应时间可例如根据特定成像应用而变化。作为其中成像应用是血管内成像的一个实例,第一数据帧602和第二数据帧604可分别在患者的心搏周期的不同部分生成(例如,一个帧在心脏舒张阶段且一个帧在心脏收缩阶段,无论两者是相同单个周期还是各自来自不同周期)。举例来说,第一图像数据帧602可在对应于患者的心搏周期的第一部分的第一时间生成,而第二图像数据帧604可在对应于患者的心搏周期的第二不同部分的第二时间生成。

[0042] 为了进一步促进在心搏周期的不同部分收集数据帧,可测量患者的心率且将其用作成像系统(例如,先前所描述的血管内超声成像系统)的输入。测量的心率可向用户提供关于心搏周期的频率的信息。以此方式,可通过使用测量的患者心率来确定生成第一图像数据帧602的第一时间和生成第二图像数据帧604的第二不同时间。在一些情况下,成像系统可使用患者的测量心率的输入来自动控制成像模块在患者的心搏周期的不同部分生成图像数据帧602、604。

[0043] 在生成图像数据帧602、604之后,第一图像数据帧602可被分成多个部分,所述多个部分各自具有第一图像数据帧602的所有图像数据的子集。在一些状况下,这可通过首先将生成的图像数据从笛卡尔坐标转换成极坐标形式来实现,但在其它情况下可使用在图像数据帧中表示的任何形式的图像数据。如图6的实例中所示出,第一图像数据帧602被细分

成多个部分606,所述多个部分606各自具有第一图像数据帧602的图像数据的子集。如此处所说明的实例中所示出,第一图像数据帧602被细分成7x7系列的图像块。但在其它实例中,可使用任何数目的部分606(例如,2x2、16x16等系列的图像块)以覆盖整个图像帧或图像帧的一个或多个部分。每个部分606的形状可采用各种大小的多种形状(例如,正方形、矩形、圆形、椭圆形等或甚至自由形式)。第一图像数据帧602可被分成的部分606的数目可例如取决于特定应用所要的精确度和/或特定应用可获得的处理能力。

[0044] 可选择第一图像数据帧602的特定部分606且将其与第二图像数据帧604的图像数据进行比较。此比较可用来定位第二图像数据帧604内的对应于由第一图像数据帧602的特定部分606表示的图像数据的图像数据。在一些情况下,这可包含确定由特定部分606表示的具体项目(例如,血管结构)或结构部分存在于第二图像数据帧604的图像数据内的何处。各种技术可用于定位第二图像数据帧604内的对应于由第一图像数据帧602的特定部分606表示的图像数据的图像数据。

[0045] 作为一个实例,可将第一图像数据帧602的选择的特定部分606与第二图像数据帧604的图像数据进行比较以选择第二图像数据帧604的部分608。第二图像数据帧604的部分608可构成第二图像数据帧604的所有图像数据的子集。可通过确定由部分608表示的图像数据的子集对应于由特定部分606表示的图像数据的子集基于所述比较选择第二图像数据帧604的部分608。

[0046] 在此实例中的比较的一个情况下,可将由第一图像数据帧602的特定部分606表示的图像数据与在第二图像数据帧604的多个部分中的每一个中表示的图像数据进行比较。接着可从第二图像数据帧604的多个部分选择第二图像数据帧604的部分608。在一个此类情况下,可通过确定部分608以比第二图像数据帧604的任何其它部分的图像数据更大程度地对应于由选择的特定部分606表示的图像数据来选择部分608。在一些情况下,比较可包含计算选择的特定部分606的图像数据与第二图像数据帧604的多个部分中的每一个的图像数据之间的匹配误差。计算出的匹配误差可为比较部分中的图像数据的类似性的数值表示(例如,比较部分的图像数据之间计算出的所有误差的总和)。在比较包含计算匹配误差的情况下,部分608可被选择为第二图像数据帧604的与特定部分606的图像数据具有最低匹配误差的部分。

[0047] 在一些实例中,可将特定部分606与第二图像数据帧604的所有图像数据进行比较。在此类实例中,第二图像数据帧604被分成的多个部分将包含第二图像数据帧604的所有图像数据。因此,在这些实例中,如先前所描述,将会将特定部分606与第二图像数据帧604和相应地选自第二图像数据帧604的所有图像数据的部分608的所有图像数据进行比较。

[0048] 在其它实例中,可仅将特定部分606与第二图像数据帧604的所有图像数据的子集进行比较。在一个此类实例中,可将特定部分606仅与第二图像数据帧604的在第二图像数据帧604的搜索窗口610内的图像数据进行比较(例如,第二图像数据帧604的与特定部分606进行比较的多个部分中的每一个在搜索窗口610内)。搜索窗口610构成第二图像数据帧604的不到全部图像数据,且因此定义第二图像数据帧604的所有图像数据的子集。当被利用时,搜索窗口610的大小可在不同实施例中例如从仅仅大于特定部分606(例如,包含比特定部分606稍微更多的图像数据)的大小变化到刚好小于第二图像数据帧604的整体的大

小。在所说明的实例中,搜索窗口610大于特定部分606且构成第二图像数据帧604的所有图像数据的子集,所述子集不包含形成第二图像数据帧604的周边的图像数据。可能有用的是根据与特定部分606的比较排除第二图像数据帧604的一个或多个位置处的图像数据,所述图像数据已知不大可能包含对应于特定部分606的图像数据的图像数据。在其中有待识别血管腔内的血液与沿着血管壁的斑块之间的界面的血管内成像的示范性应用中,可能有用的是在一些情况下出于高效的目的根据与特定部分606的比较排除帧604的周边。

[0049] 在其中利用搜索窗口610的实例中,可将第一图像数据帧602的特定部分606仅与界定的搜索窗口610内的第二图像数据帧604的每个部分进行比较。可通过确定由特定部分606表示的图像数据以比搜索窗口610的任何其它部分处的图像数据更大程度地对应于由部分608表示的图像数据而从搜索窗口610选择第二图像数据帧604的部分608。在一种情况下,这可由与由搜索窗口610内的所有部分的特定部分606表示的图像数据具有最低计算匹配误差的部分608来确定。

[0050] 尽管在所说明的实例中仅示出一个帧602,但在另一实施例中,第二帧604可在选择部分608时充当多于一个帧602的参考帧。多于一个帧602可包含在帧604之前生成的一个或多个帧和/或在帧604之后生成的一个或多个帧。在此实施例中,可选择两个或多于两个帧602中的每一个中的特定部分606,其中帧602中的每一个中的特定部分606被选择为对应于相同图像数据。可以与上文针对帧602中的每一个中的特定部分606中的每一个所描述的方式类似的方式选择对应部分608。遍及帧604中的选择的每个部分608中的每一个的加权平均可用于确定帧604中的复合部分,且此复合部分可类似于下文针对部分608进一步所描述地使用。

[0051] 在基于比较选择第二图像数据帧604的部分608之后,可计算位移向量612。出于示出位移向量612的说明性方便目的,由部分606表示的图像数据的位置被示出为模拟到第二图像数据帧604上作为部分606'。

[0052] 位移向量612可表示以部分606和608表示的图像数据之间的相对移动。在第一帧602和第二帧604在不同时间生成的情况下,位移向量612可表示在生成图像数据帧602与604之间的时间段内以部分606和608表示的图像数据之间的移动。由于部分608可被选择为包含对应于由部分606表示的图像数据的图像数据,位移向量612可用来表示由部分606、608的图像数据表示的相同项目在此时间段内的移动。具体地说,位移向量612的长度可用作项目在第一数据帧602与第二数据帧604之间的时间段内的移动范围的度量。在所描述的实例中,位移向量越长,物体在所述时间段内的移动程度越大。物体在所述时间段内的移动程度接着可用于确定物体的身份,从而允许以生成的图像指示此类物体。

[0053] 在计算位移向量612且将其存储于存储器中或另外指出,可针对第一图像数据帧602的任何数目的其它部分重复所描述的技术中的一些或全部,所述任何数目的其它部分包含帧602的所有部分。以此方式,可最终计算多个位移向量。每个此类位移向量可表示在第一数据帧602与第二数据帧604之间的时间段内第一图像数据帧602的相应部分中的图像数据与第二图像数据帧604的相应部分中的对应图像数据之间的相对移动。每个此类位移向量的长度可存储于存储器中或另外指出。如下文将进一步描述,计算出的位移向量的长度的相对差可用于识别在所述时间段内的差动移动。

[0054] 图7示出说明各自使用先前相对于图6所描述的比较计算出的多个位移向量702的

示范性图。如先前所指出,每个位移向量702可用来表示第一和第二帧的部分的对应图像数据随时间的相对移动(例如,成像视图中的物体随时间的相对移动)。

[0055] 在一些实施例中,可比较两个或多于两个位移向量702的相对长度以例如区分成像视图中的物体。举例来说,确定两个位移向量具有不同长度(或具有超出预定程度的不同长度)可指示由每个位移向量表示的图像数据在所述时间段内移动到不同程度。在一些情况下,此类图像数据的移动的不同程度可表示相应图像数据对应于成像视图中的不同物体。举例来说,在血管内成像应用中,成像视图中的物体可包含血液、斑块和血管组织。血液随时间的移动可不同于组织和累积在组织处的斑块在相同时间内(例如,在心搏周期的一个或多个特定部分内)的移动。因此,在此应用中,比较位移向量的长度可允许确定图像数据是表示血液还是实际上表示组织或斑块中的任一个。

[0056] 在图7的实例中,可看出具有类似长度的位移向量702的不同区域。具体地说,区域704由具有等于或大于预定长度的长度的位移向量702的存在界定,而区域706由具有小于预定长度的长度的位移向量702的存在界定。这些长度可表示区域704中的图像数据在所述时间段内移动到类似程度,且进一步表示区域706中的图像数据在不同于区域704的时间段的时间段内移动到类似程度。通过比较多个位移向量702的相对长度,可确定区域704和706对应于成像视图中的不同物体。成像视图中的不同物体的位置可通过使用指示符包含在图像上,如下文将进一步描述。

[0057] 尽管位移向量的相对长度在本文中已经被描述为可用于基于在项目的时间内的移动程度区分成像视图中的项目,但除位移向量的长度外或作为位移向量的长度的替代可使用计算出的位移向量的其它特性。举例来说,位移向量的方向且因此表示项目图像数据已经随时间移动的方向可用于区分成像视图中的项目。在一些情况下,使用位移向量的方向可进一步包含使用在特定方向上的位移向量的斜率来区分成像视图中的项目。在一个实例中,指示符可包含在所显示图像上的使用以先前所描述的方式计算出的位移向量的长度和方向确定的图像上的位置处。

[0058] 图8示出与上面的指示符802和804一起输出的示范性血管横截面图像800。在此实例中,指示符802表示成像血管的外部弹性膜边界,而指示符804表示血管管腔与(例如,沿着血管壁累积的)斑块之间的界面。可使用计算出的位移向量中的一个或多个将起诉者802、804中的一个或两个定位在图像800上。举例来说,如先前所描述,可通过比较计算出的位移向量中的两个或多于两个而将指示符804定位在图像800上。两个或多于两个数据向量超出预定程度而不同的位置(例如,两个或多于两个数据向量超出预定程度而不同的长度的位置)可用作指示符804的位置。这可在图像800上的各种位置上方重复以生成如图8中所示出的指示符804。以此方式,在一个实施例中,指示符804定位于输出图像800上的根据相对长度超出预定程度而不同的位置处的位移向量的图像800上的位置处。

[0059] 在图8的实例中,指示符802、804呈不同颜色的实线的形式,且表示成像血管中的项目之间的边界。在其它实例中,一个或多个指示符可包含在呈各种形式的生成图像上。举例来说,指示符可采用图像800上的表示阴影区域处的血管的特定项目的阴影区域的形式。在另一情况下,指示符可采用指向图像800上的表示特定项目或在箭头的位置处的血管的项目的部分(例如,对项目的剩余部分的部分)的具体位置的箭头的形式。

[0060] 图9示出一种用于分割图像的方法900的实施例的流程图。方法900包含生成图像

数据的第一和第二帧(步骤910)。此步骤可包含在第一时间获得多个数据向量以形成图像数据的第一帧,和在第二不同时间获得多个数据向量以形成图像数据的第二帧。在一些实例中,可使用具有用于在类似于先前所描述的成像装置的成像装置处发出和接收声能的血管内成像装置(例如,超声换能器)的血管内成像系统获得数据向量。

[0061] 方法900的实施例进一步包含选择第一帧的具有第一帧的图像数据的子集的第一部分,和将第一部分与第二帧的图像数据进行比较(步骤920)。在一些实例中,此步骤可包含将第一部分与第二帧的所有图像数据进行比较。在其它实例中,此步骤可包含将第一部分与第二帧的图像数据的子集进行比较,例如仅将第一部分与第二帧的搜索窗口内的图像数据进行比较。

[0062] 如所说明,方法900的实施例还包含基于第一帧的第一部分与第二帧的图像数据的比较选择具有第二帧的图像数据的子集的第二部分(步骤930)。可通过确定由第二部分表示的图像数据的子集对应于由第一部分表示的图像数据的子集基于比较选择第二帧的第二部分。第二部分的图像数据可对应于第一部分的图像数据,其中第二部分的图像数据比第二帧的任何其它部分的图像数据更大程度地对应于第一部分的图像数据。在一个实例中,第二部分可被选择为第二帧的与由第一部分表示的图像数据具有最低数值匹配误差的部分。

[0063] 使用第一帧的选择的第一部分和第二帧的选择的第二部分,方法900另外包含计算第一位移向量(步骤940)。第一位移向量(例如,第一位移向量的长度)可表示选择的第一部分与选择的第二部分之间在第一与第二帧的生成之间的时间段内的相对移动。因此,第一位移向量可表示由相应第一和第二帧的对应第一和第二部分表示的图像数据在所述时间段内的相对移动。

[0064] 方法900的实施例进一步包含选择第一帧的具有第一帧的图像数据的子集的第三部分,以及将第三部分与第二帧的图像数据进行比较(步骤950)。第一帧的第三部分可为与第一帧的第一部分不同的部分,且因此可表示第一帧的与第一部分不同的图像数据。此步骤可类似于如先前所描述的第一部分与第二帧的图像数据的比较。

[0065] 基于第一帧的第三部分与第二帧的图像数据的比较选择具有第二帧的图像数据的子集的第四部分(步骤960)。此步骤可类似于如先前所描述的第二帧的第二部分的选择。

[0066] 使用第一帧的选择的第三部分和第二帧的选择的第四部分,方法900另外包含计算第二位移向量(步骤970)。第二位移向量(例如,第二位移向量的长度)可表示选择的第三部分与选择的第四部分之间在第一与第二帧的生成之间的时间段内的相对移动。因此,第二位移向量可表示由相应第一和第二帧的对应第三和第四部分表示的图像数据在所述时间段内的相对移动。

[0067] 方法900的实施例可进一步包含输出上面具有指示符的图像,其中通过使用计算出的第一和第二位移向量确定指示符在图像上的位置(步骤980)。此步骤可包含比较第一和第二位移向量,例如将第一位移向量的长度与第二位移向量的长度进行比较。可确定第一帧的第一和第三部分的相应图像数据表示成像视图中的不同项目,其中第一位移向量的长度不同于第二位移向量的长度超出预定程度。

[0068] 通过使用第一和第二位移向量的比较来区分成像视图中的不同项目,可输出具有示出成像视图中的不同项目的指示符的图像。在一个此类实例中,指示符可示出成像视图

中的不同项目之间的界面。因此,生成的具有指示符的图像可用于诊断程序,其中血管的几何形状在诊断和确定相对于血管采取干预动作的需要中起作用。

[0069] 实施例还包含执行所描述的方法的系统。举例来说,另一实施例可包含成像系统。系统可包含具有血管内成像装置(例如,包含超声换能器)以生成成像数据的导管组合件。由导管组合件生成的图像数据可表示多个图像元素。系统还可包含具有图像显示区域的用户接口。在一些实例中,用户接口可被配置成从用户接收输入,且可至少部分地包含一个或多个触摸屏。系统还可包含与血管内成像装置和用户接口通信的成像引擎。

[0070] 成像引擎可具有可用于分割待显示在用户接口上的图像的至少一个处理器。成像引擎可被配置成接收形成图像数据的第一帧的多个数据向量和形成图像数据的第二帧的多个数据向量。在一些情况下,可在第一时间段内获得形成第一帧的相应数据向量,且可在不同于第一时间段的第二时间段内(例如,第一时间段之前或之后)获得形成第二帧的多个数据向量。在一个实例中,患者的心率可用作对成像引擎的输入以生成患者的心搏周期的所要部分的第一和第二帧。使用至少一个处理器,成像引擎可将第一帧的一部分与第二帧的图像数据进行比较。基于所述比较,成像引擎可使用至少一个处理器选择第二帧的图像数据的对应于第一帧的部分的一部分。接着可使用至少一个处理器通过成像引擎计算表示在第一和第二帧的部分中的对应图像数据的时间段内的移动的位移向量。可重复此过程以计算图像数据的不同部分的多个位移向量。使用至少一个处理器,成像引擎可比较位移向量以识别由图像数据表示的项目的差动移动。这可包含比较位移向量的相对长度的至少一个处理器。最后,至少一个处理器可使用位移向量的比较确定指示符在所显示图像上的位置。

[0071] 另一实施例可包含非暂时性计算机可读存储物品,所述非暂时性计算机可读存储物品上存储有计算机可执行指令以使至少一个可编程处理器显示具有针对成像视图中的一个或多个项目的指示符的图像。至少一个可编程处理器可接收形成对应于不同时间的第一和第二数据帧的多个数据向量。至少一个可编程处理器可将第一帧的一部分与第二帧的图像数据进行比较。基于所述比较,至少一个可编程处理器可选择第二帧的图像数据的对应于第一帧的部分的图像数据的一部分。接着可通过至少一个可编程处理器计算表示在第一和第二帧的部分中的对应图像数据的时间段内的移动的位移向量。可重复此过程以计算图像数据的不同部分的多个位移向量。至少一个可编程处理器可比较位移向量以识别由图像数据表示的项目的差动移动。这可包含比较位移向量的相对长度的至少一个可编程处理器。最后,至少一个可编程处理器可使用位移向量的比较确定指示符在所显示图像上的位置。

[0072] 已经描述了本发明的各种实例。尽管已经参考某些所公开的实施例相当详细地描述了本发明,但出于说明的目的且非限制性地呈现实例。并入有本发明的其它实施例是可能的。本领域的技术人员将了解,可在不脱离本发明的精神和所附权利要求书的范围的情况下进行各种改变、改编和修改。

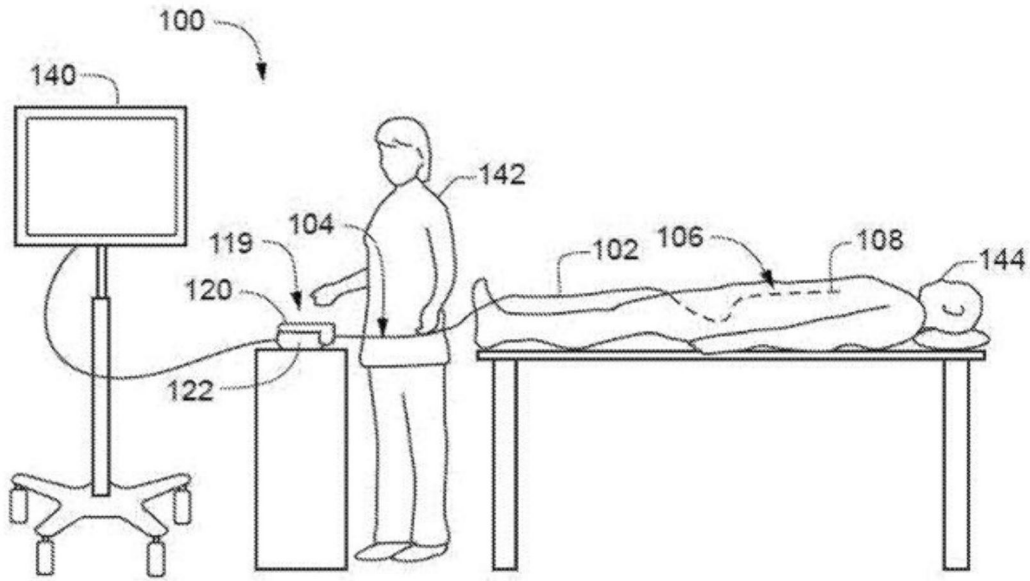


图1

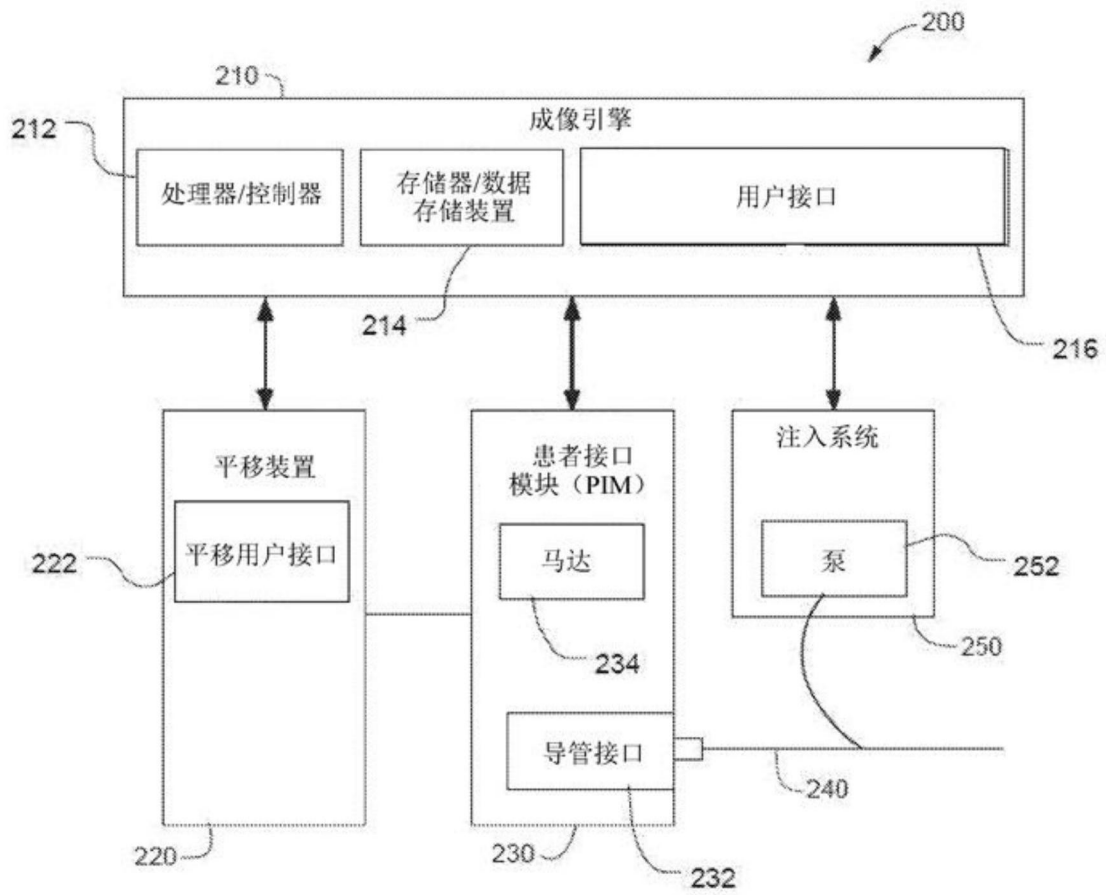


图2

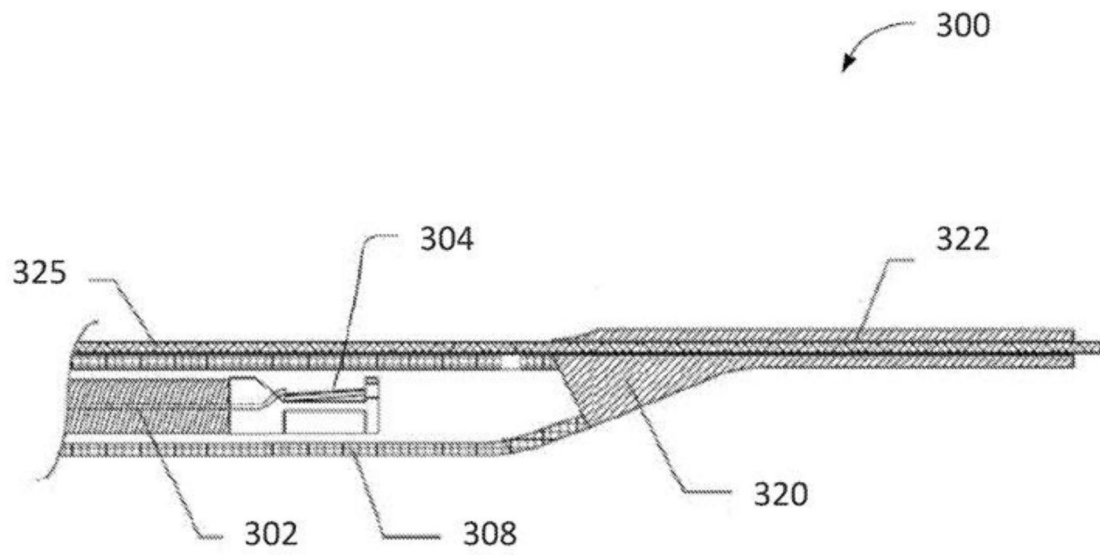


图3

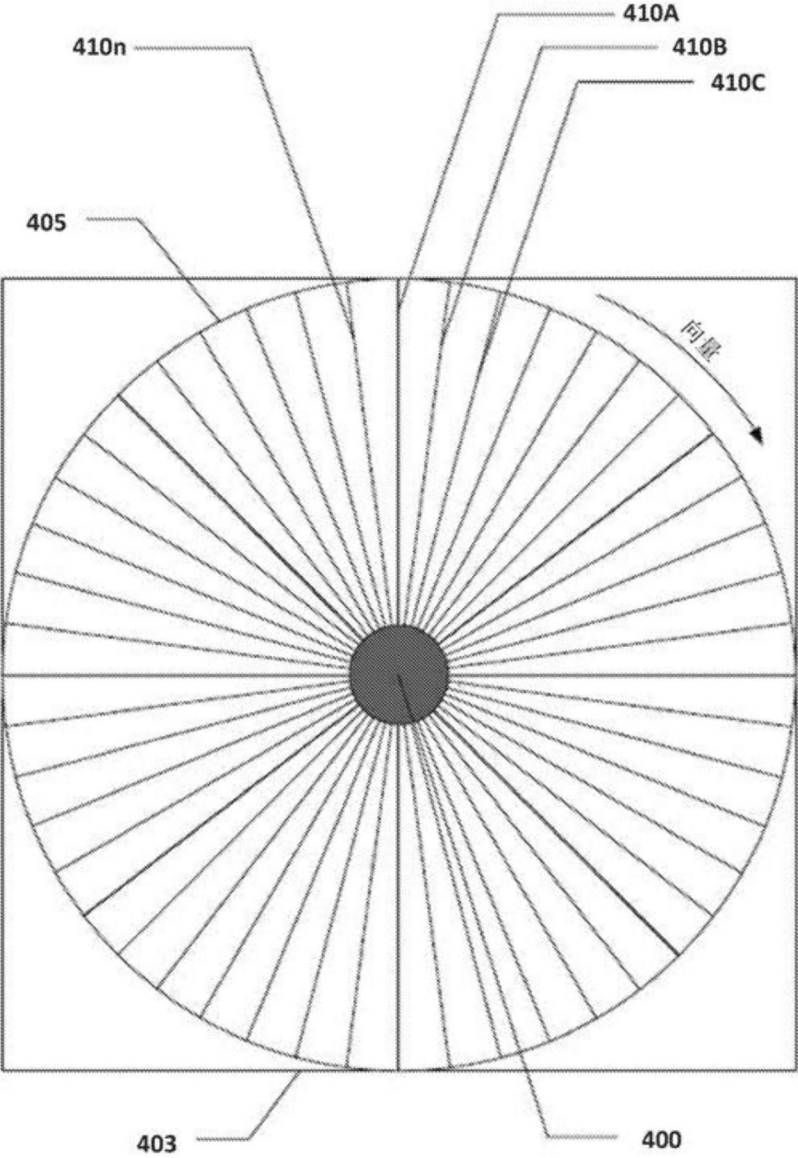


图4

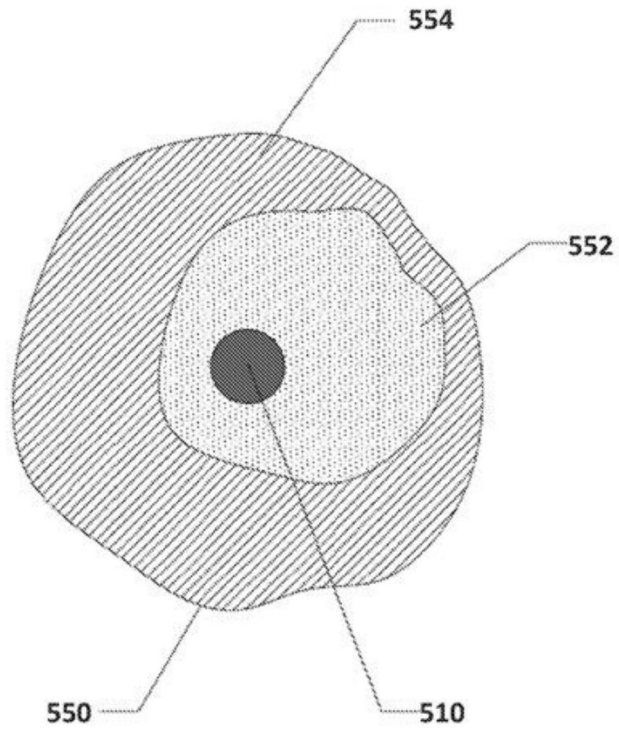


图5

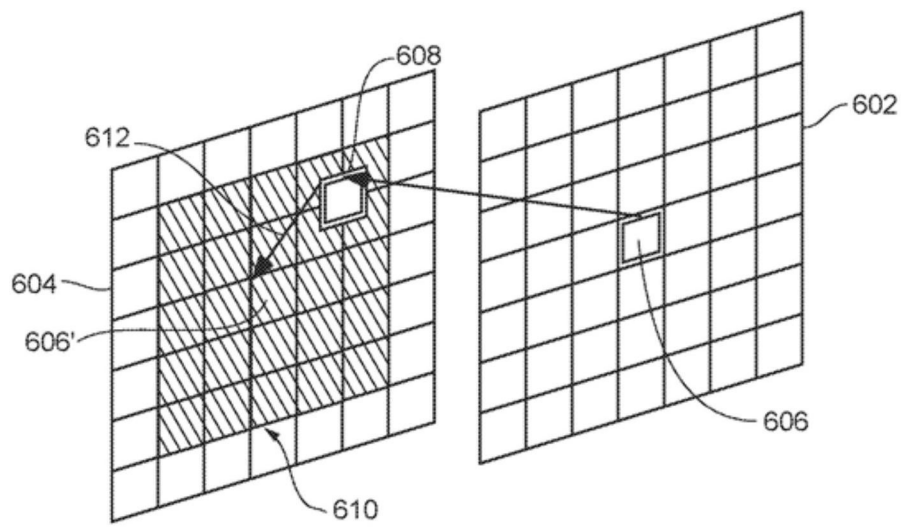


图6

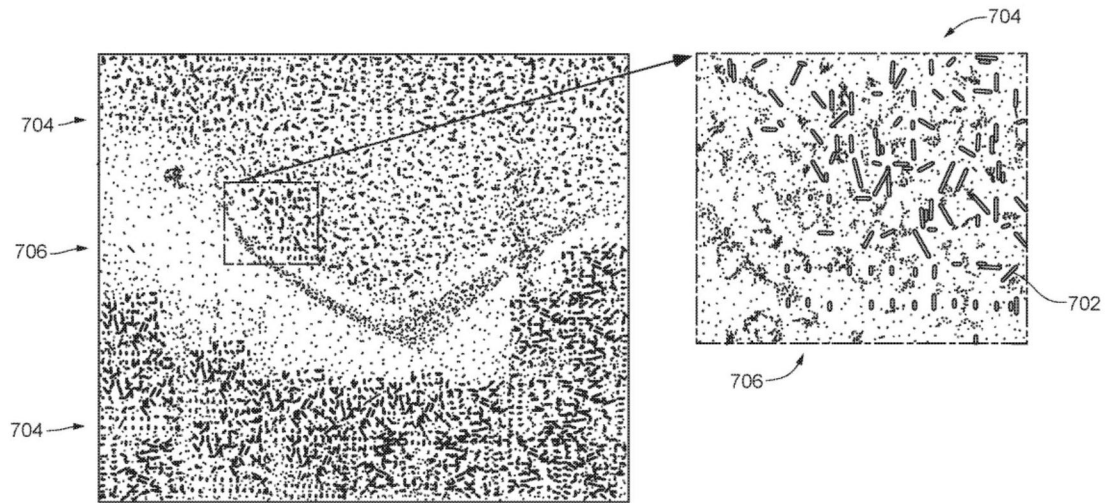


图7

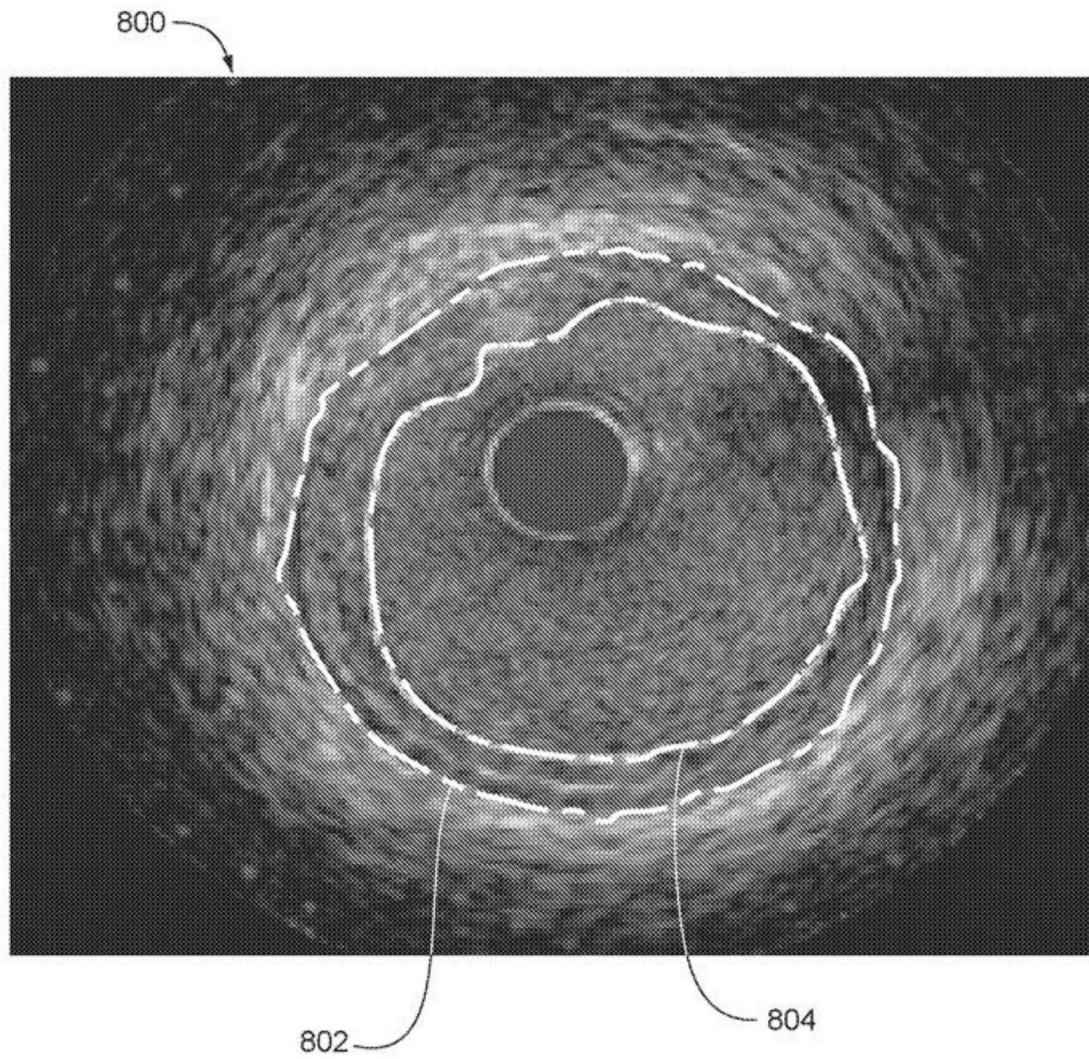


图8

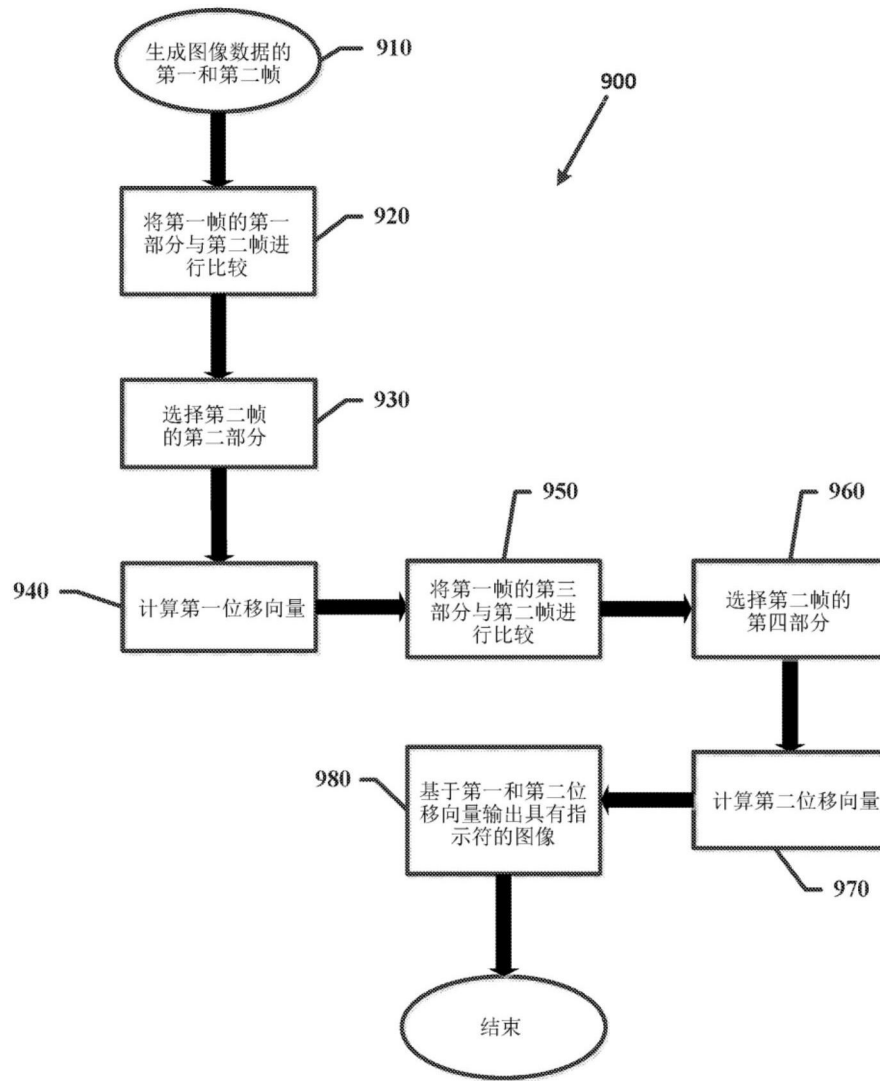


图9