



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103153223 B

(45)授权公告日 2016.09.14

(21)申请号 201180048443.2

(22)申请日 2011.10.06

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103153223 A

(43)申请公布日 2013.06.12

(30)优先权数据

61/391,137 2010.10.08 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2013.04.07

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2011/054400 2011.10.06

(87)PCT国际申请的公布数据

W02012/046202 EN 2012.04.12

(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 A·E·德雅尔丹

G·W·T·霍夫特 R·陈

R·曼茨克 G·谢克特

C·S·霍尔

(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

US 2010/0030063 A1,2010.02.04,

US 2010/0030063 A1,2010.02.04,

CN 101370554 A,2009.02.18,

US 2010/0249507 A1,2010.09.30,

US 2010/0030063 A1,2010.02.04,

US 2010/0076455 A1,2010.03.25,

审查员 霍璐

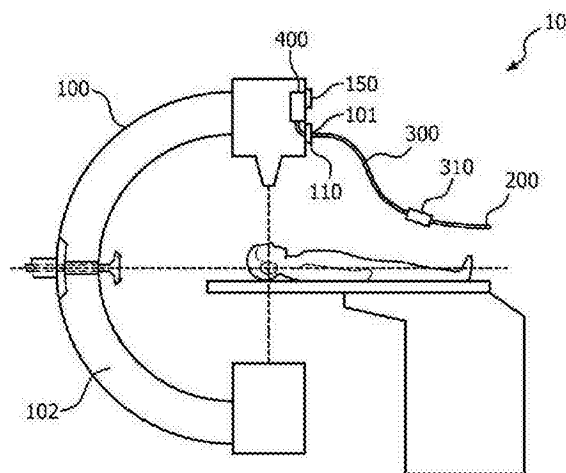
权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54)发明名称

用于动态仪器追踪的具有集成传感器的柔性线缆

(57)摘要

提供一种系统和方法,用于在介入程序期间追踪仪器的功能部分并显示与所述仪器的功能部分相对应的动态成像。所述系统包括:至少一个仪器;用于采集与引导所述仪器相关的解剖图像的系统;线缆,其固定端连接到所述成像系统并且远端连接到所述仪器,所述线缆包括至少一个纵向光纤,所述纵向光纤具有多个光学形状传感器;光学控制台,其探询所述传感器并且探测反射光;以及处理器,其计算每个传感器位置处的局部曲率以确定所述线缆的三维形状,并且利用所述线缆的所述局部曲线和所述线缆的固定端的位置来确定所述仪器相对于所述图像的位置和取向。



1. 一种在介入程序期间追踪仪器的功能部分并显示与所述仪器的功能部分对应的动态成像的系统,包括:

至少一个仪器;

用于采集与引导所述仪器相关的解剖图像的系统;

线缆,其固定端连接到成像系统,并且其远端连接到所述仪器,所述线缆包括光学形状传感器;

光学控制台,其探询所述光学形状传感器;以及

处理器,其计算沿所述线缆的不同位置处的局部曲率,使用所确定的局部曲率确定所述线缆的三维形状,并且利用所述线缆的所确定的形状和所述线缆的所述固定端的位置来确定所述仪器相对于所述图像的位置和取向。

2. 如权利要求1所述的系统,其中,所述成像系统构建三维图像空间并且针对所述仪器显示所述图像空间的适当的视图,所述视图示出所述图像空间中的所述仪器的所述功能部分。

3. 如权利要求1所述的系统,其中,所述仪器从多个仪器中选择,所述系统还包括识别从多个仪器中选定的一个的仪器识别单元。

4. 如权利要求3所述的系统,其中,所述识别单元是RFID接收器,并且识别所述仪器的RFID发射器被设置于所述仪器上或者所述仪器的包装上。

5. 如权利要求3所述的系统,其中,所述识别单元是条形码读取器,并且识别所述仪器的条形码被设置于所述仪器上或者所述仪器的包装上。

6. 如权利要求3所述的系统,其中,所述识别单元是电传感器,并且由所述仪器或所述仪器的包装提供识别所述仪器的电信号。

7. 如权利要求3所述的系统,其中,所述识别单元是用于手动输入识别指示的小键盘。

8. 如权利要求1所述的系统,其中,所述处理器是所述成像系统的图像处理器。

9. 如权利要求1所述的系统,其中,所述仪器通过机械连接而能移除地连接到所述线缆的所述远端。

10. 如权利要求1所述的系统,其中,所述仪器通过磁连接而能移除地连接到所述线缆的所述远端。

11. 如权利要求1所述的系统,其中,所述成像是XperCT系统,并且所述线缆连接到所述XperCT系统的C型臂主体。

12. 如权利要求1所述的系统,其中,所述成像是组合的X射线乳房成像和活检系统,并且所述线缆连接到X射线源、X射线探测器或活检系统。

13. 如权利要求1所述的系统,其中,至少两条线缆连接到所述成像系统。

14. 如权利要求1所述的系统,其中,至少一个标记物被设置在所述线缆上或所述仪器上以提供用于计算所述线缆的形状的实时参考点。

15. 如权利要求14所述的系统,其中,所述标记物是不透射线的标记物。

16. 如权利要求1所述的系统,其中,所述光学形状传感器包括具有至少一条光纤纤芯的至少一条光纤,所述光纤纤芯具有嵌入的光学散射体。

17. 如权利要求16所述的系统,其中,所述光学形状传感器包括所述线缆的纵轴上的光纤纤芯和围绕所述纵轴以螺旋模式布置的三条光纤纤芯,每条光纤纤芯具有嵌入的光学散

射体。

18. 如权利要求16所述的系统,其中,所述光学散射体是所述纤芯中或所述纤芯的包层中的瑞利散射体。

19. 如权利要求16所述的系统,其中,所述光学散射体是光纤布拉格光栅。

20. 一种用于追踪仪器的功能部分并且显示与所述仪器的功能部分对应的动态成像的方法,包括:

从成像机器接收成像数据;

构建图像体积;

确定柔性线缆的三维形状,所述柔性线缆的一端固定在相对于所述成像机器的已知位置处并且所述柔性线缆具有设置于相对的一端的仪器连接器;

使用所述线缆的固定端的已知位置、所述线缆的三维形状和所述仪器的预定尺寸和形状,来确定所述仪器的所述功能部分的位置;以及

显示动态图像,所述动态图像与所述仪器对应并且示出所述图像体积中的选定仪器的所述功能部分。

21. 如权利要求20所述的方法,其中,所述柔性线缆包括在所述线缆中纵向地设置的光学纤芯,所述光学纤芯中设置有多个散射体,并且通过使用应变测量结果计算长度分辨的曲率来确定所述线缆的所述三维形状。

22. 如权利要求20所述的方法,其中,所述仪器是从多个仪器中选择的,并且所述方法还包括:

接收从多个仪器中选择的选定仪器的识别,所述选定仪器附接到所述仪器连接器。

23. 如权利要求22所述的方法,还包括:

移除所述仪器;

将新的仪器连接到所述线缆;以及

接收所述新的仪器的识别。

24. 如权利要求20所述的方法,还包括,使用实时成像细化对所述线缆的形状计算。

用于动态仪器追踪的具有集成传感器的柔性线缆

[0001] 本发明涉及医学成像领域并且更具体而言涉及追踪仪器的功能部分并且提供与所述仪器的所述功能部分相对应的动态成像。

[0002] 在介入程序中,越来越多地使用成像系统来引导仪器。在当前的实践中,使用诸如磁共振成像(MRI)、计算机断层摄影(CT)或XperCT(例如,与平面探测器CT图像共配准的实况透视图像)的模态执行的体积成像,可以用于在程序之前识别组织靶的位置以及用于识别围绕所述靶的敏感组织以将附带组织伤害造成的并发症降到最低。可以使用与在实时程序中使用的引导仪器所使用的模态不同的模态来采集这些图像体积。例如,针对程序前成像可以使用CT,并且针对实时图像引导可以使用超声。

[0003] 仪器的功能部分(例如,解剖刀的刀片)相对于在程序前图像中识别的结构的精确定位对医师而言是至关重要的。通常,用于实时图像引导的信息是有限的。可用信息是有限的,这是因为将成像技术的使用保持在最小(例如,在使用X射线透视时为减少患者对电离辐射的暴露)。可用信息也可能因为成像技术的固有限制(例如,某些病变对超声缺少对比度)而受限。因而,医师经常遇到仪器相对于由图像体积反映的解剖结构的位置的不确定性。这些不确定性可导致患者风险的增加和程序花费的提高。

[0004] 已提出针对仪器追踪的若干基于标记物的方法。一种这样的基于标记物的方法是光学追踪。在光学追踪中,以标记物在光学探测器下可见的方式将标记物置于仪器上。在该方法中,阻挡、遮掩或者以其他方式限制探测器的视场或视线的对象可以使算法失效或者降低它的追踪性能。

[0005] 另一种基于标记物的方法是电磁引导。该方法需要在仪器上放置EM传感器。尽管该方法中不存在光学追踪遇到的视线问题,但是追踪精度和准确性可能由外部EM场而降低,这是由于EM环境的空间时间上的变化。

[0006] 在以上提及的两种基于标记物的追踪方法中,标记物的位置必须配准到成像体积的坐标系。在这些坐标系间存在误配准的情况下,可能会出现错误。例如,当EM系统在房间中轻微移动时就可能出现误配准。

[0007] 另一种方法是使用光学形状感测来确定伸长的柔性仪器(例如解剖结构中的导管)的形状。在这种背景下的光学形状感测是指向定位于仪器中的光纤纤芯递送光以及从定位于仪器中的光纤纤芯收集光;处理关于所收集的光的信号以推断所述仪器的形状或所述仪器的形状的方面或该仪器的形状的方面。例如,光学形状感测可包括来自光纤布拉格光栅(“FBG”)的反向散射以及来自光纤纤芯和包层中的瑞利散射。结合基于标记物的方法描述了该形状感测。在该方法中,将标记物放在所述仪器上以追踪仪器的位置并且使用光学形状感测来确定解剖结构中仪器的形状。

[0008] 提供一种系统和方法,用于在介入程序期间通过确定将仪器连接到成像系统的线缆的三维形状来追踪所述仪器的功能部分,并且显示与所述仪器的所述功能部分对应的动态成像。

[0009] 根据一个实施例,所述系统包括:至少一个仪器;用于采集与引导所述仪器相关的解剖图像的系统;线缆,其固定端连接到所述成像系统,并且其远端连接到所述仪器,所述

线缆包括具有多个光学传感器的至少一个纵向光纤,包括具有诸如光纤布拉格光栅或瑞利散射体的散射源的光纤纤芯;光学控制台,其探询所述传感器并且探测反射光;以及处理器,其计算沿传感器长度的局部曲率以确定所述线缆的三维形状,并且利用所述线缆的所述三维形状和所述线缆的固定端的位置来确定所述仪器相对于所述图像的位置和取向。在一个实施例中,有四个光纤纤芯,一个光纤纤芯位于轴上并且其他的以螺旋的方式围绕位于轴上的光纤纤芯布置。尽管本文中关于FBG描述了本发明,但是可以理解,可以一般地包括用于形状感测或者定位的光纤光学器件,包括,例如,在存在或者不存在FBG或其他光学器件的情况下,使用反向散射、光纤力感测、光纤位置传感器或瑞利散射来通过在光纤中的一个或多个部分中探测变化来感测或定位。

[0010] 根据一个实施例,所述成像系统构建三维图像空间并且针对所述仪器显示图像空间的适当视图,示出所述仪器在图像空间的功能部分。

[0011] 在一个实施例中,从多个仪器中选择所述仪器。在该实施例中,所述系统还包括仪器识别单元,所述仪器识别单元识别多个仪器中选定的一个。所述识别单元可以是RFID接收器,其中,识别所述仪器的RFID发射器被设置于所述仪器上或所述仪器的包装上。可选地,所述识别单元可以是条形码读取器,其中,识别所述仪器的条形码被设置于所述仪器上或所述仪器的包装上。根据另一可选实施例,所述识别单元是电传感器并且由所述仪器或所述仪器的包装提供识别所述仪器的电信号。在又一可选实施例中,所述识别单元是用于手动输入识别指示的小键盘。

[0012] 根据一个实施例,所述处理器是成像系统的图像处理器。

[0013] 根据一个实施例,通过诸如箍环或螺纹接合的机械连接将所述仪器可移除地连接到所述线缆的远端。可选地,可以通过磁连接或者粘合剂将所述仪器可移除地连接到所述线缆的远端。

[0014] 所述成像系统可以是XperCT系统,其中,所述线缆连接到所述XperCT系统的C型臂主体。可选地,所述成像系统可以是组合的X射线乳房成像和活检系统,其中,所述线缆连接到X射线源、X射线探测器或活检系统。

[0015] 根据一个实施例,至少两条线缆连接到所述成像系统。这允许同时追踪两个仪器。

[0016] 根据一个实施例,将至少一个标记物设置在所述线缆或所述仪器上以提供用于计算所述线缆的形状的实时参考点。所述标记物可以是不透射线的标记物。可选地,所述标记物可以是电磁或光学标记物。所述光纤纤芯集成在所述线缆中。优选地使用四条光纤纤芯,一条光纤纤芯位于轴上并且其他的以螺旋的方式围绕位于轴上的光纤纤芯布置。应该指出,所述四条纤芯既可以包含在单条光纤中(从而共享包层)又可以包含在机械连接(例如,粘合的)的单独的光纤中。

[0017] 根据一个实施例,提供一种用于追踪仪器的功能部分并且显示与所述仪器的功能部分对应的动态成像的方法。所述方法包括:从成像机器接收成像数据;构建图像体积;确定柔性线缆的三维形状,所述柔性线缆的一端固定于相对于所述成像机器的已知位置,并且所述柔性线缆具有设置于相反一端的仪器连接器;使用所述线缆的固定端的已知位置、所述线缆的三维形状以及所述仪器的预定的尺寸和形状来确定所述仪器的功能部分的位置;以及显示与所述仪器对应并且在所述图像体积中示出选定仪器的功能部分的动态图像。

[0018] 根据一个实施例,所述柔性线缆包括在所述线缆中纵向设置的光纤纤芯。在光纤纤芯或包层中设置多个光学散射体(例如,光纤布拉格光栅或瑞利散射体)。测量沿所述线缆的不同位置的反射率。从这些长度分辨的反射率测量结果,可以进行长度分辨的应变和曲率计算。从后者计算线缆的三维形状。

[0019] 根据一个实施例,从多个仪器中选择所述仪器。该实施例的方法还包括接收从多个仪器中选定的选定仪器的识别,所述选定仪器附接到仪器连接器。在一个实施例中,将所述仪器移除,将新的仪器连接到所述线缆,并且通过仪器识别单元识别所述新仪器。

[0020] 根据一个实施例,所述方法还包括使用实时成像细化针对线缆的形状计算。

[0021] 结合附图进行理解,将从优选实施例的以下详细描述中更加清楚地理解本发明的特征和优势。附图中包括以下图:

[0022] 图1是根据本发明的实施例的无标记物追踪系统的侧视图;

[0023] 图2是根据本发明的实施例的用于将仪器附接到无标记物追踪系统的线缆的连接器的截面图;

[0024] 图3是根据本发明的实施例的无标记物追踪系统的线缆的截面图;

[0025] 图4是根据本发明的实施例的示出四个光纤纤芯的光纤的截面图;

[0026] 图5A-5C是根据本发明的实施例的光纤布拉格光栅的光谱响应的曲线图;

[0027] 图6是根据本发明的实施例的示出曲率测量传感器的线缆的部分的等轴测视图;

[0028] 图7是根据本发明的实施例的无标记物仪器追踪系统的方框图;

[0029] 图8是根据本发明的实施例的用于不使用标记物在图像空间追踪仪器的方法的流程图;以及

[0030] 图9是根据本发明的可选实施例的无标记物追踪系统的侧视图。

[0031] 本发明提供的系统和方法用于在介入程序期间无标记物地追踪仪器并且用于显示与选定仪器对应的图像空间以及在所述图像空间中示出选定仪器的功能部分。

[0032] 根据本发明的一个实施例,一种仪器追踪系统10包括用于采集和显示图像空间的成像系统100,所述图像空间示出邻近将要执行的介入程序的解剖结构。所述成像系统100可以是如图1中所示的C型臂平面探测器CT成像系统。可选地,所述成像系统可以是适于采集解剖结构的图像以用于在介入程序期间引导仪器的MRI、CT、X射线、超声、或其他类型的成像系统。根据一个实施例,所述成像系统100是能够提供三维图像体积的成像系统。

[0033] 所述仪器追踪系统10还包括用于在介入程序中使用的仪器200。所述仪器可以是在介入期间使用的任何仪器,包括但不限于:机械解剖刀(柳叶刀)、激光解剖刀、内窥镜、显微成像探头、外科解剖刀、牵开器、烧灼设备(电的或光学的)、导管、凿具、夹具、探头、套管针、剪刀等。由医师操纵所述仪器200来执行介入程序。在很多介入程序中,医师会使用多于一种仪器。因而,根据一个实施例,所述仪器追踪系统包括多于一种仪器。

[0034] 所述仪器200(或多个仪器中的一个)通过线缆300连接到成像系统100上的连接点101。该连接点101是可以配准到成像系统100的图像空间的坐标系的点。根据一个实施例,所述连接点位于光学连接器110处。在图示的实施例中,所述光学连接器110固定在CT成像系统的C型臂主体上。

[0035] 所述仪器200通过连接器310连接到线缆300。根据一个实施例,连接器310使用夹力将所述仪器紧固地夹持就位。所述连接器310包括圆柱体310,该圆柱体310通过卷边

(crimp)、粘合剂或任何其他适当的固定方法牢固地连接到线缆300。所述圆柱体可以是塑料的或者是任何其他合适的可透射线的结构材料。所述圆柱体311具有在箍环312上与内部螺纹接合的外部螺纹。所述箍环同样可以是塑料的或者是任何其他合适的可透射线的结构材料。锥形柔性包裹物313在线缆300对面延伸到箍环内部并且通过粘合剂、夹具或者任何其他合适的固定方法固定到所述圆柱体311。所述柔性包裹物可以是橡胶的或者是适于变形并夹住仪器的任何其他可透射线的柔性材料。所述仪器200被置于开口的锥形柔性包裹物313中并且可以紧靠所述圆柱体311的边缘以相对于所述线缆300准确地定位所述仪器200。所述箍环312关于所述圆柱体311旋转,所述圆柱体311使所述箍环312沿它的轴远离所述线缆300前进并且按压所述锥形柔性包裹物313以将所述仪器200紧固地保持就位。

[0036] 连接器310允许医师将多个仪器200中的任何一个连接到线缆300。此外,所述连接器310允许医师在介入程序期间更换仪器,如下文中所描述。

[0037] 根据可选的实施例,仪器200可以通过如下方式连接到线缆300:通过所述仪器的粘合剂、磁连接、螺纹接合而直接连接到所述线缆300,或者通过附接到所述线缆的螺纹构件,或者任何其他合适的连接方法。

[0038] 线缆300包括光纤纤芯324(图3),所述光纤纤芯324与光学控制台400(图1)一起构成形状感测系统320,所述形状感测系统320提供应变信息。该应变信息可以用来确定所述仪器200的准确位置以及用来呈现来自所述成像系统100的图像上的仪器位置。

[0039] 在所述线缆300内,至少一条并且优选地四条光纤324沿线缆轴325延伸,如图3中所示。优选地,一条光纤纤芯位于轴上并且其他光纤以螺旋的方式围绕位于轴上的光纤纤芯布置。应该指出,所述四条纤芯既可以包含在单条光纤中(从而共享包层)又可以包含在机械连接(例如,粘合的)的单独的光纤中。根据一个实施例,所述光纤324绕所述线缆轴325对称地布置。在沿所述线缆300的长度的多个位置在所述光纤纤芯或包层中提供多个光学散射体(图4中示出了单个光纤布拉格光栅)。

[0040] 光纤布拉格光栅是一段光纤,其反射特定波长的光并且透射所有其他波长的光。这是通过在光纤纤芯中加入折射率的周期性变化来实现的,这样就生成了波长特异性介质镜。因此可以将光纤布拉格光栅用作队列式(inline)光学滤光器以阻挡特定的波长,或者用作波长特异性反射器。

[0041] 如图4中所示,所述光纤324的纤芯在沿其长度的多数部分的折射率为 n_2 。然而,折射率以 $\lambda_B/2n_{\text{有效}}$ 的间隔(其中, $n_{\text{有效}}$ 是光学模式的有效折射率)变为不同的折射率 n_3 。图5A-5C示出了宽频带光信号对布拉格光栅的光谱响应。如图5A中所示,宽光谱光信号输入到光纤324。光被分为:不处于波长 λ_B 的光,其透射过布拉格光栅(图5B中所示);以及处于波长 λ_B 的光,其被布拉格光栅反射(图5C中所示)。

[0042] 光纤布拉格光栅涉及在折射率变化的每个界面处的菲涅尔反射。对于一些波长,各个周期的反射光相互之间是同相的,因而对于反射存在相长干涉,并且因此,对于透射光存在相消干涉。

[0043] 布拉格波长对应变和温度是敏感的。这意味着布拉格光栅可以用作光纤传感器中的感测元件。在FBG传感器中,被测变量引起布拉格波长 λ_B 的位移。由施加的应变(ϵ)和温度的变化(ΔT)引起的布拉格波长的相对位移, $\Delta \lambda_B/\lambda_B$,大致由以下公式给出:

[0044] $\Delta \lambda_B/\lambda_B = C_S \epsilon + C_T \Delta T$ (1)

[0045] 系数 C_s 称为应变系数并且其大小通常在 $0.8 \times 10^{-6}/\mu\epsilon$ 左右(或者绝对量为大约 $1\text{pm}/\mu\epsilon$)。系数 C_T 描述传感器的温度敏感性;其由热膨胀系数和热光效应组成。其值为大约 $7 \times 10^{-6}/\text{K}$ (或者绝对量 $13\text{pm}/\text{K}$)。

[0046] 可以将多个光学散射体330(例如光纤布拉格光栅或瑞利散射体)沿光纤的长度分布在纤芯或包层中以形成测量应变的传感器或量表。并入具有嵌入在结构中的、沿光纤长度的多个传感器(量表)的至少四条光纤纤芯,允许精确地确定该结构的三维形态。如图6中所示,散射体330定位于沿所述线缆300的长度的多个位置中的每个位置。可以由从线缆300采集的长度分辨的应变和曲率测量结果来确定线缆300的局部曲率。从多个应变和曲率测量结果确定线缆300的总的三维形态。

[0047] 根据一个实施例,可以使用多个线缆来在从成像系统100采集的图像体积的坐标中同时地追踪多个仪器。

[0048] 回到图1,光学控制台400在连接点101处被连接到线缆300的光纤纤芯324。在图示的实施例中,光学控制台被装备到成像系统100的C型臂主体中。光学控制台400向光纤和/或光纤纤芯递送光并且从其接收光。在使用光纤布拉格光栅的情况下,光学控制台400可以针对每个光纤布拉格光栅322的不同部分确定布拉格波长 λ_B 。

[0049] 根据一个实施例,将附接器件150设置于成像系统100的C型臂上以在旋转扫描期间固定线缆300的松散末端。所述附接器件可以是适于固定所述线缆300的任意机械连接设备。

[0050] 图7是图1中所示的仪器引导系统100的方框图。处理单元500包括处理器510,该处理器510能操作地连接到存储器520。根据一个实施例,它们通过总线530连接。处理器510可以是能够执行程序指令的任何设备,例如一个或多个微处理器。所述存储器可以是任何易失性或非易失性存储设备,例如可移除磁盘、硬盘、CD、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)等。

[0051] 显示器540也能够操作地连接到处理器510。所述显示器可以是适于呈现能够表现医学图像的图形用户界面(GUI)的任何监视器、屏幕等。

[0052] 成像单元120,例如成像系统100的C型臂102(图1中),能够操作地连接到处理器510。所述成像单元向处理器510提供成像数据以供处理从而创建解剖特征的图像体积。将所述图像体积呈现在显示器540上。处理单元500和成像单元120一起构成成像系统100。

[0053] 形状确定单元550将来自线缆300的应变和曲线数据提供给处理器510。形状确定单元包括光学形状传感器(包括沿线缆300的纵轴325定位于线缆300中的光纤纤芯324)。形状确定单元550还包括光学控制台400,其沿每条光纤纤芯发送宽频带光信号来探询所述光纤纤芯并且测量反射的波长来确定每条光纤纤芯中长度分辨的应变和曲率。替代地,反射光谱可以从窄频带光源获得,其中波长随时间扫描。使用局部曲率来确定线缆300在图像空间中的形状。

[0054] 光学控制台400可具有处理器(未示出),所述处理器与处理单元500中的处理器510分开。此外,光学模块400可以针对波长偏移、应变和曲率执行一些或全部计算;并且向处理器510提供波长测量结果、偏移计算、应变计算或曲率数据。处理器510处理成像数据以形成图像空间,所述图像空间呈现在显示器540上。必要时处理来自形状确定单元550的数据以计算线缆300的长度上的曲率。由处理器510使用该形状数据,与位于线缆300的固定端

的已知配准点101(图1)一起,来确定线缆300在连接310处的位置和取向,并且因而确定仪器200在图像空间中的位置和取向。

[0055] 仪器识别单元(IIU)560能操作地连接到处理单元500中的处理器510。IIU560包括用于识别在介入程序期间由医师使用的多个仪器200中的一个的器件。识别器件可包括射频识别(RFID)接收器,同时每个仪器200或者其包装上附接有RFID发射器。可选地,所述识别器件可以是条形码读取器,同时每个仪器200或者其包装具有印于其上的条形码。根据另一实施例,可以将电阻码或微芯片嵌入或附接到每个仪器200。根据又一实施例,所述识别器件可以是键盘或小键盘,由医师手动地输入识别指示,例如编码,或者从菜单中选择,等等。所述识别器件可以是与连接器310集成的,使得识别信息通过线缆300发送。可选地,可以将所述识别器件设置于另外的位置,例如将所述处理单元与所述仪器200一起拿到识别器件来识别。

[0056] 现在参考图8,示出了用于在图像空间中动态地追踪仪器的方法的流程图。将患者定位于成像系统100(步骤810)。根据本领域中已知的程序执行患者定位。根据一个实施例,如图1中所示,将患者定位于C型臂主体内的XperCT成像系统上。

[0057] 对患者执行三维旋转XperCT扫描(步骤820)。根据本领域中已知的程序执行所述扫描。应该理解,预期使用除所述三维旋转XperCT扫描之外的成像形式的可选实施例。此外,可以在程序前、程序期间或者既在程序前又程序期间执行扫描。

[0058] 处理器510从扫描数据构建图像体积(步骤830)。使用本领域中已知的程序构建示出解剖结构的图像体积。

[0059] 医师在连接点101将线缆300连接到成像系统100的成像单元(步骤840)。连接点101是可以配准到图像体积的位置。也就是,连接点相对于图像体积的位置是已知的。在连接位置101提供光学连接器110。根据一个实施例,连接点101定位于XperCT成像系统的C型臂主体上,在另一实施例中,连接点可以位于成像系统的源或探测器处。

[0060] 医师将线缆300连接到成像系统100(步骤850)。将所述线缆安装在所述光学连接器110中,所述光学连接器110由所述光纤连接到所述光学控制台400。根据一个实施例,在执行扫描之后连接所述线缆300。根据另一实施例,在扫描之前连接所述线缆300并且使用附接器件150在其远端将其固定到成像系统100。

[0061] 仪器识别单元560识别选定仪器200(步骤860)。如前面所讨论地,所述仪器识别单元560可以是RFID接收器、条形码读取器、键盘或小键盘、电传感器或者适于提供编码或信号以指示多个仪器中选定的一个200的编码或信号的任何其他器件。RFID发射器、条形码等可以提供在选定仪器200上或者提供在它的包装上。在RFID的范例中,医师拿起具有RFID发射器的所述仪器200或者包装并且将其置于靠近所述仪器识别单元560的RFID接收器处。仪器识别单元560的RFID接收器接收RFID信号并将RFID码发送到处理器510。可选地,可以使用独立于成像处理器510的处理器接收所述识别码。在可选实施例中,医师使用键盘、小键盘等输入仪器200的输入识别码。

[0062] 处理器510确定线缆300的形状(步骤870)。使用已知的计算方法、已知的连接点101以及来自沿线缆300的长度的每个传感器三联体330的曲率数据,成像处理器510计算所述线缆的完整三维形状并且将其配准到图像体积。根据可选实施例,独立于图像处理器510的处理器确定线缆300的形状。同样,根据多个实施例,可以由成像处理器510、另一处理器

或者它们的组合执行应变计算和曲率计算。可选地,处理器可以计算线缆的与临床相关的部分的完整三维形状;可以借助于一个或多个标记物相对于成像系统或另一结构来定位所述线缆的这一部分,所述一个或多个标记物位于线缆上并且使用不包括本发明中所描述的光纤或光纤纤芯的已知方法(例如,EM追踪)被追踪。

[0063] 处理器510确定选定仪器200的功能部分的位置和取向(步骤880)。一旦知道了线缆的三维形状、连接点101以及选定仪器200的识别,图像处理器510就确定在图像空间中选定仪器200的功能部分的定位和选定仪器200的取向。使用预先编程的选定仪器200的形状和尺寸来执行所述确定。

[0064] 处理器510显示与选定仪器对应的患者的图像体积(步骤890),其示出在图像体积中的仪器。对于不同的仪器200,图像体积的不同视图可能更合适。例如,对于涉及穿刺的程序,诸如血管的紧要结构被分割并且高亮显示的图像体积可能是合适的。再如,对于涉及使用解剖刀或吸引设备移除脑肿瘤组织的程序,在其中将肿瘤组织分割并且高亮显示的图像体积可能是合适的。处理器510显示对选定仪器200最有用的图像或者与之对应的图像。处理器510在所述图像中示出选定仪器200。

[0065] 显示的图像可以来自程序前的扫描或在程序期间执行的扫描。例如,程序前图像可以是使用CT或MRI采集的。在成像之后,将患者移动到手术台,在所述手术台采集XperCT图像(旋转C型臂扫描)。将XpertCT图像与CT和/或MRI图像共配准。可以实时地采集二维透视图像并且将其与程序前和XperCT图像共配准,例如用于追踪(或细化)解剖刀的深度。

[0066] 在另一范例中,不采集程序前图像。将患者移动到手术台,在所述手术台上在程序开始前采集XpertCT图像(旋转C型臂扫描),并且潜在地在程序期间的不同时间点采集XpertCT图像。任选地,可以实时地采集透视图像并且将其配准到XpertCT图像。

[0067] 在另一范例中,不采集程序前图像。将患者移动到具有开放MRI的手术台。在程序前并且潜在地在程序期间的不同时间点采集MRI图像。

[0068] 在前述程序中的每个中,可以将仪器200的功能部分配准到任何采集图像中,这是因为线缆300固定在相对于图像限定的位置处(其为成像装备上的固定位置)并且可以计算线缆300的三维形状,因而给出所述仪器200的位置。识别选定仪器200,使得可以从存储器中检索尺寸和形状并且用于确定仪器的功能部分的精确位置。同样,可以在程序中改变选定仪器200。例如,医师可以从解剖刀切换到缝合器。由于识别了新选定仪器200,如前所述,因而可以关于图像空间确定新选定仪器200的功能部分的位置并且可以呈现示出新选定仪器200的适当的图像。

[0069] 根据可选的实施例,将至少一个不透射线的标记物设置于线缆300上或选定的仪器200上。所述不透射线的标记物在二维透视检查中是可见的。当在外科介入中使用2D透视检查时,可以实时地确定垂直于X射线探测器-发射器轴的平面中(一个或多个)标记物的位置。可以通过透视图像的数字分析,使用科学界公知的模式识别算法来执行所述确定。可以将所述标记物的位置用作参考点来改进计算线缆300的3D形状和仪器200的位置的精度。

[0070] 根据另一可选的实施例,在线缆300或选定仪器200上设置至少一个电磁(EM)或光学标记物。将由EM或光学传感器确定的标记物位置用作参考点来改进计算线缆300的3D形状的和/或仪器200的精度。

[0071] 现在参考图9,形状感测线缆300被刚性地附接到组合的X射线乳房成像/活检系统

900。在X射线源910、探测器920、活检系统或任何其他刚性变换点处连接所述线缆。

[0072] X射线乳房成像系统能够通过执行断层合成成像来获得肿瘤结的深度信息,断层合成成像涉及围绕对象(在这里是乳房)移动照相机和探测器。基于使用该程序创建的图像,获得了肿瘤位置的深度信息,随后使用该信息用于引导的或自动的乳房活检。

[0073] 使用形状感测线缆310,基于之前采集的断层合成图像,可以以极佳的精度追踪和放置常规的、无标记物的活检针。由于线缆300是机械地连接到组合的成像/活检系统900的,因而由形状确定算法计算的仪器连接器310的位置,并且因而活检针的位置,被自动地配准到断层合成X射线图像的坐标。

[0074] 该特定应用中光学形状感测系统的使用的显著优势是:其对在使用EM追踪时发生的EM扭曲不敏感。EM扭曲由于金属而发生,而金属在当前X射线乳房成像/活检系统中是无处不在的。

[0075] 前面的描述和附图旨在是说明性的而非限制本发明。本发明的范围旨在包括以下权利要求的完整范围的等价变型和配置。

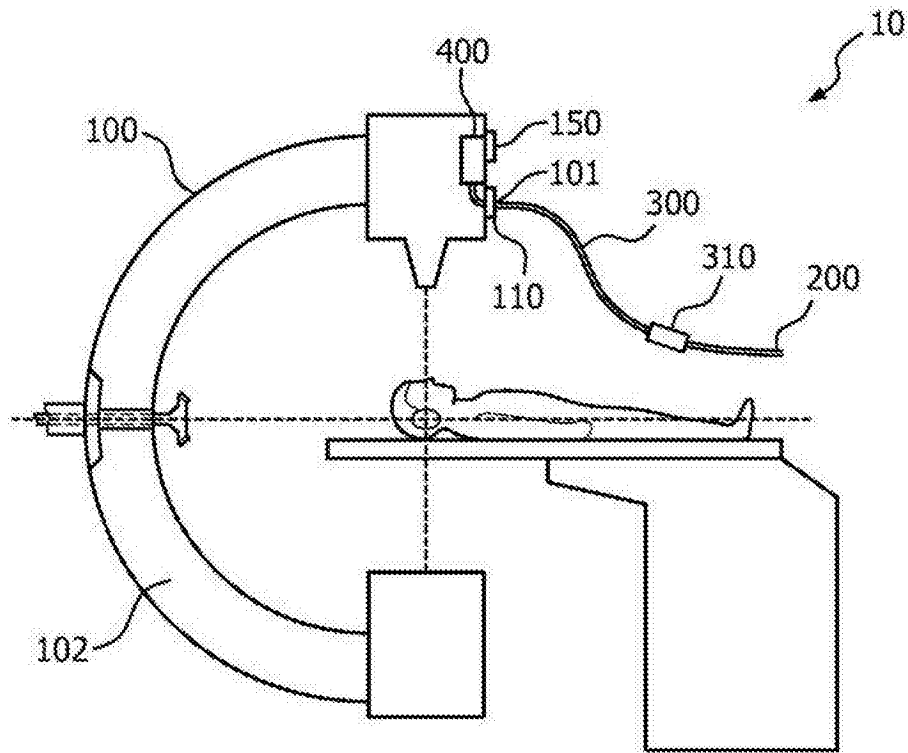


图1

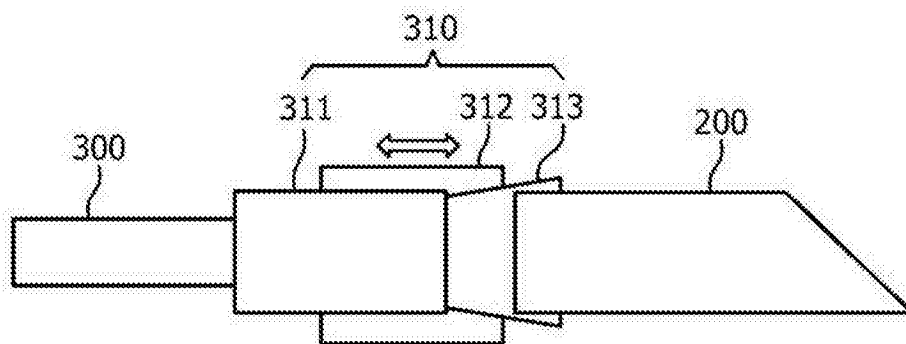


图2

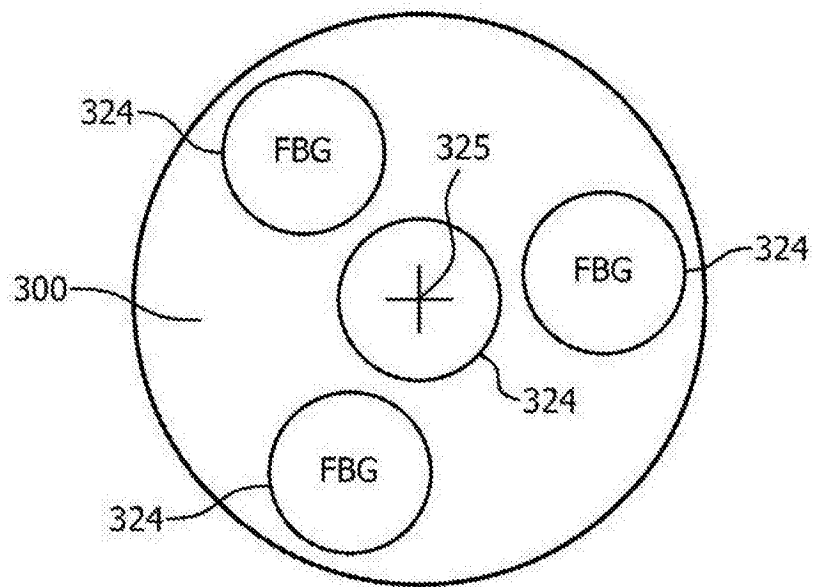


图3

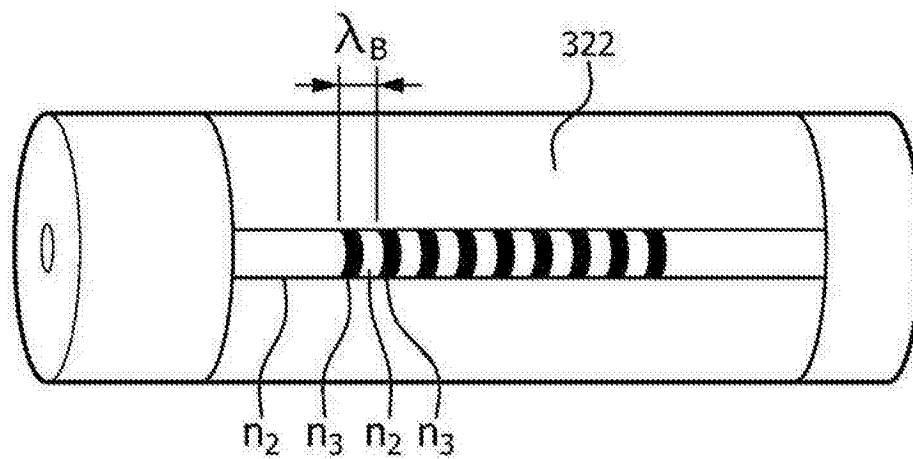


图4

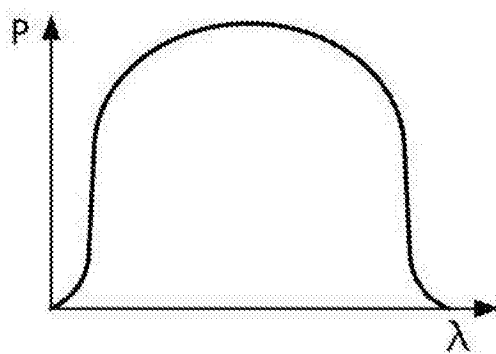


图5A

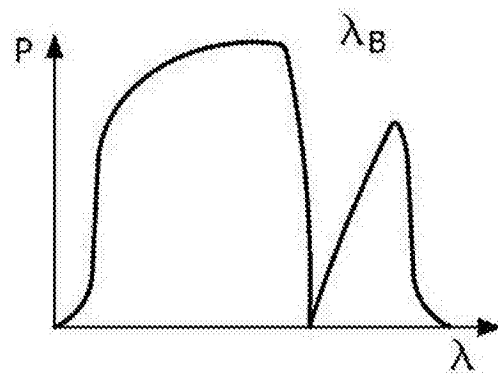


图5B

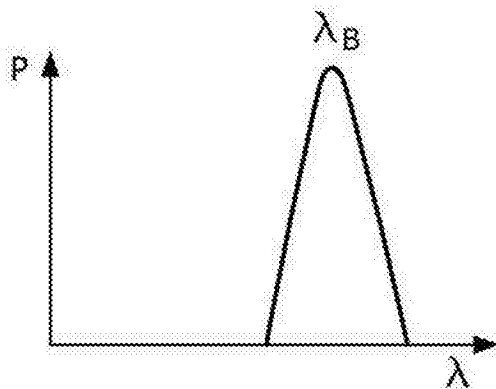


图5C

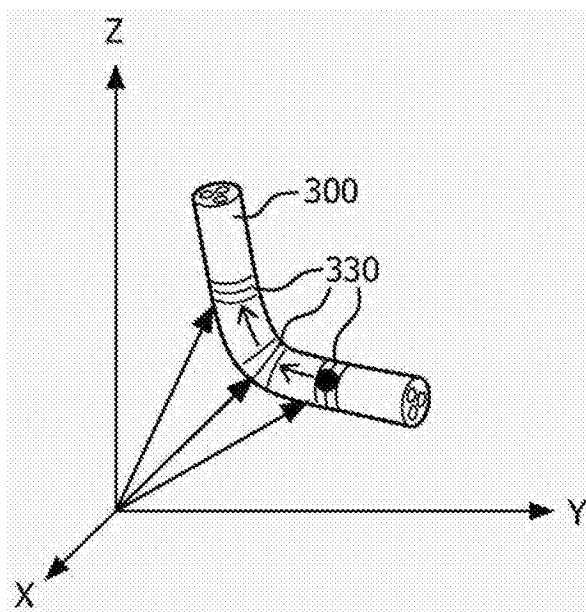


图6

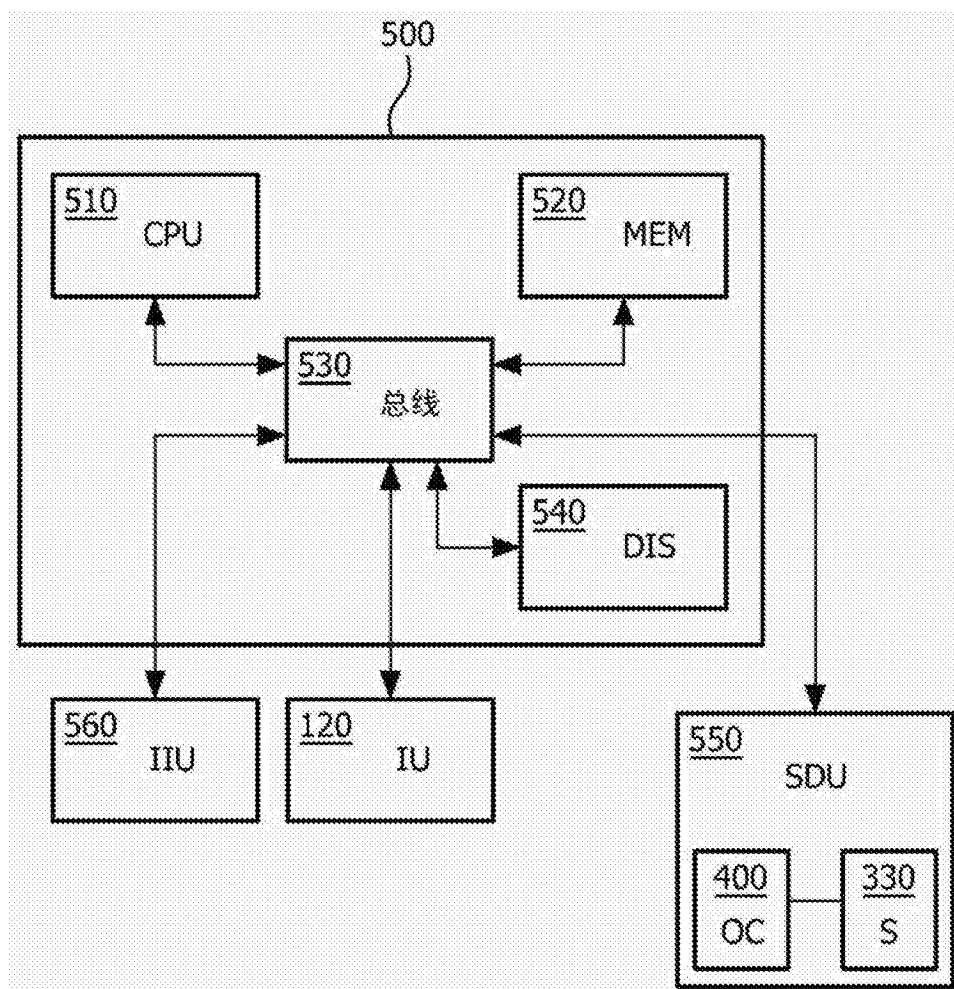


图7

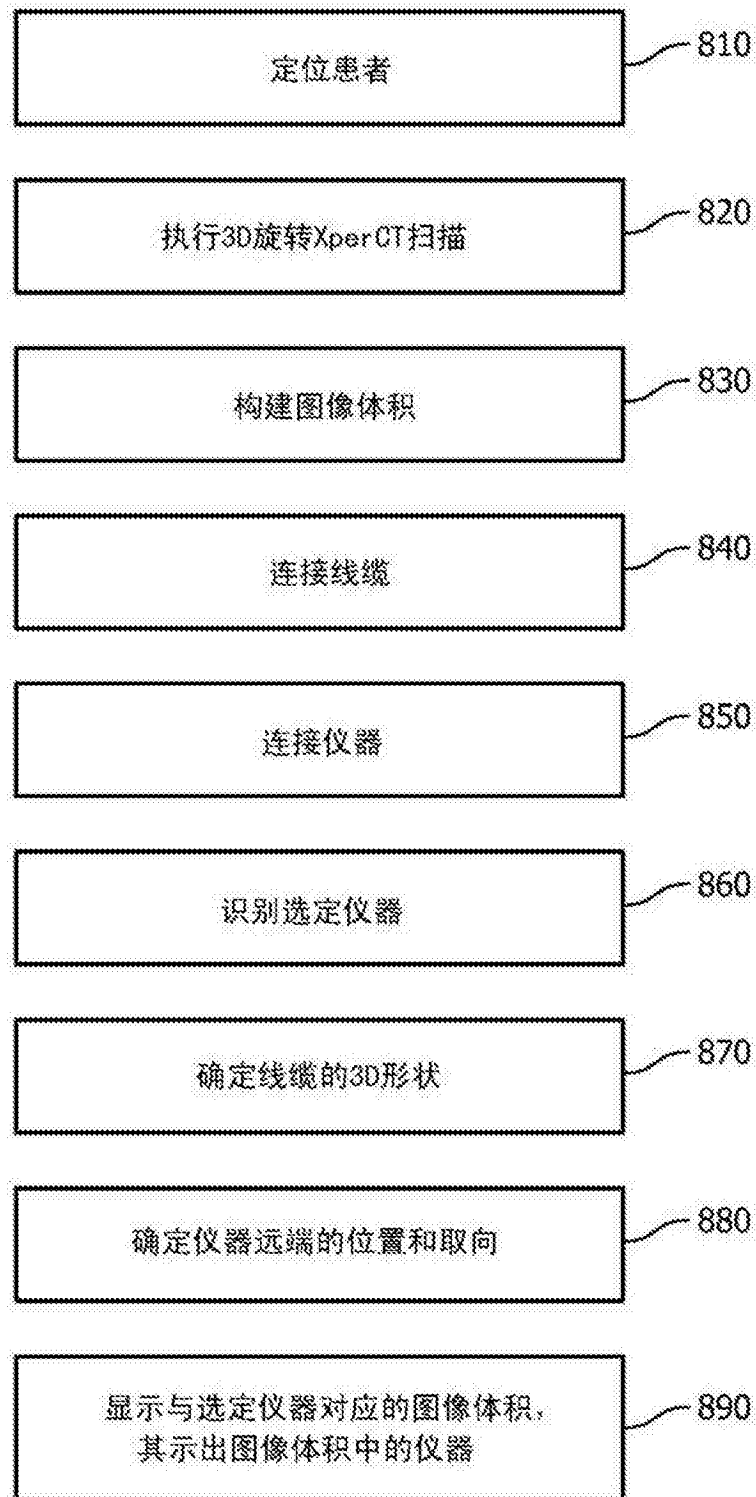


图8

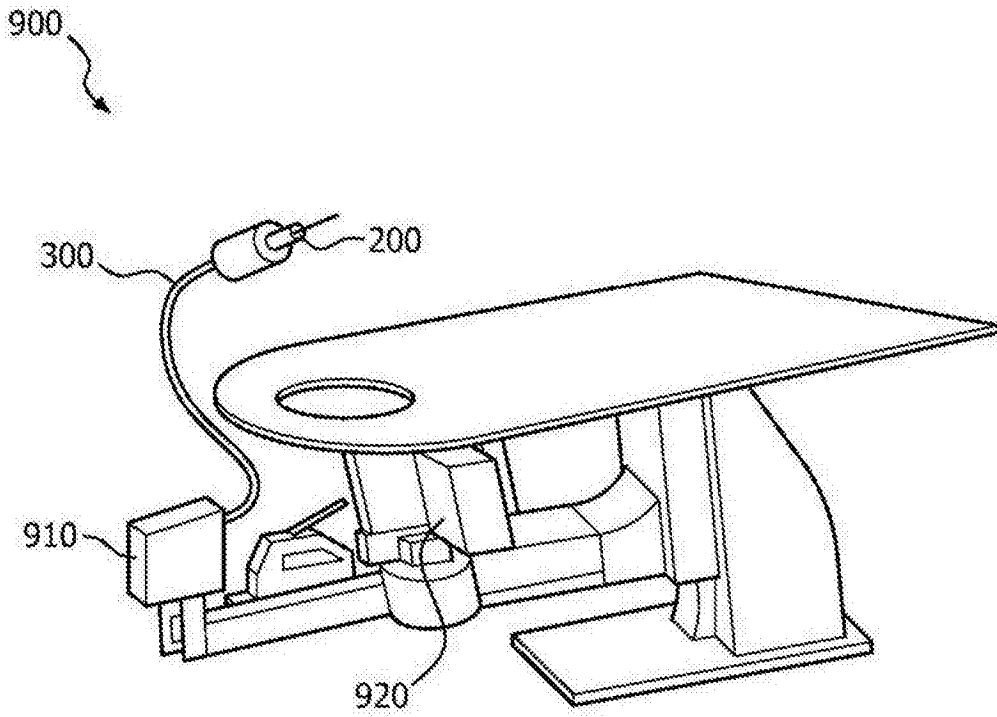


图9