



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105828739 A

(43)申请公布日 2016.08.03

(21)申请号 201480069682.X

(22)申请日 2014.12.17

(30)优先权数据

14152052.8 2014.01.22 EP

61/918,936 2013.12.20 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.06.20

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2014/078102 2014.12.17

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/091580 EN 2015.06.25

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 B·H·W·亨德里克斯

T·M·比德隆

A·T·M·H·范基尔索普

G·W·吕卡森 V·帕塔萨拉蒂

V·V·普利 M·范德沃尔特

M·米勒 G·H·M·海斯贝斯

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61B 90/00(2016.01)

A61B 34/20(2016.01)

A61B 1/267(2006.01)

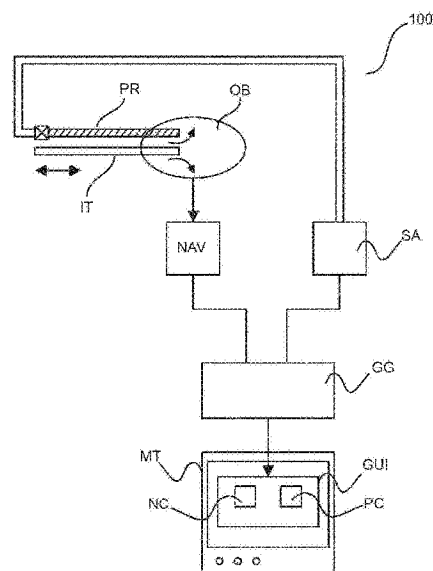
权利要求书3页 说明书13页 附图14页

(54)发明名称

用于光子工具和电磁跟踪引导的支气管镜的用户接口

(57)摘要

一种用于支持探索对象的内部的系统和方法。所述系统100、200包括用于生成图形用户接口(GUI)的图形用户接口发生器(GG)。图形用户接口(GUI)包括介入工具(IT)在对象(OB)里面的当前位置的指示器(NC)。还存在用于指示在对象(OB)中的当前位置处的工具的端部(TP)周围的材料成分和/或类型的探索指示器(PC)。探索指示器(PC)包括用于针对一定范围的可能值相对于刻度盘元件的当前读数的指针元件。



1. 一种用于探索对象的内部的系统,包括:

介入工具(INT),其具有用于引入到所述对象中的端部部分;

导航装备(NAV),其被配置为当所述工具驻留在所述对象中时产生指示所述端部在所述对象里面的当前位置的当前位置信息;

探头(PR),其用于引入到所述对象中,所述探头被配置为接收从所述对象的内部反射开的非电离辐射;

谱分析仪(SA),其被配置为将接收到的辐射关于谱分析成关于在所述介入工具的当前端部位置处或周围的所述对象的内部的材料成分和/或组织结构的探索信息,所述探索信息包括出现在所述介入工具的所述当前端部位置处或周围的材料类型的至少一个测量值和/或根据所述接收到的辐射的散射量的散射测量值;

图形用户接口发生器(GG),其被配置为在显示单元上产生图形显示(GUI),当显示时所述图形显示包括:

i)针对所述散射测量值或针对所述材料类型的测量值或针对从所述测量值中的任一个或两者导出的值的至少一个探索信息指示器(412;612;1120;1220),所述探索信息指示器包括:a)指针元件(411a-411c;611;1115a-1115b;1216a-1216c),其被配置为指示所述测量值中的至少一个的当前读数或导出的值的当前读数;以及b)刻度盘元件(413a-413c;613;1215a-1215b),其被配置为指示值的范围,其中,所述指针元件相对于所述刻度盘元件显示;以及

ii)针对所述对象的内部中所述端部的位置的所述当前位置信息的位置指示器(409;TP);

并且所述系统还包括:

所述显示单元(MT),其用于当使用所述系统时显示所述图形显示(GUI)。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述谱分析仪被配置为将材料测量值辨别成第一材料类型和第二材料类型中的任一种的量,其中,由所述图形用户接口发生器(GG)生成的所述图形显示(GUI)包括三个离散的探索信息指示器,每个指示器分别专用于两种材料类型的量和所述散射值的量。

3. 根据权利要求1或2所述的系统,其中,所述谱分析仪被配置为将材料测量值辨别成第一材料类型和第二材料类型中的任一种的量,其中,所述谱分析仪(SA)被配置为将所述散射值和针对所述两种材料类型的测量的量组合成单个超级值,其中,所述至少一个探索信息指示器用于指示所述单个超级值。

4. 根据权利要求1-3中的任一项所述的系统,其中,所述导出的值是与所述第一材料处于至少两种状态中的一种的概率有关的概率值。

5. 根据权利要求2-4中的任一项所述的系统,其中,所述第一材料的测量值或所述第二材料的测量值与当前出现在所述介入工具(IT)的所述端部处或周围的所述第一材料或所述第二材料的量有关。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述探索信息指示器包括针对两种概率密度(1113a-1113d,1114a-1114d)的图形指示,一种概率密度描述了针对第一材料类型的所述测量值的分布,并且另一种概率密度描述了针对第二材料类型的测得的值的分布,所述探索信息指示器由此支持对所述对象内的两种材料类型的层的过渡进行探索,其中,对所述

两种概率密度的所述图形指示是通过曲线表示或通过颜色编码的。

7. 根据权利要求1-6中的任一项所述的系统,其中,所述导航装备是具有传感器的电磁跟踪设备,所述传感器被附接到所述介入工具以使所述端部位置与由所述传感器感测的电磁场强度有关,并且其中,所述位置指示器是叠加在所述对象的内部的影像上的图形符号,或者其中,所述导航装备是荧光镜检成像设备或超声成像设备或X射线或CT或MRI或PET-CT,并且其中,所述位置指示器分别由当前荧光图中的或当前超声图像(SON)中的所述介入工具的所述端部的足迹来定义。

8. 根据权利要求1-7中的任一项所述的系统,其中,所述第一材料或所述第二材料是血红蛋白或水,并且各自的测量值与血红蛋白或水的各自的浓度有关。

9. 根据权利要求1-8中的任一项所述的系统,其中,所述刻度盘元件是有刻度的和/或经颜色编码的或经灰度值编码的。

10. 根据权利要求1-9中的任一项所述的系统,其中,所述指针相对于所述刻度盘的位置响应于所述介入工具在所述对象内的位置的改变而改变。

11. 根据权利要求1-10中的任一项所述的系统,其中,所述工具包括内窥镜和/或导管和/或活检针和/或钳夹活检工具和/或刷子活检工具和/或用于向所述对象的流体注射的针。

12. 根据权利要求1-11中的任一项所述的系统,其中,响应于所述谱分析仪将接收到的辐射分析成当前材料类型测量值或分析成所述散射测量值,所述图形用户接口发生器(GG)操作为在所述图形显示(GUI)中包括一个或多个测量标记(712a-712c),所述一个或多个测量标记在所述图形显示中的位置与所述当前位置信息相对应,其中,所述测量标记是根据所述当前材料类型测量值或所述散射测量值而被颜色编码和/或灰度值编码和/或形状编码的。

13. 一种支持探索对象的内部的方法,包括:

接收(S1405)指示介入工具在对象里面的当前位置的当前位置信息;

由探头接收(S1410)从所述对象的内部反射开的非电离辐射;

由谱分析仪将接收到的辐射关于谱分析(S1415)成关于在所述介入工具的所述当前位置处或周围所述对象的内部的材料成分和/或类型和/或组织结构的探索信息,所述探索信息包括针对出现在所述介入工具的当前端部位置处或周围的材料类型的至少一个测量值和/或针对根据接收到的辐射的散射量的散射测量值;

由图形用户接口发生器在显示单元上产生(S1420)图形显示,包括:

显示(S1425)所述图形显示,其中,所述图形显示包括:

i) 针对所述散射测量值或针对所述材料类型的测量值或针对从所述测量值中的任一个或两者导出的值的至少一个探索信息指示器,所述探索信息指示器包括:a) 指针元件,其被配置为指示所述测量值的当前读数或导出的值的当前读数;以及b) 刻度盘元件,其被配置为指示值的范围,其中,所述指针元件相对于所述刻度盘元件显示;以及

ii) 针对在所述对象的内部中所述端部的位置的所述当前位置信息的位置指示器。

14. 一种用于控制根据权利要求1-12中的任一项所述的系统的计算机程序元件,当由处理单元运行时,所述计算机程序元件适于执行根据权利要求13所述的方法步骤中的至少一个:i) 关于谱来进行分析(S1415), ii) 产生(S1420)以及 iii) 显示(S1425)。

15.一种计算机可读介质,其具有储存在其上的根据权利要求14所述的程序元件。

用于光子工具和电磁跟踪引导的支气管镜的用户接口

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于探索对象内部的系统、一种支持探索对象的内部的方法、一种计算机程序元件以及一种计算机可读介质。

背景技术

[0002] 微创技术已经成为现代医学实践的支柱。过去已经发展并提出了许多精细化的技术和相关联的工具以帮助介入医生使患者的内部能相对容易地被访问。然而,在所有这些工具在现代导管室(导管实验室)中可任意使用的情况下,快速找出患者内部的情况并以大的确定性来识别期望的目标位置仍然是有挑战性的。介入流程的范例是支气管镜检或区域性/局部麻醉给药。

发明内容

[0003] 因此存在对用于支持介入流程的备选方法和系统的需求。

[0004] 通过独立权利要求的主题名称来解决本发明的目的,其中,在从属权利要求中并入了另外的实施例。应当注意,本发明的以下所描述的方面同样适用于支持探索对象的内部的方法、计算机程序元件以及计算机可读介质。

[0005] 根据本发明的第一方面,提供了一种用于探索对象的内部的系统,包括:

[0006] 介入工具,其具有用于引入到所述对象中的端部部分;

[0007] 导航装备,其被配置为当所述工具驻留在所述对象中时产生指示所述端部在所述对象里面的当前位置的当前位置信息;

[0008] 探头,其用于引入到所述对象中,所述探头被配置为接收从所述对象的内部反射开的非电离辐射;

[0009] 谱分析仪(SA),其被配置为将接收到的辐射关于谱分析成关于在所述介入工具的当前端部位置处或周围的所述对象的内部的材料或成分和/或组织结构的探索信息,所述探索信息包括出现在所述介入工具的所述当前端部位置处或周围的材料类型的至少一个测量值和/或根据接收到的辐射的散射量的散射测量值;

[0010] 图形用户接口发生器(GG),其被配置为在显示单元上产生图形显示(GUI),当被显示时所述图形显示包括:

[0011] i)针对所述散射测量值或针对所述材料类型的测量值或针对从所述测量值中的任一个或两者导出的值的至少一个探索信息指示器,所述探索信息指示器包括:a)指针元件,其被配置为指示所述测量值的当前读数或导出的值的当前读数;以及b)刻度盘元件,其被配置为指示值的范围,其中,所述指针元件相对于所述刻度盘元件显示;以及

[0012] ii)针对所述对象的内部中所述端部的位置的当前位置信息的位置指示器;

[0013] 所述系统还包括显示单元(MT),其用于当使用所述系统时显示所述图形显示(GUI)。

[0014] 换言之,如本文中所提出的GUI允许类似于“仪表盘”的外观的视图,所述视图关于

在当前工具位置处能够找到哪种类型的组织。如本文中所使用的“材料”具体包括(但不是仅包括)发色团(即至少部分地吸收光的物质),但还包括“纯散射体”,即不吸收光的物质。

[0015] 根据一个实施例,所述谱分析仪被配置为将所述材料测量值辨别成第一材料类型和第二材料类型中的任一种的量,其中,由所述图形用户接口发生器(GG)生成的所述图形显示(GUI)包括三个离散的探索信息指示器,每个指示器分别专用于两种材料类型的量和所述散射值的量。

[0016] 根据一个实施例,所述谱分析仪被配置为将所述材料测量值辨别成第一材料类型和第二材料类型中的任一种的量,其中,所述谱分析仪(SA)被配置为将针对所述散射值和针对所述两种材料类型的测量的量组合成单个超级值,其中,所述至少一个探索信息指示器用于指示所述单个超级值。

[0017] 根据一个实施例,所述导出的值是与所述第一组织类型处于至少两种状态中的一种中的概率有关的概率值。例如,在一个实施例中,概率与组织的恶性有关。

[0018] 根据一个实施例,所述第一材料的测量值和所述第二材料的测量值与当前出现在所述介入工具的所述端部处或周围的所述第一材料或所述第二材料的量或密度或浓度有关。

[0019] 根据一个实施例,所述探索信息指示器包括针对两种概率密度的图形指示。一种概率密度描述了针对第一材料类型的所述测量值的分布,并且另一种概率密度描述了针对第二材料类型的测得的值的分布,所述探索信息指示器由此支持对所述对象内的两种材料类型的层的过渡进行探索。对所述两种概率密度中的至少一种的图形指示是通过曲线表示或通过颜色编码的。

[0020] 根据一个实施例,所述导航装备是具有传感器的电磁跟踪设备,所述传感器被附接到所述介入工具以使其端部位置与由所述传感器感测的电磁场强度有关,并且其中,所述位置指示器是叠加在所述对象的内部的影像上的图形符号。在其它实施例中,所述导航装备包括荧光镜检成像设备或超声成像设备或X射线或CT或MRI或PET-CT。所述位置指示器因此分别由当前荧光图中的或超声图像中的介入工具的端部的足迹来定义。

[0021] 根据一个实施例,所述第一材料或所述第二材料是血红蛋白或水,并且各自的测量值与血红蛋白或水的各自的浓度有关。已经观察到水和血液和散射的“三联体”共同提供了对恶性组织(具体对于肺组织)的良好检测率。

[0022] 根据一个实施例,所述刻度盘元件是有刻度的和/或经颜色编码的或经灰度值编码的,以支持较容易的读取。

[0023] 根据一个实施例,所述指针相对于所述刻度盘的位置响应于所述介入工具在所述对象内的位置的改变而改变。

[0024] 根据一个实施例,所述工具包括内窥镜和/或导管和/或活检针和/或钳夹活检工具和/或刷子活检工具和/或用于向所述对象的流体注射的针。本文中设想了可以在内窥镜的工作通道中使用的任何工具。

[0025] 根据一个实施例,所述系统被配置为,响应于所述谱分析仪将接收到的辐射分析成当前材料类型测量值或分析成所述散射测量值,所述图形用户接口发生器操作为在所述图形显示中包括测量标记,所述测量标记在所述图形显示中的位置对应于当前位置信息。所述测量标记是根据所述当前材料或材料类型测量值或散射测量值而被颜色编码和/或灰

度值编码和/或形状编码的。这允许逐渐建立各种材料类型在由探头测量的区域中的视觉上的分布。此外,用户可以容易地“回溯”他们的测量点位并接着根据它们的颜色编码和/或灰度值编码和/或形状编码对所述值进行比较。系统由此在用户对在哪里执行动作(例如在哪里进行活检等)的决策中支持用户。换言之,测量标记在视觉上允许测量值的位置和值。在一个实施例中,标记被示出为叠加在对象内部的影像的一个或多个相应副本(一个用于每种材料和/或组织类型)中的对应位置处。

附图说明

- [0026] 现在将参考附图来描述本发明的示范性实施例,在附图中:
- [0027] 图1示出了用于探索对象内部的系统的示意性方框图;
- [0028] 图2示出了图1中的系统的实施例;
- [0029] 图3示出了在图2的系统中使用的谱分析仪的方框图。
- [0030] 图4示出了由图2的系统产生的根据第一实施例的图形用户接口。
- [0031] 图5示出了在不同状态中的和/或在不同时刻的图4的图形用户接口;
- [0032] 图6示出了由图2的系统产生的根据第二实施例的图形用户接口;
- [0033] 图7示出了由图2的系统产生的根据第三实施例的图形用户接口;
- [0034] 图8示出了由图2的系统产生的根据第四实施例的图形用户接口;
- [0035] 图9示出了在其通过分层的环境的通路中的活检针;
- [0036] 图10示出了根据第二实施例的图1的系统;
- [0037] 图11示出了由图10的系统产生的根据第一实施例的图形用户接口在不同时刻处的两个视图;
- [0038] 图12示出了由图10的系统产生的根据第二实施例的图形用户接口在不同时刻处的两个视图;
- [0039] 图13示出了不同组织类型的谱;
- [0040] 图14示出了用于支持探索对象内部的方法的流程图。

具体实施方式

[0041] 参考图1,示出了用于支持探索对象OB内部的系统100。对象可以是患者或动物的身体或其中的任何具体器官。系统100包括用于引入到对象中的探头PR。还存在用于从识别出的组织进行采样或者用于在对象内的需要或期望的位置处执行其它任务的介入工具IT。探头PR和介入工具IT可以被形成为整体的联合体工具。探头和/或工具通过适当的通信单元(例如在图1中被示为双线的光波导)耦合到谱分析仪SA。还存在优选地基于对象的实时的或介入前的影像的导航组件NAV。

[0042] 由导航组件NAV产生的导航信息和由谱分析仪收集的关于对象内部的探索信息(例如在对象内介入工具的端部部分的当前位置处的周围出现的组织或材料/发色团成分的类型)被馈送到图形用户接口发生器GG中。

[0043] 图形用户接口发生器GG包括用于对连接到诸如监视器MT的显示单元的计算机系统的视频卡进行控制的适合的后端电路。经由所述后端,图形用户接口(UI)发生器GG能够生成视频信号,当在屏幕上显示时,所述视频信号示出图形用户接口GUI,所述图形用户

接口GUI通过快速允许介入医生导航到对象OB内的期望目标定位来支持介入。

[0044] 这样产生的图形用户接口GUI包括作为基础小工具组件的两个窗口或窗格,一个是针对工具IT在对象OB内的当前位置的导航窗口NC,另一个是探索窗口PC,在所述探索窗口PC中,以提示性的和简洁的方式示出了由该谱分析仪收集的信息,以便允许医生快速找到路线。

[0045] 参考图2,示出了在支气管镜检介入的背景下图1中的实施例。

[0046] 如可以看到的,在一个实施例中,谱分析仪SA和导航组件NAV被集成到共同的壳体即控制台CON中,其可以是便携式的(但不是必须如此)并可以包括其自己的显示单元MT,尽管设想了更传统的桌上型实施例,其中,组件经由计算机系统(例如相关成像形态的工作站)耦合到所述计算机系统的监视器MT。

[0047] 在图2的右下角示意地示出了对肺执行的支气管镜检。支气管镜BR基本是柔性的管道(“工作通道”),其可以被引入到患者的支气管中,然而,由于空间限制只到达某个点。

[0048] 柔性的、可操控的导管CAT接着可以朝向将进行活检的肺内的点位被引导或“迂回前进”通过支气管镜的工作通道。由于支气管镜不能访问患者的较细的支气管,因此可操纵的导管点将离开支气管镜,超过支气管镜的终端部分延伸到患者的支气管中。

[0049] 导管的端部部分包括无线地耦合到EM跟踪设备的EM光传感器SEN(主要是线圈)。

[0050] 图2示出了EM跟踪的导航支气管镜设置的一个实施例。其包括场发生器EMT,所述场发生器EMT创建空间变化的电磁场。发生器耦合到集成式控制台CON。当导管CAT(以及与其一起的传感器SEN)被放置在对象OB里面(在这种情况下为被插入到患者的肺中)时,其受到变化的磁场的控制,并且在传感器线圈中感应出电压。这些感应电压由EM导航组件NAV的信号处理组件用来计算传感器以及由此的工具端部的位置和取向。工具在周围的对象OB内的位置测量是可能的,而不受视线的约束。

[0051] UI发生器GG被配置为针对安装在活检设备的近端端部处的EM跟踪传感器SEN接收经处理的信号。在一个实施例中,活检设备IT可以是可操纵的导管CAT,其可以通过柔性支气管镜BR的工作通道而被插入。

[0052] 首先,手术前CT或诸如平面X射线图像的其它图像在空间上被配准到EM跟踪空间上,所述EM跟踪空间是由变化的EM场定义的实时跟踪空间。该初始配准被用于显示叠加在术前影像(亦即,不是实时图像)中的正确位置处的所跟踪的导管的当前位置。来自EM跟踪组件的信息和来自谱分析仪SA光学传感器的探索信息被同步并随后被发送到UI发生器以产生用于在监视器MT上实时显示的GUI。

[0053] 在更详细地解释UI发生器GG的操作之前,参考图3和图13更详细地解释了谱分析仪SA的操作。

[0054] 广泛地说,谱分析仪能够通过集成在介入工具中的探头来发送和接收光。在已经与介入设备附近的组织相互作用之后光被接收。介入工具中的探头PR包含一个或多个波导,以及近端和远端。远端能够将来自分析仪SA的光发送到组织中。远端还能够捕捉经反射的光(在与组织相互作用之后)并能够将反射光发送回到分析仪SA。谱分析仪SA包括能够对接收到的光进行谱分析的信号处理后端,在一个实施例中所述谱分析允许确定散射系数、以及感兴趣的生理参数(例如组织的血红蛋白浓度和水浓度)以及任何其它感兴趣的光吸收体。

[0055] 现在参考图3更详细地解释SA分析仪的操作,探头PR在远端处包含以光入射端口终止的两个光导。探头的这些光导连接到谱分析仪SA。这些光导被理解为例如是光纤或光波导。在特定实施例中并如图3所示,谱分析仪包括以具有嵌入式遮光器的卤素宽带光源的形式的光源104,以及可能被集成或插入到介入设备IT中的探头PR、112。光探测器106被配置为解析具有基本在波长谱的可见和红外区域中(例如从400nm到1700nm)的波长的光。104和106的组合允许对组织116的漫反射(DRS)测量和荧光测量。关于DRS测量的详细讨论参见R.Nachabé等人的“Estimation of biological chromophores using diffuse optical spectroscopy:benefit of extending the UV-VIS wavelength range to include 1000to 1600nm”(Optics Express,第18卷,2010年,第879-888页);或者R.Nachabe等人的“Estimation of lipid and water concentrations in scattering media with diffuse optical spectroscopy from 900to 1600nm”(Journal of Biomedical Optics,第15卷,2010年5月,第037015-10页)。根据这些DRS测量结果,可以推断组织的转变(即开始变恶性)。

[0056] 尽管上面描述了漫反射谱来提取组织属性,但也可以预想其它光学方法,例如通过采用多根光纤、差分路径长度谱、荧光谱和拉曼谱的漫射光学断层摄影。此外,可以经由与组织接触的探头或经由非接触式探头来完成对光学数据的采集。

[0057] 处理器110将由传感器106检测到的测得的谱转换成生理参数,这些生理参数指示针对源-检测器光纤组合的组织状态。根据本发明,该信息随后用于将该转变可视化。为了确定某一组织是否在针前方,可以将针对每个源-检测器对的信号与数据库114中存放的查找表进行比较。另一种方式是将测得的参数转化成生理参数并针对这些参数为每种组织类型定义范围。例如参见R.Nachaba等人的“Diagnosis of breast cancer using optical spectroscopy from 500to 1600nm:a comparison of classification methods”(J.Biomed.Opt.16,2011年,第087010页),其中,基于类别和回归树(CART)分析的方法被描述为基于这些生理参数对组织进行分类。总而言之,由谱分析仪SA提供的探索信息识别当前出现在探头PR端部周围的组织类型(更具体地为材料/发色团类型),并计算被适当地表达为密度、浓度等的组织的量。此外,谱分析仪确定组织的散射属性。由于探头PR被布置为其光入射端口位于介入工具(例如活检针或注射针)的端部处或工作部分处,因此,经配准的组织类型和量可以被认为是工具IT的工作部分前方的组织类型和量。

[0058] 根据一个实施例,谱分析仪SA包括提取器模块,所述提取器模块被配置为通过采集到的谱拟合到模型来提取生理参数(例如血水)和/或散射。在一个实施例中,使用Mathworks(Natick,MA,USA)的Matlab®套件来对提取器模块的算法进行编程。在该算法中,实现了广泛接受的分析模型,即T.J.Farrell,M.S.Patterson和B.C.Wilson在“A diffusion theory model of spatially resolved,steady-state diffuse reflectance for the non-invasive determination of tissue optical properties”(Med.Phys.19,1992年,第879-888页)中的模型,在此通过引用将其整体并入本文。

[0059] 针对Farrell等人的模型的输入自变量是吸收系数 $\mu_a(\lambda)$ 、减小的散射系数 $\mu'_s(\lambda)$ 以及在探头的端部处的发射光纤与采集光纤之间的中心至中心的距离。为了对漫射理论模型的完整描述,我们再次参考R.Nachabé等人的“Estimation of biological chromophores using diffuse optical spectroscopy:benefit of extending the UV-VIS wavelength

range to include 1000to 1600nm”(Optics Express,第18卷,2010年,第879-888页)或者 R.Nachabé等人的“Estimation of lipid and water concentrations in scattering media with diffuse optical spectroscopy from 900to 1600nm”(Journal of Biomedical Optics,第15卷,2010年5月,第037015-10页)。

[0060] 下面,将简要地解释模型。以下公式(1)-(6)主要基于引用的Nachaba等人的两篇参考文献,在此通过引用将整体内容并入本文。

[0061] 已经发现双幂函数可用于描述减小的散射系数的波长相关性,其中,波长 λ 用nm来表示,并且被归一化为 $\lambda_0=800\text{nm}$ 的波长值。参数a对应于在该特定波长处的减小的散射幅度。

$$[0062] \quad \mu'_s(\lambda) = a(\rho_{MR}(\frac{\lambda}{\lambda_0})^{-b} + (1-\rho_{MR})(\frac{\lambda}{\lambda_0})^{-4})[cm^{-1}] \quad \text{公式 (1)}$$

[0063] 在该公式中,减小的散射系数被表达为米氏散射和瑞利散射的和,其中, ρ_{MR} 是米氏散射对总的减小的散射的分数。米氏散射的减小的散射斜率被标记为b并且与粒子大小有关。

[0064] 对于吸收体的均匀分布,总的光吸收系数 $\mu_a(\lambda)$ 可以被计算为消光系数与吸收体的体积分数的乘积(参见图13A):

$$[0065] \quad \mu_a^{\text{总}} = f_1\mu_a^1 + f_2\mu_a^2 + f_3\mu_a^3 + \dots \quad \text{公式 (2)}$$

[0066] 作为将吸收系数 $\mu_a(\lambda)$ 建模为由四个感兴趣发色团的各自浓度进行加权的吸收系数的和,决定将组织吸收系数表达为:

$$[0067] \quad \mu_a^{\text{组织}}(\lambda) = C(\lambda)v_{\text{血液}}\mu_a^{\text{血液}}(\lambda) + v_{\text{WL}}\mu_a^{\text{WL}}(\lambda)[cm^{-1}] \quad \text{公式 (3)}$$

[0068] 其中, $\mu_a^{\text{血液}}(\lambda)$ 对应于血液的吸收,并且 $\mu_a^{\text{WL}}(\lambda)$ 对应于在探测的体积中水和油脂共同的吸收。水和油脂的体积分数为 $v_{\text{WL}}=[\text{油脂}]+[\text{H}_2\text{O}]$,然而 $v_{\text{血液}}$ 表示针对在150mg/ml的全血中血红蛋白浓度的血液体积分数。

[0069] 系数C是考虑色素包装的影响并针对吸收谱的形状而改变的波长相关的校正系数。可以通过组织中的血局限于整体体积(即血管)中的非常小的分数的事实来解释这种影响。因此,在血管中心附近的红细胞比在外围处的红细胞吸收更少的光。有效地,当在组织均匀分布时,较少的红细胞将产生与分布在离散血管中的实际数量的红细胞相同的吸收。校正系数可以被描述为:

$$[0070] \quad C(\lambda) = \frac{1 - \exp(-2R\mu_a^{\text{血液}}(\lambda))}{2R\mu_a^{\text{血液}}(\lambda)} \quad \text{公式 (4)}$$

[0071] 其中,R指代以cm表示的平均血管半径。通过以下公式给出与血液有关的吸收系数:

$$[0072] \quad \mu_a^{\text{血液}}(\lambda) = a_{\text{BL}}\mu_a^{\text{HbO}_2}(\lambda) + (1-a_{\text{BL}})\mu_a^{\text{Hb}}(\lambda)[cm^{-1}] \quad \text{公式 (5)}$$

[0073] 其中, $\mu_a^{\text{HbO}_2}$ 和 $\mu_a^{\text{Hb}}(\lambda)$ 分别代表氧合血红蛋白HbO₂和脱氧血红蛋白Hb的基础消光系数谱。血红蛋白的总量中氧合血红蛋白的分数被标记为 $a_{\text{BL}}=[\text{HbO}_2]/([\text{HbO}_2]+[\text{Hb}])$,并且通常被称为血氧饱和度。由于被测组织中水和油脂的存在而造成的吸收被定义为:

$$[0074] \quad \mu_a^{\text{WL}}(\lambda) = a_{\text{WL}}\mu_a^{\text{油脂}}(\lambda) + (1-a_{\text{WL}})\mu_a^{\text{H}_2\text{O}}(\lambda)[cm^{-1}] \quad \text{公式 (6)}$$

[0075] 在这种情况下,与油脂和水共同的总浓度有关的油脂的浓度可以被写为 $a_{WF} = [\text{油脂}] / ([\text{油脂}] + [\text{H}_2\text{O}])$,其中,[油脂]和 $[\text{H}_2\text{O}]$ 分别对应于油脂(0.86g/ml的密度)和水的浓度。

[0076] 在对公式6中所定义的吸收系数的表达中将水和油脂参数相联系的这种方式(而不是分别估算水和油脂的体积分数)对应于使用于拟合的基本函数的协方差最小化,以得到更稳定的拟合。拟合运算的输出随后尤其是在水数据 μ^{H_2O} 和/或油脂数据之后的探索中。

[0077] 参见上面引用的Nachabe等人在Optics Express中所发表的内容。对于该定理的进一步解释和验证,参见上面引用的Nachabe等人在“Journal of Biomedical Optics”中所发表的内容。

[0078] 区分谱中的区别的另一种方式是通过使用主成分分析。该方法允许对谱中的区别进行分类并因此允许在组织之间进行区分。

[0079] 其他的光吸收体也可以被并入到该算法中,例如:番茄红素、维他命A、 β 胡萝卜素、胆汁、或黑焦油(或者与吸烟有关的任何吸收物质)。

[0080] 除了漫反射率以外,我们还可以测量荧光。则例如,也可以测量如胶原蛋白、弹性蛋白、NADH和FAD的参数(见图13B)。NADH/FAD比率(也被称为光学氧化还原参数)是感兴趣的,这是因为其是针对组织的代谢状态的指标。还参见M.MM器代谢状和B.H.W.Hendriks的“Recovering intrinsic fluorescence by Monte Carlo modeling”(J.Biomed.Optics,第18卷,2013年,第027009-1至027009-13页)中的方法,其可以被用于区分组织。

[0081] 现在将参考下面的图4-图8来更详细地解释图形用户接口GG的操作,图4-图8示出了由图形用户接口发生器GG产生的各种图形用户接口。

[0082] 在图4中示出了由图2的UI发生器GG产生的根据第一实施例的用户接口GUI的视图。在第一实施例中,我们使用包括若干窗口的用户接口(见图1和图2)。

[0083] 在导航窗口NC中,显示了叠加在ROI的各介入前影像407、408上的、由EM设备产生的电磁跟踪信息,其中,位置指示器409指示介入工具的IT端部TP的当前位置。在图5中,导航窗口NC是多窗格的,其中,一个或多个窗格408示出了沿不同的投影方向采集到的平面投影图像。窗格407提供了根据介入前CT投影图像的3D体积重建,向GUI添加了“虚拟的”外观和感觉。

[0084] 探索窗口PC由若干小工具412a-412c组成,其中,以当前的血红蛋白浓度B、水浓度W以及散射S量的形式的(每个都按照PR的当前位置)示出了对由谱分析仪SA收集的光学信息的图形绘制。位置指示器和光学信息(即探查信息)两者都被实时更新为工具IT或者使得PR改变位置。

[0085] 这些光学参数B、W、和S中的每个都被显示为各自的颜色编码的条形元件413a-413c,所述条形元件形成矩形刻度盘,其以颜色编码或灰度值编码的方式在条形元件上指示范围。还存在用于指示幅度而不是颜色的基础刻度414a-414c。例如,值可以是从小“l”通过中等“m”到高“h”的范围。指针线(在图1和图2中示为虚线)针对光学参数中的每个标记当前值。当介入工具移动到不同的组织位点时,该指针线411a-411c“移位”,与用于压力测量或速度测量的计量器的指示器中的指针没有什么不同。医生随后可以基于他/她对这些光学参数的评估来作出是否对当前位点进行活检的决定。

[0086] 在如图4(其表示在介入期间的特定时刻处的快照)所示的当前情形下,存在相对低的血含量,这指示在探头PR的端部处不存在出血。相当高的散射和中等的含水量示出了

探头仍然驻留在良性的肺软细胞组织中。

[0087] 图5图示了当工具IT/探头PR已经移动到肺中的不同位置时的稍后时刻图4中的GUI。仍然存在低血含量(因此仍然没有出现出血),但现在低散射和高水含量示出了探头不再位于正常的肺软细胞组织中,即已经到达目标(恶性组织)。现在可以对导管进行致动以在当前工具IT位置处对组织进行活检。

[0088] 图6示出了根据第二实施例的GUI的视图。该实施例总体上与图4、图5中示出的实施例类似,但是现在,关于三种光学测量结果B、W和S的探索信息被联合成单个指示器小工具612中的单个条形元件613。

[0089] 更具体地,颜色编码的刻度盘条613作用为刻度盘并表示利用光学吸收体(例如血红蛋白B、水W、散射S或其它)的适当算术组合所构建的超参数。根据一个实施例,超参数的计算被实现为:

$$[0090] \quad \text{超参数} = (\text{血红蛋白饱和度}) \times \frac{\text{水(浓度)}}{\text{散射(的量)}} \quad \text{公式(7)}$$

[0091] 已经找出了三个光学参数B、W和S,并且具体是它们按照(7)的组合,以允许特别(但不仅仅)针对肺的对恶性组织与非恶性组织的很好的区分。在公式(7)中,“血氧饱和度”测量与氧结合(随后形成HbO₂)的血液的量。在脱氧状态中,没有血液或只有少量血液这样结合。

[0092] 如在图4、图5中,导航窗口NC显示EM跟踪信息,同时在探索窗口小工具612中,显示单个条形元件613,其中,如由刻度614指示的,值可以是“l”通过中等“m”到高“h”的范围。如此缩放并映射所述超参数,超参数的高值(条形或刻度盘613的右侧)指示恶性组织。

[0093] 在一个实施例中,条形613的颜色编码和根据刻度614的范围被缩放以表示组织是恶性的概率。该概率根据先验的分类数据库形成。再者,垂直的线条指针标记超参数/概率的当前值。当介入工具移动到不同的组织位点时,该线由UI发生器GG重新计算以实现“移位”。医生随后可以基于他/她的评估来作出是否对所述位点进行活检的决定。可以作为对图4的专用小工具412a-412c的替代或补充来显示具有超参数的单个小工具612。

[0094] 图7示出了根据第三实施例的GUI的视图。

[0095] 如在先前的实施例中,在空间导航窗口NC中,EM跟踪信息被显示为叠加在先前记录的影像408和/或重建影像407上。

[0096] 探索窗口PC现在包括一个或多个(例如三个)额外的窗口或窗格712a-712c,每个都包括与工具IT和探头PR的当前位置相对应的对象内部的任何其它影像或按照407的“虚拟”图像(根据EM跟踪数据和介入前重建所创建)的副本。每个副本可能多次被表示(通过颜色编码或形状编码的)诸如血含量或水含量或散射的光学参数的各标记713a-713c叠加。更具体地,各标记点或斑点713a-713c将示为叠加在空间上正确的位置处的虚拟图像上,所述空间上正确的位置对应于得到各光学测量结果的位点。当工具IT/探头PR改变位置时,随着测量进行,以各测量值的形式的信息累积。可以储存测量值W、B、S以关于组织类型或材料成分大体创建形态学的3D光学图像。测量位点越多,累积的标记713a-713c越多,并且叠加的图像713a-713c将变得更“多彩”。可以选择用于编码的适当建议的调色板,例如红色用于血液B、蓝色用于水W并且绿色或其它用于散射S。以“梯度形式”呈现颜色或灰度值,亦即,W、B和S的各自的颜色的较亮的色度将指示光学参数的各较高值,以及由此的较高的浓度或

密度或其它普遍性或幅度。除了通过颜色或仅通过颜色,也可以通过不同形状的标记713a-713c来对值进行编码,其中,通过各形状的大小的变化来对幅度进行编码。

[0097] 利用谱分析仪SA来进行多个光学测量将引起建立组织类型/散射普遍性的3D图,医生随后可以使用所述3D图来确定哪里对组织进行活检和/或哪里留下生物标记以用于将来的处置。

[0098] 可以在如由标记斑点713a-713c定义的可疑损伤的中心处进行活检和标记放置。如在图7A中绘制的,也可根据由叠加的标记斑点713a-713c形成的样式来辨别损伤的边界。

[0099] 作为图7的实施例的变型,并且上面已经关于图6中的GUI解释的类似,作为对针对光学参数的专用标记的替代,可以用标记斑点来代替对单个、超参数或概率值的编码。在这种情况下,将存在单个小工具,其中,虚拟图像通过如在各自的位点处所记录的大小/形状/颜色/灰度值与超参数的标记斑点编码幅度叠加。此外,作为对超参数替代,可以对概率值进行编码以如此建立3D概率图。

[0100] 图8示出了根据与图7的实施例类似的第四实施例的GUI的视图。在该实施例中,在叠加在诸如除了EM跟踪图像之外的X射线投影图像的导航影像上的导航窗口NC中显示光学参数或超参数。光学参数相对于影像(例如X射线图像)的可视化提供了这些参数在肺中的分布(以及由此的血含量、散射和水含量的分布)的全局视野。标记斑点712a-712c还可以被叠加在X射线图像的不同横截面上的对应位置处,以获得3维视图。该实施例在处置规划中使用是有益的。

[0101] 如提及的,除了图4或图6的实施例中的指针相对于刻度盘条形元件小工具412a-412c或612以外,还分别示出了针对各个位置处的各测量结果的视觉记录的测量标记713a-713c。然而,为了便于表示,在图7和图8中未示出所述条形元件。例如,可以在图7中的那排窗格712a-712c并排显示图4中的那排条形元件或者图6中的超参数窗口,每个都包括具有叠加的标记713a-713c的CT影像的各自的副本。可以将图8的实施例结合图4的实施例或图6的实施例,其中,标记712a-712b被示出为叠加在导航窗口NC的影像中。

[0102] 参考图9,示出了其中可以施展图1中的所提出的系统的不同背景。该图示出了介入工具作为活检针,该活检针包括谱分析仪设备,具体来说,构建到针的端部中、沿着针并在针内部延伸出去到谱分析仪的光导线。该图示意性地示出了位于其通过分层结构(例如皮肤-脂肪-肌肉的过渡)的通路中的针。在通过各个层的其通路中的端部处遇到的组织类型的特征谱被示出为左侧的谱曲线a-b和右侧的谱曲线a-e。

[0103] 参考图10,示出了根据第二实施例的图1中的系统。具体来说,图10中的系统用于支持麻醉剂的区域性施药。

[0104] 在该实施例中,导航组件NAV是超声成像设备USD,其包括可在任何期望的位置或相对于患者PAT的方向中定位的超声探头USP。探头USP被配置为发送从患者的骨骼中的结构反弹的超声脉冲波。探头被进一步配置为将经反弹的声波记录为到来的回声波,并且设备中的处理器计算所述到来的回声波的传播时间,以针对连续的时刻t形成一系列的声波图SON。当被绘制成用于在监视器MT上显示的“实时”影像时,声波图SON示出了端部TP,由此为医生提供了“粗糙的”方向手段。如先前参考按照图2的实施例所描述的,随后由频谱分析仪提供导航的更精细的刻度。

[0105] 在备选实施例中(未示出),导航组件NAC是荧光镜检成像设备,例如介入性的C型

臂成像器FIM,这是在现今的导管室中常见的一种设备。简单地说,以相对的关系安装在可旋转的“C”或“U”-型臂上的X射线源和检测器可滑动地保持在托架中。C型臂以及其具有的x射线源和检测器可以围绕患者和/或感兴趣的位置或区域旋转。荧光镜检系统输出一系列实时图像(荧光图),其在投影图像中示出了辐射的不透明的针尖TP,由此为医生提供了与超声设备USG类似的“粗糙”方向手段。还设想了诸如CT或MRI等之类的其它模式。

[0106] 在图11中示出了如由图10中的系统中的UI发生器GG产生的根据另外的实施例的用户接口GUI的视图。参考超声的示例解释了GUI,但这仅仅是一个实施例并且不是限制性的。当跨分层的对象部分的多个层探索分层的对象部分时,下面提出的GUI是尤其有用的。

[0107] 概括地说,在该实施例中,在导航窗口NC中优选地示出了由超声设备获取的实时影像SON。沿着导航窗口NC,探索窗口PC现在包括一个或多个子窗口或窗格1120a-1120c,每个专用于并联系到不同的组织过渡。

[0108] 这些组织过渡将通过相关的光学参数P1-4来描述,光学参数P1-4与如在图3中以及在图2、图4-图8中的支气管镜检实施例中所描述的生理参数或散射参数或者它们的某种组合相关。

[0109] 例如,参数P1将被显示为针对过渡中的第一类型#1的组织和第二类型#2的组织的概率分布或密度函数(PDF):因此将在每个相应的窗口(例如1120a)中示出两条PDF曲线1113a和1114a,其中,沿着x轴的刻度是参数的值并且y轴是概率或密度浓度,即概率。对于其它过渡窗口1120b-d也类似。将根据保存按照组织类型分类的历史谱测量结果的预定义的数据库来确定PDF。

[0110] 除了这两种预定义的分布以外,还显示了垂直的指针线1115,其对应于正在由探头PR测量的光学参数P1的当前值。根据提供“粗糙”方向的第一窗口NC,医生可以自动确定可能发生哪种过渡。根据窗格PC中的对应的额外窗口1120a-1120d,更详细地,可以确定关于过渡的“更精细的”信息。这两个信息流允许医生评估针的位置IT相对于组织过渡的可能性。用于以上组织过渡的光学参数P1可以包括以下各项中的任何一项或任何相的组合:血液的量、血氧(即饱和度)、水含量/量、散射、油脂含量。

[0111] 在图11中的实施例中,示出了根据一个相关参数(以适当缩放的刻度的x轴)的高斯形状分布或密度图,但本文中设想了其它分布密度。高斯的高度(沿着y轴)对应于该参数与该组织类型相对应的可能性。高斯分布的中心与对于组织类型平均来说是典型的值有关。高斯分布的宽度与对于该组织该参数具有的散布有关。这样,每种组织类型针对每个参数都具有高斯分布。在窗口中,因此存在与过渡中的两种不同的组织类型相联系的两种不同的高斯分布。GUI提供了以下信息:将专用于特定的组织过渡的窗格1120a-1120d中的每个窗格进行比较,通过视觉检查来识别最接近于相应的指针线1115a、1115c的高斯密度(在附图中示例性地针对窗格1120a、1120c分别进行了标识)。与所述高斯相关联的组织因此是对活检设备IT的当前位置处的针尖TP处的当前组织的指示。如在附图中所指示的,概率密度之间的关联是通过颜色编码(贯穿不同的过渡窗格1120a-1120d针对每个组织是保持一致的)或线条类型(点划线、虚线等)的。在当前医学背景中并如在图9中所解释的,存在5个层(皮下脂肪、肌肉、接近神经、神经上和神经中),其引起了4个可辨识的过渡(没有计算相应的相反过渡),因此在图11中示出了4个窗格1120a-1120d。图11A示出了其中从肌肉组织到接近神经的过渡可能发生的实例,而图11B示出了在其中针IT可能驻留在对应于可能发

生从神经上至神经中的过渡的区域中的实例处的视图。过渡和组织类型的数量和性质仅用于例示性的目的并且不是以任何方式进行限制。

[0112] 在如图12中示出的备选实施例中,每个过渡窗格或窗口1220a、1220b(仅示出了两个,但这仅便于表示)与相应的过渡相联系。每个过渡窗格1120a、1120b现在都包括被划分成两个部分的各自的条形或刻度盘1215a、1215b。例如,各自的条形1215a、1215b都具有两个端部1217a、1217b和1218a、1218b,每个具有不同的颜色或灰度值。当从条形1215a、1215b的一端1217a、1217b向另一端1217a、1217b行进时,颜色或灰度值逐步过渡或融合到彼此中。这在附图中被示意性地指示为渐变。通过颜色的强度来指示位于一个组织中的概率。

[0113] 例如,在一个实施例中,对于在神经组织中,颜色可以是绿色,并且对于在非神经组织中,颜色可以是蓝色。在一个实施例中,色彩越强烈,驻留在相应组织中的概率越高。例如,深绿色或灰色表示位于神经组织中的概率更有可能等。然而,两层之间的界面可能不必位于条形1215a、1215b的中间。条形端部中的每个与共同定义过渡的相应组织类型相关联。“组织类型”还可以简单地指示对某个组织类型的否定,例如,神经组织相对于非神经组织。再次用各指针线1216a、1216b来指示参数的当前测得的值,当探头PR在不同的位置测量谱属性时,指针线1216a、1216b在各自的条形1215a、1215b背景中相对于该背景移动。离开划分线而到两种组织类型中的一种组织类型越远,针前方的实际组织越有可能是该组织。

[0114] 图12A、图12B示出了在不同时刻的用户接口GUI。

[0115] 在图12A中,示出了到血管中以及到神经中的过渡。如可以从指针线1216a、1216b(被示出为点划线)的位置看到的,针IT最有可能位于血管中并且可能在神经外面。在图12B中,针IT最有可能位于血管外部并可能位于神经中。

[0116] 在一个实施例中,还设想了用数字形式额外地表示在先前所描述的实施例中的一个中的概率。可以在表格的叠加小工具(或类似)与图4-图8、图11-图12中示出的图形表示一起示出这些数字。例如,按照图11的四种过渡可以在GUI中被数字地表示为:

	皮下脂肪:	90%	肌肉:	10%
[0117]	肌肉:	30%	接近神经:	70%
	接近神经:	37%	神经上:	63%
	神经上:	55%	神经中:	45%

[0118] 这些数字仅仅是说明性的而不是限制性的。

[0119] 在这种情况下,针对每种过渡独立地给出概率,因此针对每种过渡,概率总计达100%。或者,可以使用加起来小于100%的值作为用于表示不确定性的方式。此外,可以适当标记引起最高可能性的过渡,例如通过用提示性的颜色高亮,而可以使不可能的过渡变灰。

[0120] 尽管已经基于实时影像(例如图10中的超声)来针对导航NAV组件解释了按照图11-图12的GUI实施例,并且已经基于EM跟踪+介入前影像来针对NAV组件解释了按照图4-图8的GUI实施例,但本文中也设想了针对“相反”组合的实施例。亦即,根据图11-图12的GUI实施例可以与EM跟踪+介入前影像一起使用,并且根据图4-图8的实施例可以基于实时影像而替代地利用NAV组件来使用。

[0121] 再者,系统可以被配置为允许用户分别在图4-图8和图11-图12中的各GUI视图之

间进行切换(以探索分层的对象)。

[0122] 根据以上内容将意识到,如本文中所提出的GUI提供了动态、实时响应的共同的和联合的视图,其中,将空间信息与探索信息组合。用户一眼就能了解它们在何处以及它们“位于”什么类型的组织中。由UI发生器GG产生的GUI在空间和探索两个方面中都是动态的。当用户四处移动探头PR时,GUI的NC组件中的位置指示器和多个相应的(组织特异的)指针线将向用户显示为相对于它们各自的刻度盘元件移动。再者,当用户四处移动探头PR时,测量标记将显示为“弹出并行进”。通过将UI发生器GG配置为包括适当的事件处理程序的事件驱动模块来获得这种实时体验。诸如指针线和标记的各个动态小工具元件的位置被重新计算多次并被映射到它们的刻度盘元件上。由谱分析仪发出的测量事件来触发重新计算。事件形成事件处理程序在一个或多个通道中正在收听的“消息”,所述一个或多个通道将谱分析仪电路耦合到UI发生器。每条消息经由适当的字符串将关于所执行的测量的类型以及如此测量的值的信息进行编码或对该信息加戳。截取这些信息允许UI发生器GG向正确窗格中的正确指针线分配测得的值,并且计算与测得的值成比例地对应的监视器上的刻度盘上的对应位移。类似地,通过适当编程的映射器组件来完成对信息的各种颜色和形状编码,该映射器组件使用相对于所定义的颜色或灰度值调色板的内插值方案。类似地,空间映射器使用(例如线性的)内插值方案来计算在幅度上与即时测得的值相对应的各自的指针线位移。

[0123] 在一个实施例中,图形处理系统的组件(具体为UI发生器GG)在诸如成像模式的工作站之类的单个计算系统上运行。在备选实施例中,本文中同样设想了至少部分分布的架构,其中,组件中的一个或多个位于远处,并且在适当的通信网络中彼此连接。

[0124] 在一个实施例中,UI发生器GG(或至少其一些组件)被布置为专用FPGA或被布置为硬接线的(独立的)芯片。

[0125] 在备选实施例中,UI发生器GG或其组件中的至少一些驻留在成像器IM的工作站中。

[0126] UI发生器GG或其组件中的各组件和/或谱分析仪SA中的数据处理模块可以在适当的科学计算平台(例如Matlab®)中进行编程,并且可以被翻译成适合于在计算系统(例如成像器的工作站)上运行的C++或C例程。在本发明的另一个示例性实施例中,提供了一种计算机程序或计算机程序元件,其特征在于适于在适当的系统上执行根据前述实施例中的一个实施例的方法的方法步骤。

[0127] 图14是用于支持探索对象内部的方法的流程图。

[0128] 在步骤S1405中,接收指示介入工具在对象里面的当前位置的当前位置信息。

[0129] 在步骤S140中,接收从对象的内部反射开的非电离辐射。

[0130] 在步骤S1415中,将接收到的辐射关于谱分析成关于在介入工具的当前位置处或周围的对象内部的材料成分和/或材料类型和/或组织结构的探索信息。

[0131] 探索信息包括针对出现在介入工具的当前端部位置处或周围的材料类型的至少一个测量值和/或针对根据接收到的辐射的散射量的散射测量值。

[0132] 在步骤S1420中,产生显示单元上的图形显示。

[0133] 在步骤S1415中,显示这样产生的图形显示。所述图形显示包括:

[0134] i)针对散射测量值或针对材料类型测量值或针对从所述测量值中的任一个或两

者导出的值的至少一个探索信息指示器,所述探索信息指示器包括:a)指针元件,其被配置为指示测量值的当前读数或导出的值的当前读数;以及b)刻度盘元件,其被配置为指示值的范围;其中,所述指针元件相对于刻度盘元件显示;以及

[0135] ii)针对对象的内部中所述端部的位置的当前位置信息的位置指示器。

[0136] 在本发明的另一个示例性实施例中,提供了一种计算机程序或计算机程序元件,其特征在于适于在适当的系统上执行根据前述实施例中的一个实施例的方法的方法步骤。

[0137] 因此,计算机程序元件可以被储存在计算机单元上,其也可以是本发明的实施例的部分。该计算单元可以适于执行上面所描述的方法的步骤或引起该方法的步骤的执行。此外,其可以适于操作上面所描述的装置中的组件。计算单元可以适于自动操作和/或执行用户的顺序。计算机程序可以被加载到数据处理器的的工作存储器中。因此,数据处理器可以被装备为执行本发明的方法。

[0138] 本发明的该示例性实施例覆盖了从一开始使用本发明的计算机程序和借助于更新将现有程序转换成使用本发明的程序的计算机程序两者。

[0139] 更进一步,计算机程序元件可以能够提供所有的必要步骤来完成如以上所描述的方法的示例性实施例的程序。

[0140] 根据本发明的另外的示例性实施例,提出了一种在其上存储有计算机程序元件计算机可读介质(例如CD-ROM),其中,通过前述部分描述了计算机程序元件。

[0141] 计算机程序可以被存储/分布在适合的介质上,例如与其他硬件一起提供或作为其他硬件的部分提供的光学存储介质或固态介质,但是也可以被以其他形式分布,例如经由因特网或其他的有线或无线的电信系统。

[0142] 然而,计算机程序还可以呈现在例如万维网的网络上并可以从这种网络被下载到数据处理器的的工作存储器中。根据本发明的另外的示例性实施例,提供了一种用于使计算机程序元件可用于下载的介质,其中,计算机程序元件被布置为执行根据先前描述的本发明的实施例中的一个实施例的方法。

[0143] 必须指出,参照不同的主题描述了本发明的实施例。具体来说,参照方法权利要求描述了一些实施例,而参照装置权利要求描述了其它实施例。然而,本领域技术人员将根据以上描述和以下描述推测到,除非另外告知,除了属于一种类型的主题的特征的任何组合以外,涉及不同主题的特征之间的任何组合也被认为与本申请一起公开。然而,可以组合所有特征,这提供了大于这些特征的简单求和的协同效果。

[0144] 尽管在附图和前述描述中已经详细例示并描述了本发明,但这种例示和描述将被认为是例示性的或示例性的而不是限制性的。本发明并不限于所公开的实施例。实施所请求保护的发明的本领域技术人员根据对附图、公开内容、以及从属权利要求的研究,可以理解并产生对所公开的实施例的其它变型方式。

[0145] 在权利要求中,词语“包括”并不排除其它元件或步骤,并且不定冠词“一”或“一个”并不排除多个。单个处理器或其它单元可以实现在权利要求中重复引用的若干项的功能。在相互不同的从属权利要求中重复引用某些测量结果的纯粹事实并不指示这些测量结果的组合不能用于获得优势。在权利要求中的任何附图标记不应当被解释为限制范围。

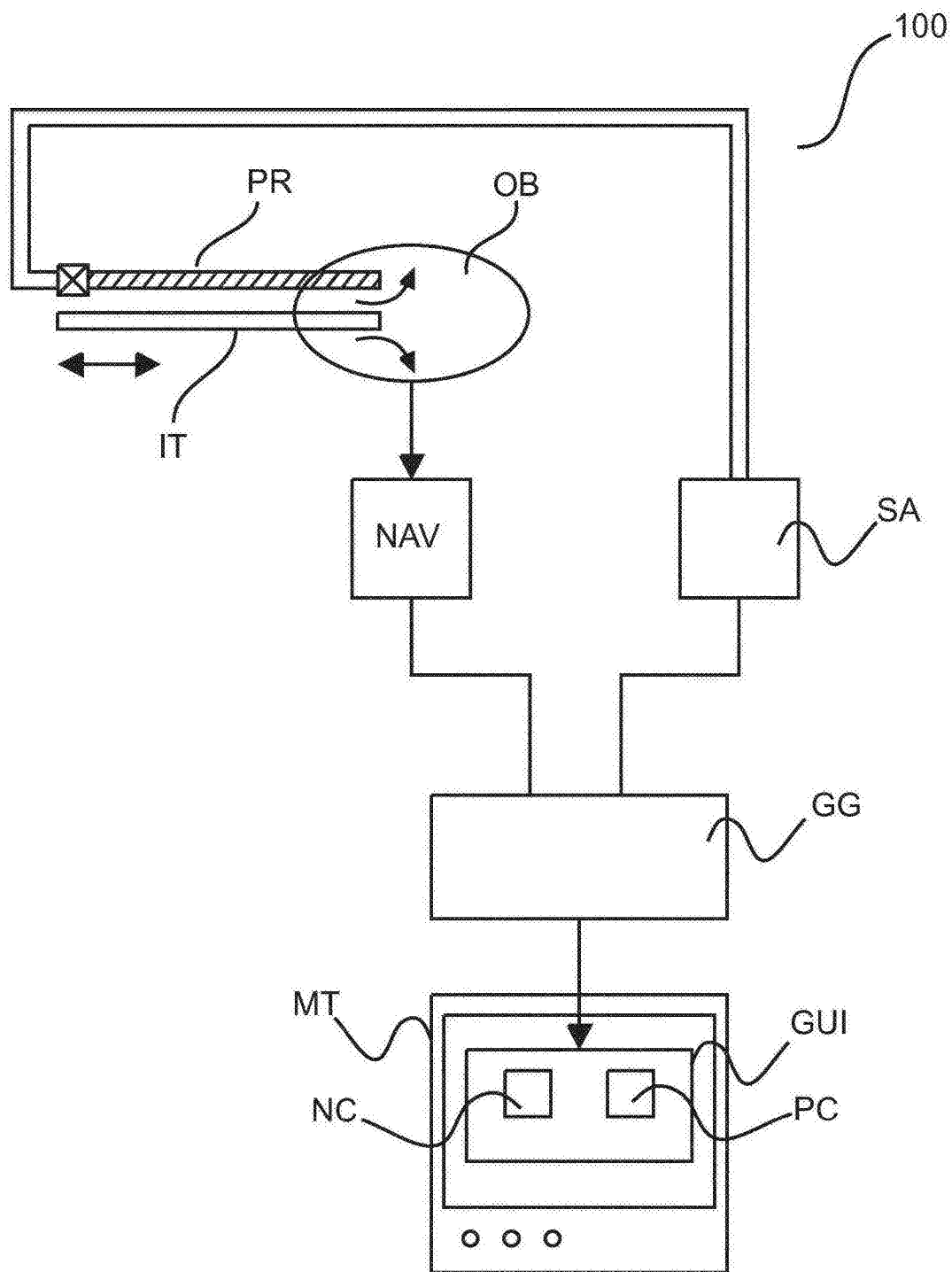


图1

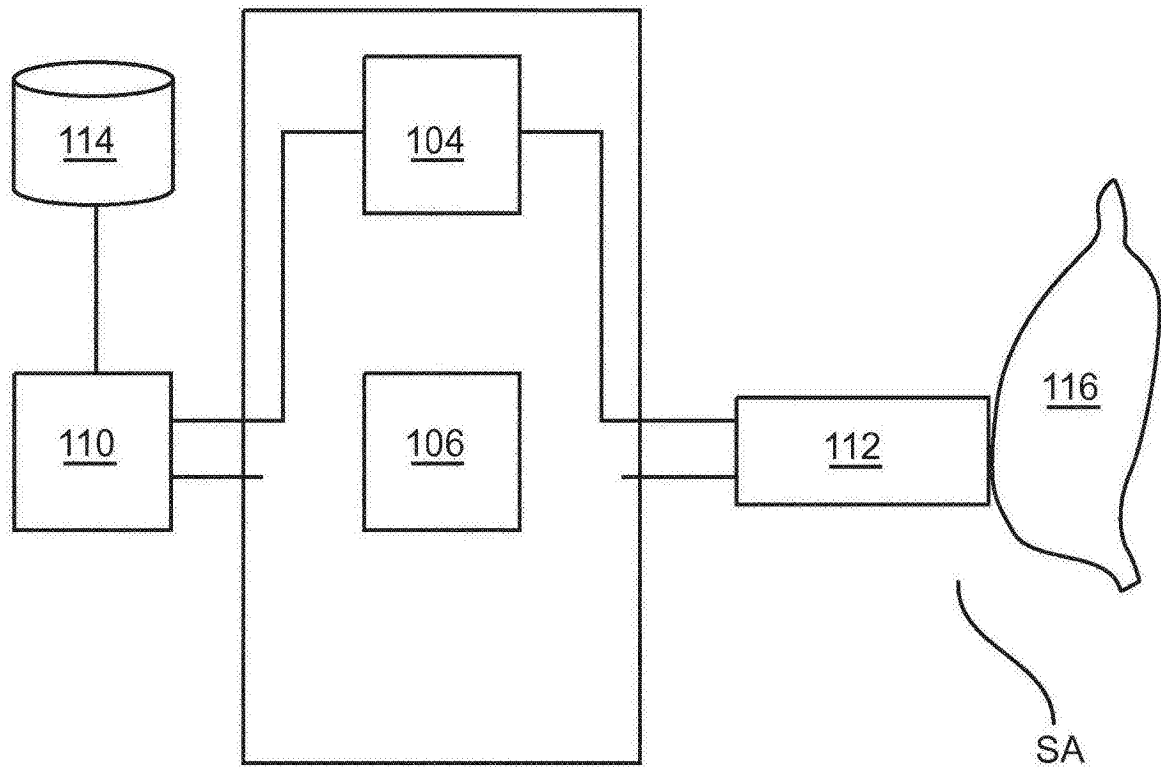


图3

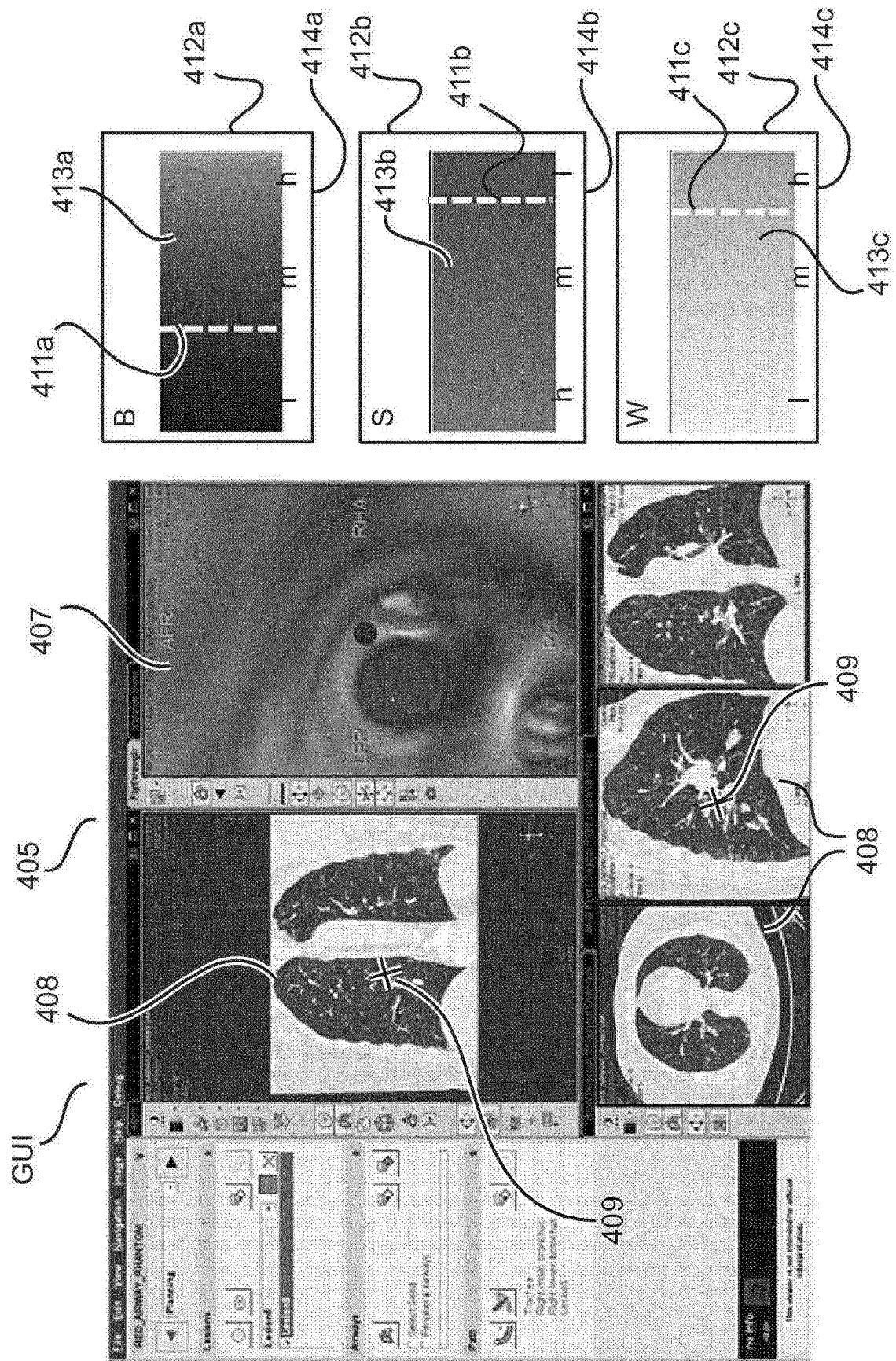


图4

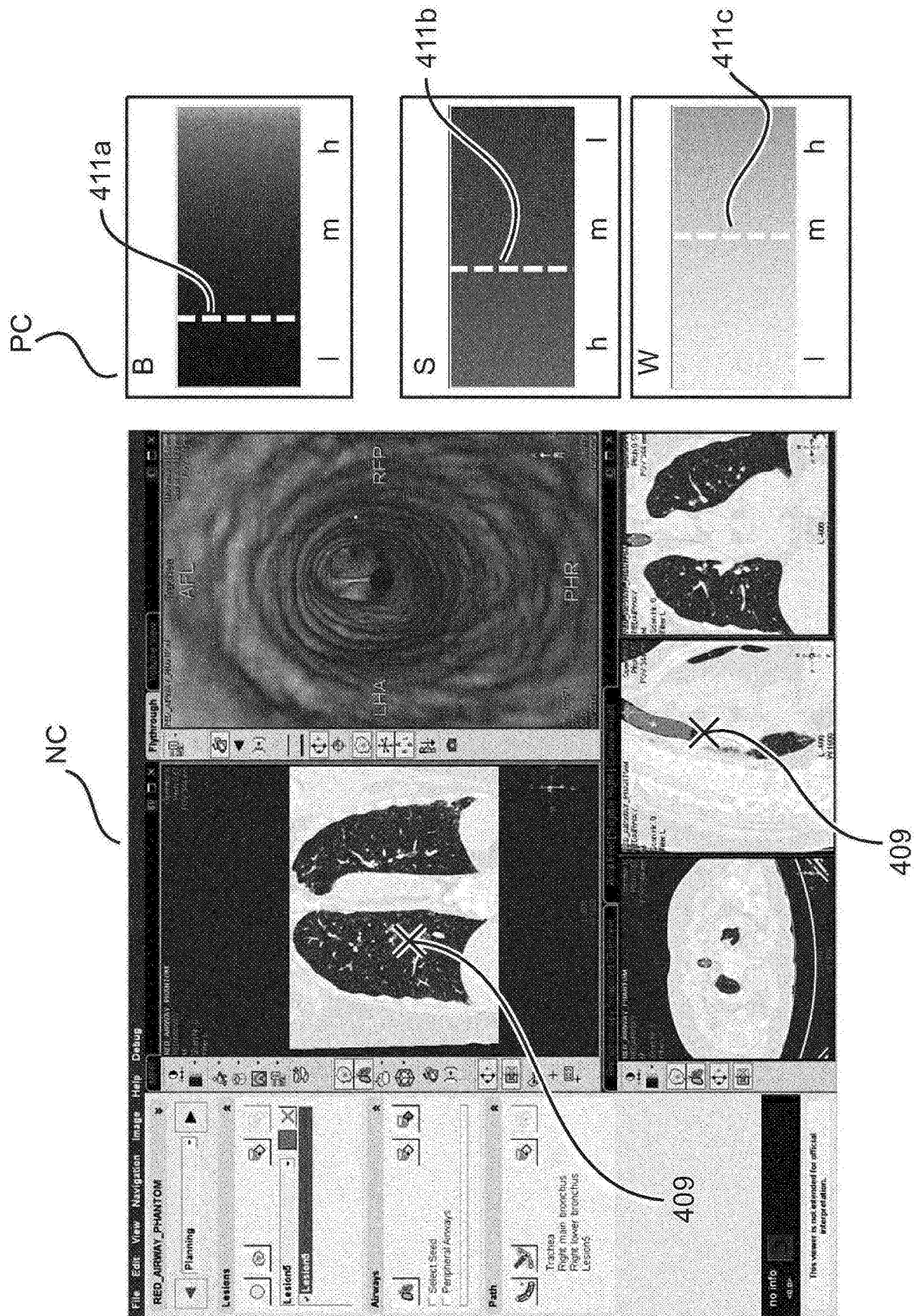


图5

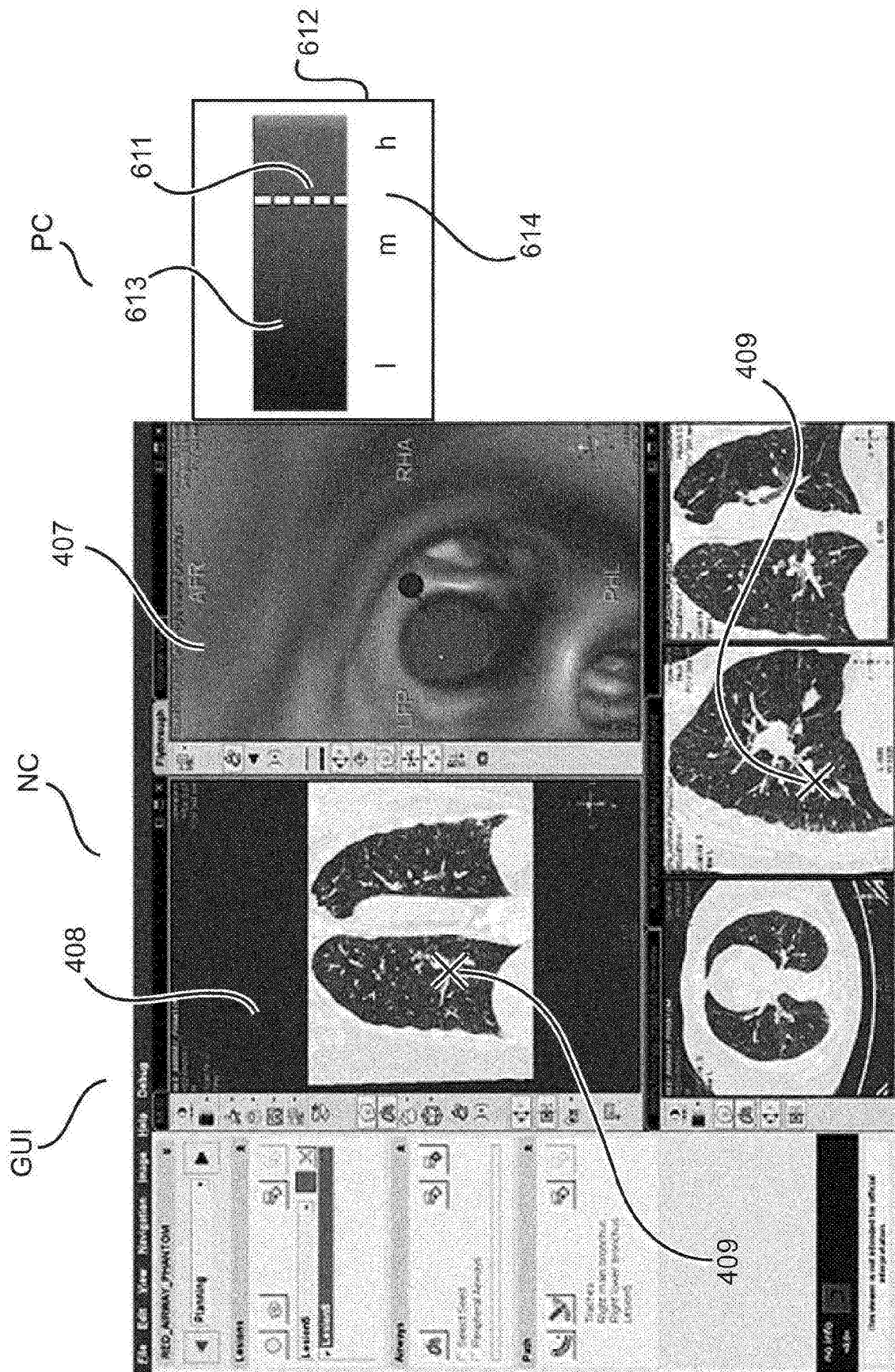
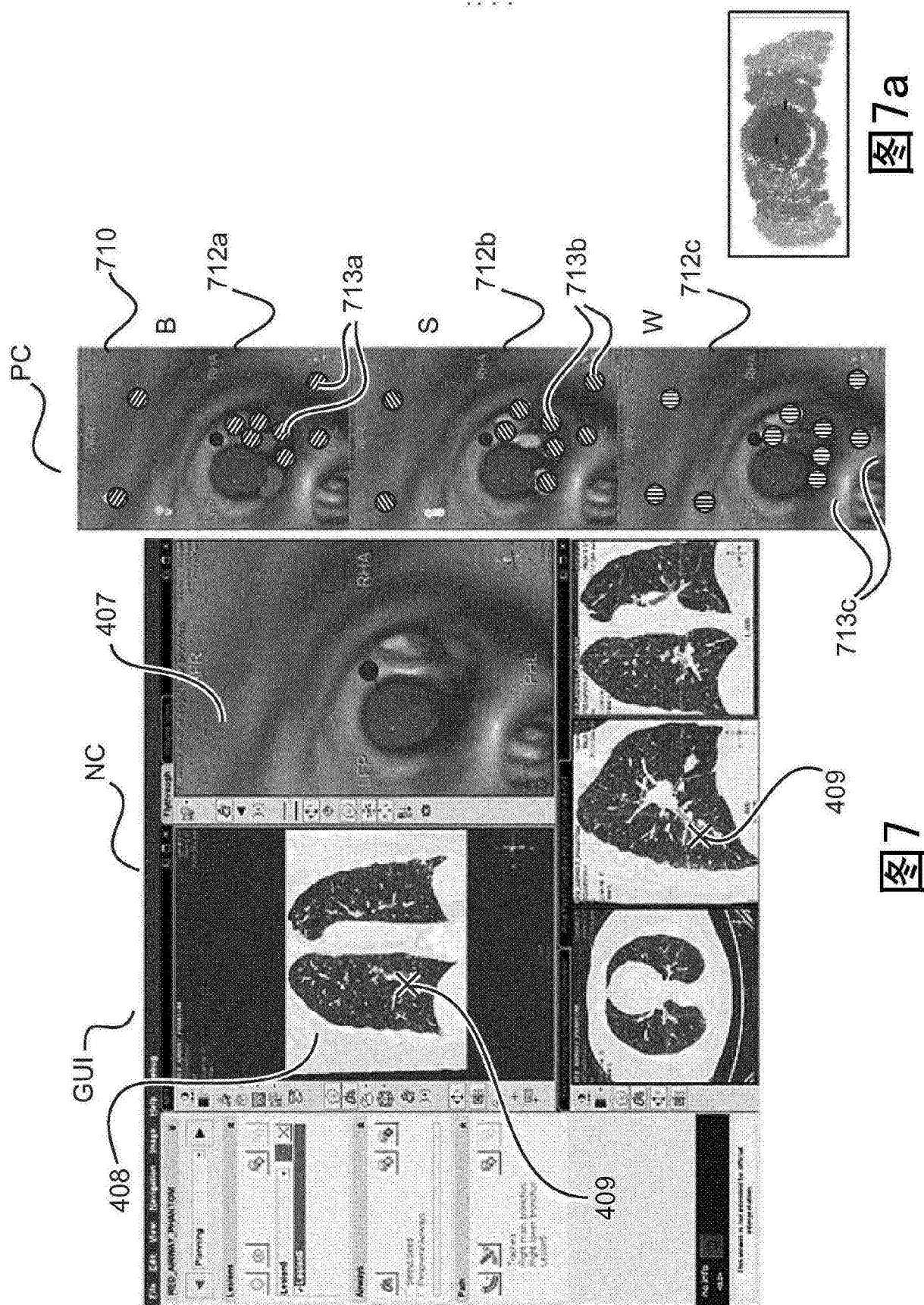


图6



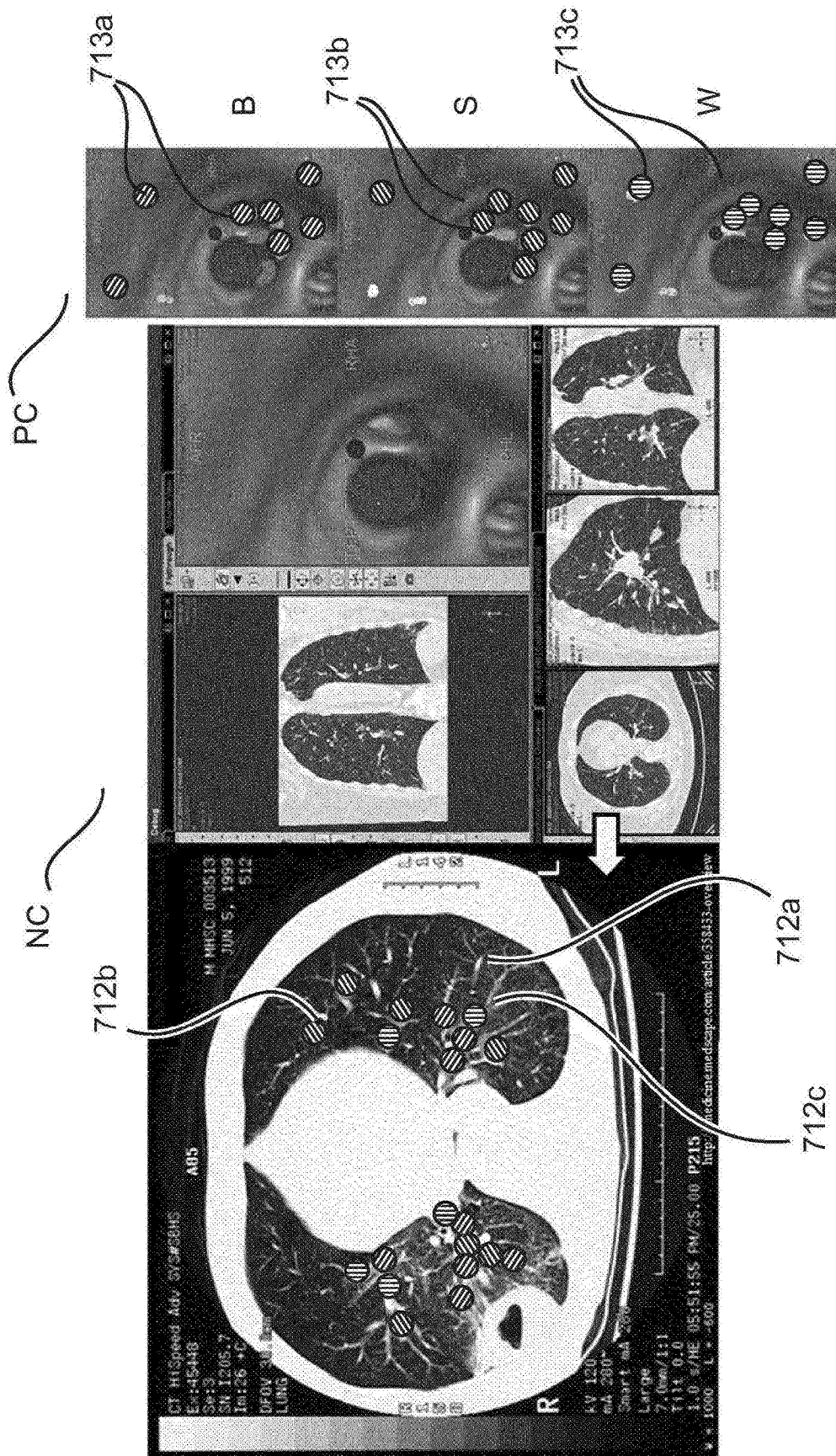


图8

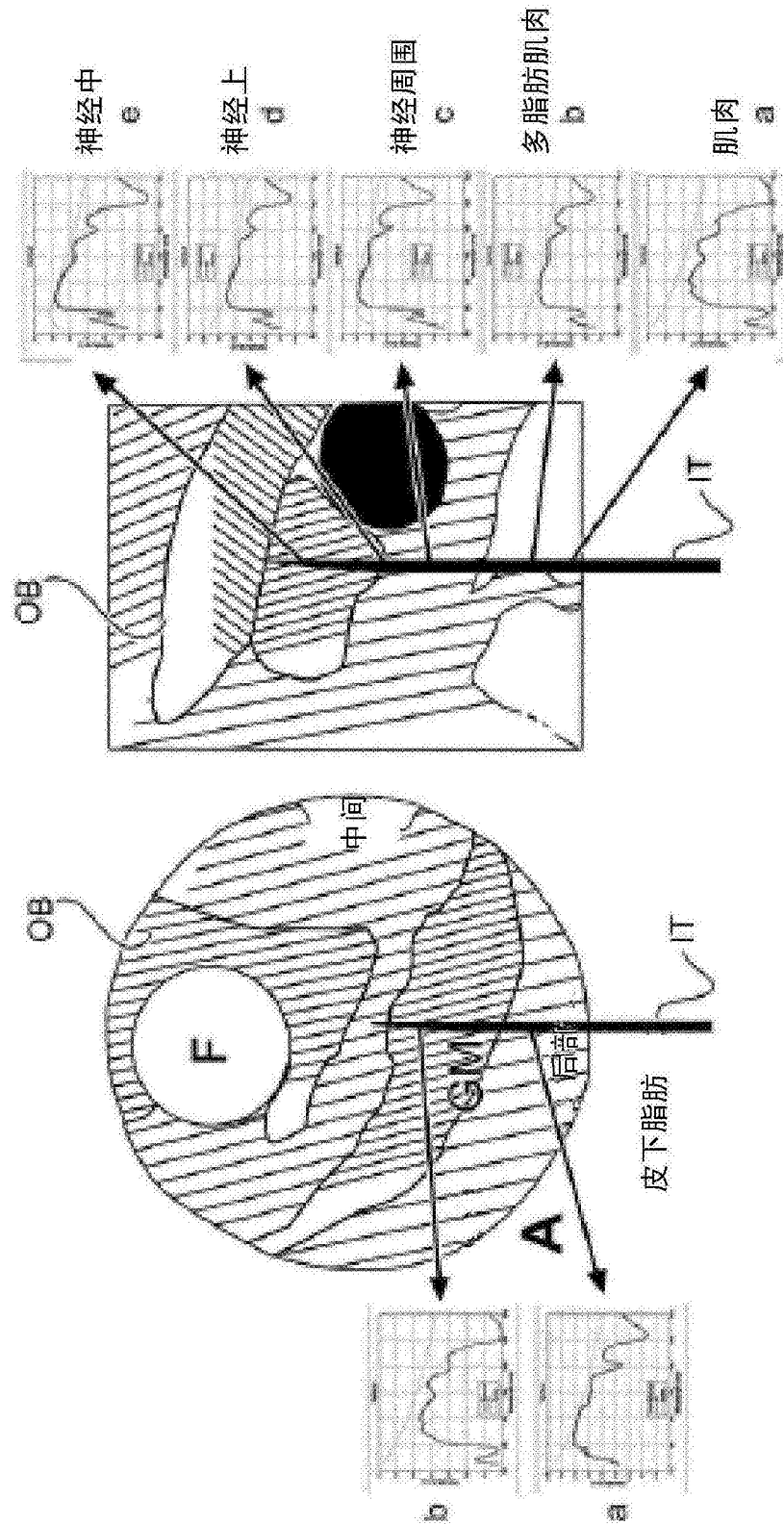


图9

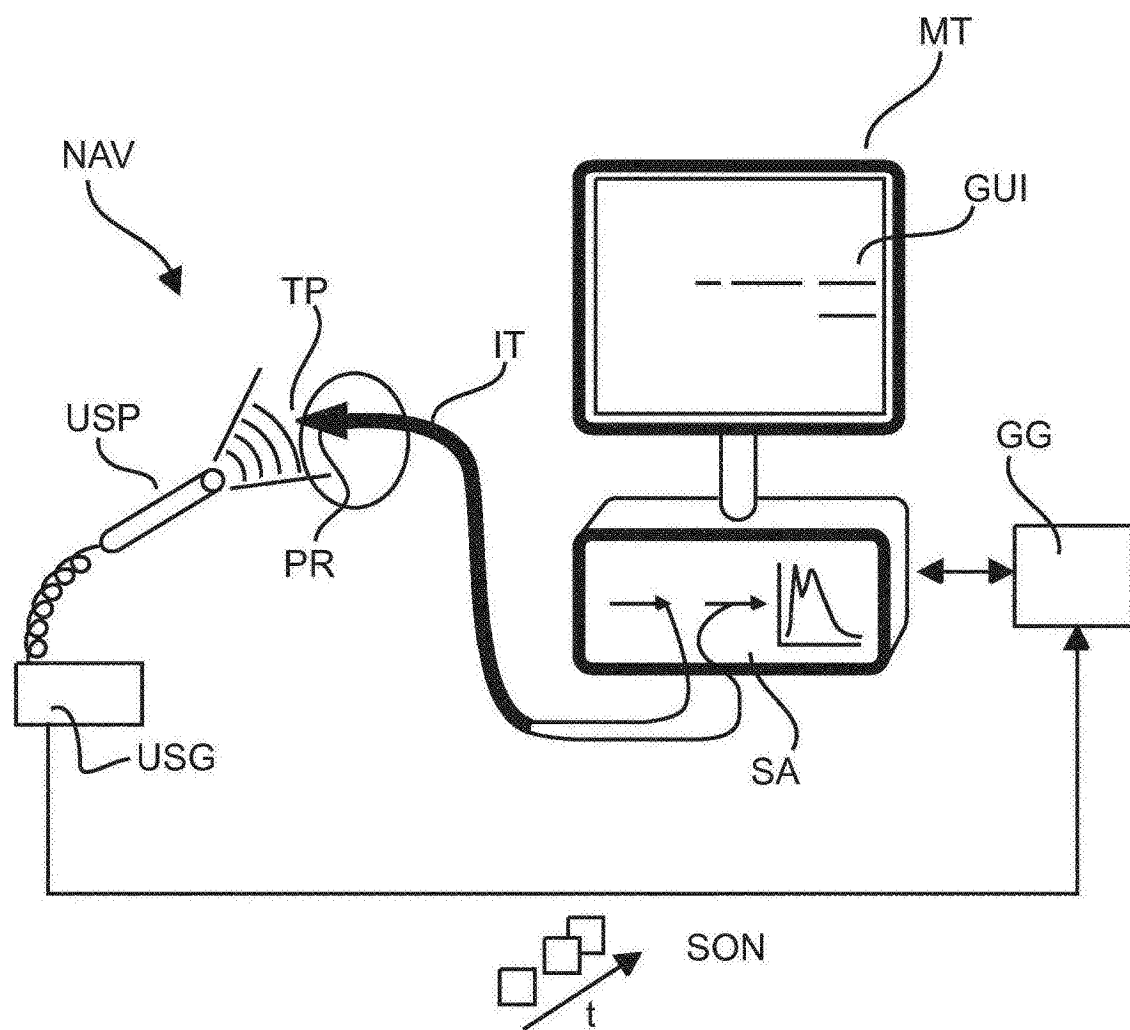


图10

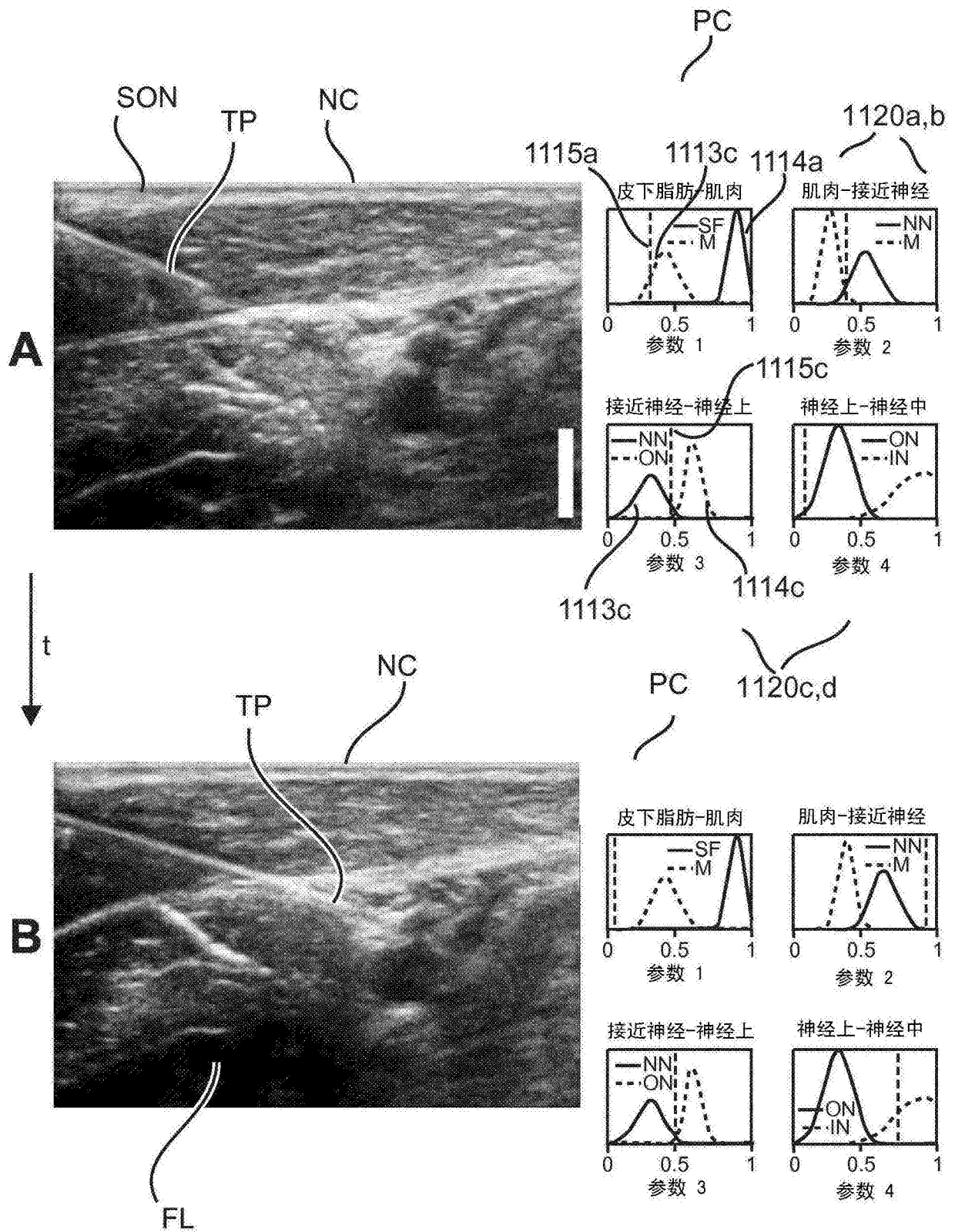


图11

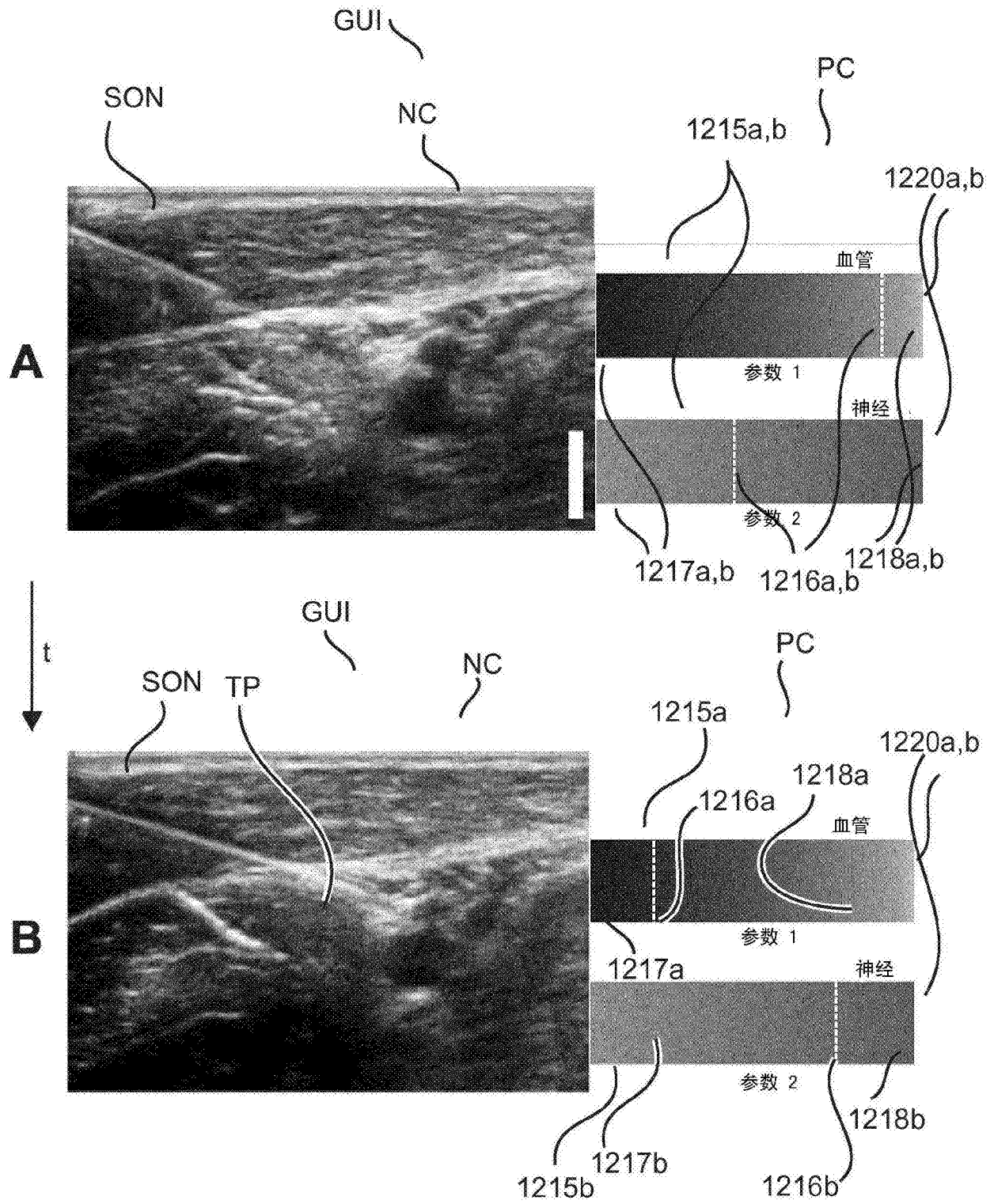


图12

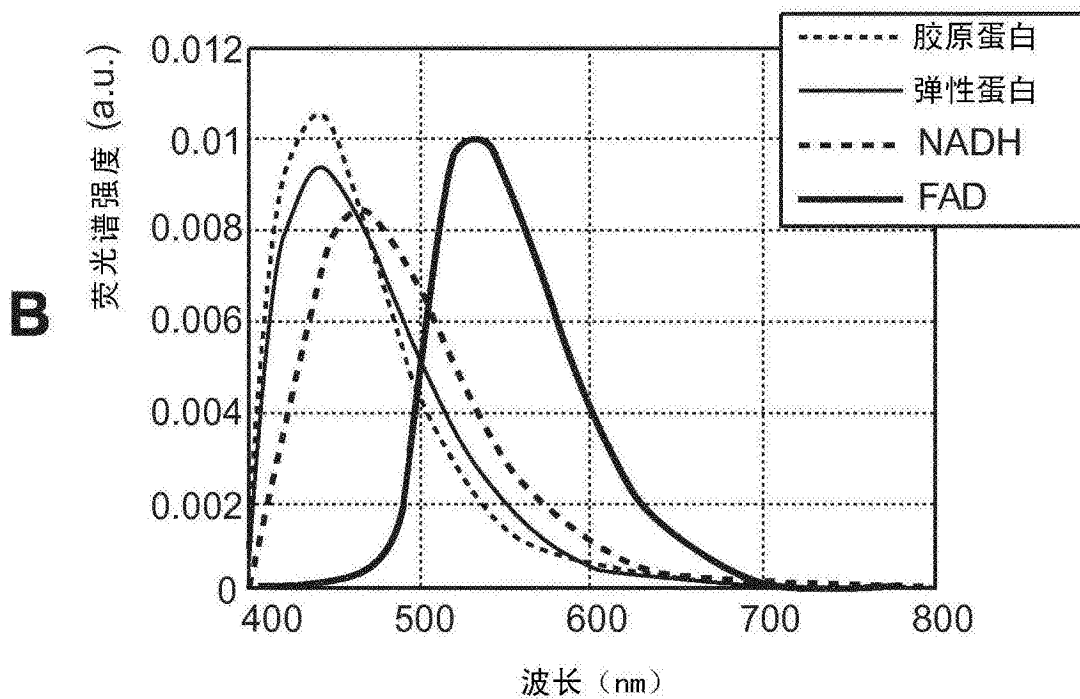
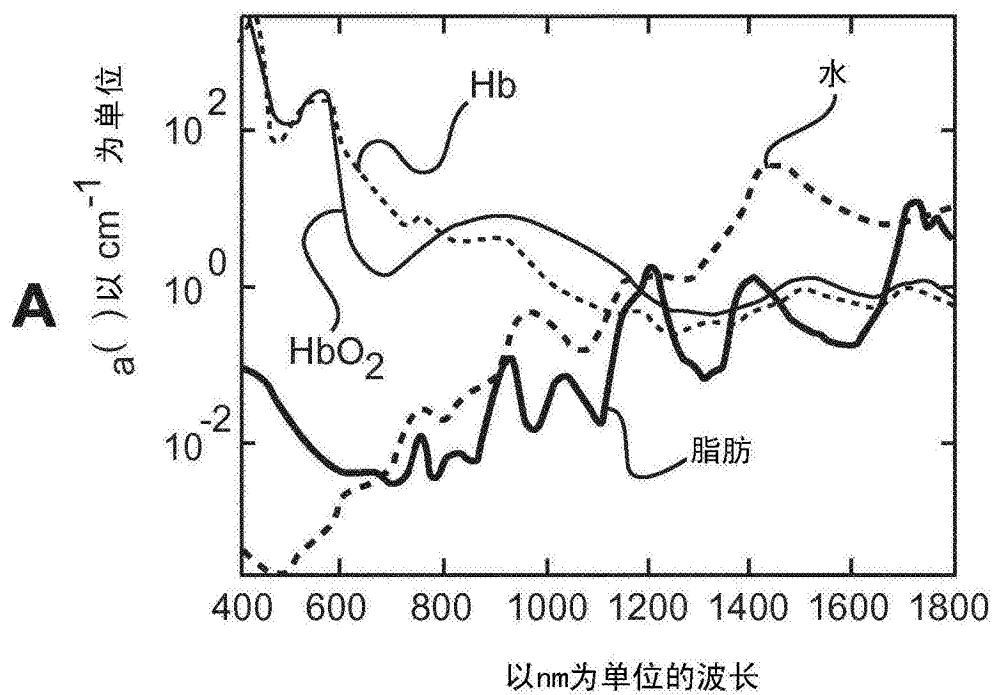


图13

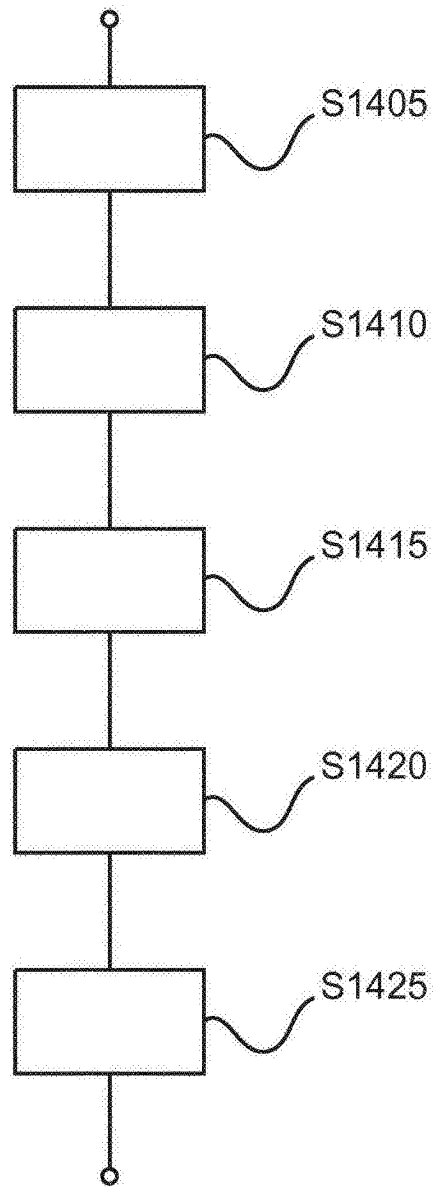


图14

专利名称(译)	用于光子工具和电磁跟踪引导的支气管镜的用户接口		
公开(公告)号	CN105828739A	公开(公告)日	2016-08-03
申请号	CN201480069682.X	申请日	2014-12-17
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	BHW亨德里克斯 TM比德隆 ATMH范基尔索普 GW吕卡森 V帕塔萨拉蒂 VV普利 M范德沃尔特 M米勒 GHM海斯贝斯		
发明人	B·H·W·亨德里克斯 T·M·比德隆 A·T·M·H·范基尔索普 G·W·吕卡森 V·帕塔萨拉蒂 V·V·普利 M·范德沃尔特 M·米勒 G·H·M·海斯贝斯		
IPC分类号	A61B90/00 A61B34/20 A61B1/267		
CPC分类号	A61B5/0075 A61B1/00039 A61B1/00045 A61B1/2676 A61B5/0084 A61B5/064 A61B5/742 A61B8/0841 A61B10/0233 A61B34/25 A61B90/37 A61B2017/00061 A61B2034/2051 A61B2034/2063 A61B2090/365 A61B2090/373 A61B2090/3764 A61B2090/378		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	2014152052 2014-01-22 EP 61/918936 2013-12-20 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于支持探索对象的内部的系统和方法。所述系统100、200包括用于生成图形用户接口(GUI)的图形用户接口发生器(GG)。图形用户接口(GUI)包括介入工具(IT)在对象(OB)里面的当前位置的指示器(NC)。还存在用于指示在对象(OB)中的当前位置处的工具的端部(TP)周围的材料成分和/或类型的探索指示器(PC)。探索指示器(PC)包括用于针对一定范围的可能值相对于刻度盘元件的当前读数的指针元件。

