



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102448366 B

(45) 授权公告日 2014. 06. 25

(21) 申请号 201080022939. 8

G06T 7/00 (2006. 01)

(22) 申请日 2010. 05. 07

A61B 19/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 6/12 (2006. 01)

09161321. 6 2009. 05. 28 EP

(56) 对比文件

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

US 20080095421 A1, 2008. 04. 24,

2011. 11. 25

CN 101004405 A, 2007. 07. 25,

(86) PCT国际申请的申请数据

CN 101023870 A, 2007. 08. 29,

PCT/IB2010/052030 2010. 05. 07

WO 2008111070 A2, 2008. 09. 18,

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/136922 EN 2010. 12. 02

审查员 张玲玲

(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 L·P·巴克 B·H·W·亨德里克斯

A·E·德雅尔丹

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 张伟 王英

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006. 01)

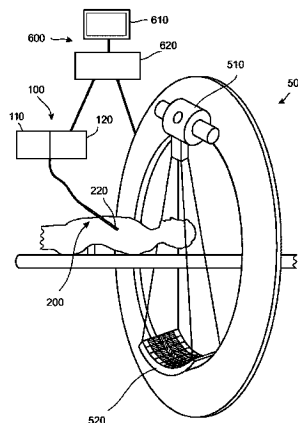
权利要求书2页 说明书8页 附图8页

(54) 发明名称

使用针设备在介入期间重新校准预先记录的图像

(57) 摘要

提出了在介入期间利用介入系统重新校准预先记录的图像, 所述介入系统包括提供对象的图像的成像设备、针设备和处理设备。该针设备包括用于提供与组织属性相对应的数据的传感器。处理设备被配置为利用来自传感器的数据, 执行对预先记录图像和由成像设备提供的实况图像的叠加配准。因而, 提高了图像的叠加的精度。



1. 一种介入系统,包括:
成像设备(500),其提供对象的实况图像;
针设备(200),其中能够对所述针设备(200)在所述实况图像中的位置进行定位;
处理设备(600),
其特征在于,所述针设备(200)包括用于提供与组织属性相对应的数据的传感器(220),并且
所述处理设备(600)被配置为利用来自所述传感器(220)的所述数据,执行预先记录的图像与所述实况图像的叠加配准。
2. 根据权利要求1所述的介入系统,还包括:
分析设备(100),其中所述分析设备耦合到所述传感器(220),并且被配置为处理来自所述传感器的所述数据,从而生成关于组织属性的信息。
3. 根据权利要求2所述的介入系统,其中,所述针设备(200)的所述传感器(220)包括能够发射和接收光的光纤(230),并且其中,所述分析设备(100)包括用于光谱的控制台,其中所述控制台和所述光纤相互连接。
4. 根据权利要求3所述的介入系统,其中,所述用于光谱的控制台(100)被配置为提供从由反射率光谱、荧光光谱、自体荧光光谱、差分路径长度光谱、拉曼光谱、光学相干断层摄影、光散射光谱和多光子荧光光谱构成的组中的一个而来的信息。
5. 根据权利要求3所述的介入系统,其中,所述针设备(200)的所述传感器(220)包括具有显微成像能力的透镜(250),从而能够形成位于所述针设备的前面的组织的显微图像。
6. 根据权利要求5所述的介入系统,还包括驱动模块(260、270),所述驱动模块(260、270)用于同时移动所述光纤和所述透镜,或者仅移动所述光纤或所述透镜。
7. 根据权利要求1所述的介入系统,其中,所述成像设备(500)是无创成像模态,所述无创成像模态是由X射线设备、计算机断层摄影设备、磁共振断层摄影设备和超声设备构成的组中的一个。
8. 根据权利要求1所述的介入系统,其中,所述针设备(200)包括能够由所述成像设备(500)可视的结构和材料。
9. 一种用于将预先记录的图像与感兴趣的对象的实况图像进行组合的装置,所述装置包括:
用于接收来自数据库的预先记录的图像的模块,
用于利用成像设备(500)生成实况图像的模块,
其特征在于,所述装置还包括:
用于生成所述预先记录的图像与所述实况图像的叠加的模块;
用于接收来自针设备(200)的局部组织信息的模块;
用于利用所述局部组织信息来对图像的叠加进行重新校准的模块。
10. 根据权利要求9所述的装置,其中,用于生成叠加的所述模块包括:用于在所述预先记录的图像中定义坐标系的模块、和用于在所述实况图像中定义对应的坐标系的模块。
11. 根据权利要求9所述的装置,其中,用于对所述叠加进行重新校准的所述模块包括:用于识别在所述实况图像中的对应于所获取的组织信息的特征的模块。
12. 根据权利要求9所述的装置,其中,所述预先记录的图像、所述实况图像和所述局

部组织信息被实时处理以计算所述叠加中的错误。

使用针设备在介入期间重新校准预先记录的图像

技术领域

[0001] 本发明涉及一种包括图像设备和针设备的介入系统。此外,本发明涉及一种将预先记录的图像与感兴趣的对象的实况图像进行组合的方法。具体而言,本发明涉及一种用于提供对预先记录的图像与实况图像的叠加进行重新校准的系统和方法。

背景技术

[0002] 在介入期间,介入医师可以使用预先记录的图像和实况图像来将诸如针之类的医疗设备导航到预期的位置。在介入之前,获取身体的详细图像。这一图像通常是三维的。这一三维图像的坐标系与在介入期间正使用的手术台和/或医疗成像仪器的位置相耦合。以这一方式,能够进行在介入期间获取的实况图像与预先记录的图像的叠加。该叠加的精度明显取决于坐标系的精度以及例如手术台和实况成像仪器的位置的精度。更重要的是,叠加精度还取决于患者的移动,例如由于呼吸而引起的移动。对于一些介入,例如一些小尺寸的深层病变的活检,叠加的精度是不够的。

发明内容

[0003] 本发明的一个目标是提供一种对图像进行组合的介入系统和方法,其中提高了图像的叠加的精度。

[0004] 总体而言,通过使用局部组织信息来实现这一目标。这样的信息可以由所谓的光子针,即包括光纤的针设备来提供。该光纤表示一种传感器,通过该传感器,针设备可以检测组织的特征。也可以在要被组合的图像中检测到这样的特征。

[0005] 因此,本发明的本质特征在于:通过采用针设备的传感器检测的特征来重新校准预先记录的图像的坐标系和实况图像的坐标系,从而将针设备的传感器的信息与由实况图像和预先记录的图像提供的信息进行组合,以提高在预先记录的图像和实况图像之间的叠加精度,其中这些特征存在于预先记录的图像中,并且这些特征或多或少地存在于实况图像中。

[0006] 为了执行叠加配准,对应当被执行叠加的多个图像中的每一个图像的坐标系或地标(landmark)进行识别。在一些例子中,实况图像将不显示预先记录的图像的所有细节。这里,针设备的传感器提供了与在传感器位置处的组织有关的附加信息,其中能够对所述针设备在实况图像中的位置进行定位。该附加信息将被用来提供对在实况图像中的坐标系或地标进行更好地识别,其中该坐标系或地标在预先记录的图像中也是可识别的,从而根据本发明的系统可以改善叠加的精度。

[0007] 换言之,给定在某一时刻由针识别出的特定组织类型,结合其位置的粗略知识,可以在预先记录(即手术前)的图像的坐标系中精确地定位被分析的组织体积,这是因为从预先记录的图像中也可以获得组织信息。给定这一组织体积和针之间的空间关系,结合针在实况图像中的位置的知识,也能够确定该组织体积相对于实况图像的坐标系的位置。以这一方式,由于该组织的位置在手术前的图像的坐标系和实况图像的坐标系中是已知的,

因此能够完成叠加配准的重新校准。

[0008] 相应的独立权利要求的主题解决了上述的目标。在相应的从属权利要求中描述了进一步的示例性实施例。

[0009] 总体上,根据本发明的介入系统包括提供对象的图像的成像设备、针设备和处理设备。该针设备包括用于提供与组织属性相对应的数据的传感器。处理设备被配置为利用来自传感器的数据,执行对预先记录的图像和由成像设备提供的实况图像的叠加配准。

[0010] 根据另一个实施例,该介入系统还包括分析设备,其中分析设备可以耦合到该传感器,并且分析设备被配置为处理来自该传感器的数据,从而生成关于组织属性的信息。

[0011] 针设备的传感器可以包括能够发射和接收光的光纤。分析设备可以包括用于光谱的控制台(console for spectroscopy),其中该控制台和该光纤可以相互连接。

[0012] 用于光谱的控制台可以被配置为提供从由反射率光谱、荧光光谱、自体荧光光谱、差分路径长度光谱、拉曼光谱、光学相干断层摄影、光散射光谱和多光子荧光光谱构成的组中的一个而来的信息。

[0013] 此外,针设备的传感器可以包括具有显微成像能力的元件。这样的元件可以包括光纤、光纤束、透镜和驱动模块。驱动模块可以同时移动光纤和透镜二者,或者可以仅移动光纤或透镜。还可以在沒有驱动模块的情况下,仅使用光纤束和透镜来实现成像能力。利用这样的成像能力,可以形成位于针设备前面的组织的显微图像。

[0014] 根据再一个实施例,成像设备可以是无创成像模态(modality),该无创成像模态是由X射线设备、计算机断层摄影设备、磁共振断层摄影设备和超声设备构成的组中的一个。

[0015] 应当注意的是,针设备可以包括能够由成像设备可视的结构和材料。

[0016] 换言之,根据本发明的集成系统包括:无创成像模态,其能够对身体的内部进行成像;针设备,其包括传感器,该传感器包括至少一个光纤,该光纤连接到控制台,该控制台能够对在针设备的尖端的前面或附近的组织进行探查。无创成像模态能够对身体内部的针设备进行成像,从而允许基于该无创成像模态来粗略引导针设备。光学模态被用于对针设备的尖端部分在靶向组织中的位置进行精细定位。优选地,光学信息被配准到无创成像模态的图像中。优选地,在无创成像模态允许三维成像的情况下,光学信息被配准到图像的三维坐标框架中。

[0017] 应当注意的是,针设备一方面可以是活检针、插管或者套管针,针设备另一方面可以是适于容纳针的导管,例如实际上通过该针进行活检。

[0018] 该系统所研究的“组织”可以包括所有类型的活组织或死组织,例如人体组织,特别是上皮组织(例如皮肤的表面和消化道的内衬)、结缔组织(例如血液、骨组织)、肌肉组织和神经组织(例如脑、脊髓和末梢神经系统)。“组织”还可以包括食物产品、生物材料、合成材料、流体或粘性物质等。

[0019] 根据本发明的另一方面,一种将预先记录的图像和感兴趣的对象的实况图像进行组合的方法包括以下步骤:进行预先记录的图像和实况图像的叠加、获取局部组织信息、利用所获取的局部组织信息对图像的叠加进行重新校准。

[0020] 根据一个实施例,该方法还可以包括以下步骤:接收来自数据库的预先记录的图像、以及接收来自成像设备的实况图像。可以通过针设备获取局部组织信息。

[0021] 根据另一个实施例,进行叠加的方法步骤可以包括:在预先记录的图像中定义坐标系以及对在实况图像中的对应坐标系进行识别;反之亦然。

[0022] 根据另一个实施例,对叠加进行重新校准的方法步骤可以包括:识别在预先记录的图像中对应于所获得的信息的结构。

[0023] 可以实时处理预先记录的图像、实况图像和局部组织信息以计算叠加中的错误。

[0024] 本发明还涉及一种用于处理设备的计算机程序,以使根据本发明的方法可以在适当的系统上执行。计算机程序优选被装载在数据处理器的存储器中。因而,数据处理器被配置为执行本发明的方法。此外,本发明涉及一种诸如 CD-Rom 之类的计算机可读介质,计算机程序可以存储在该计算机可读介质中。然而,计算机程序还可以存在于类似万维网的网络上,并且计算机程序能够从这样的网络下载到数据处理器的存储器中。

[0025] 应当注意的是,已经参考不同的主题对本发明的实施例进行描述。具体而言,参考了方法类型的权利要求对一些实施例进行描述,而参考了装置类型的权利要求对其他实施例进行描述。然而,本领域技术人员可以从上下文的描述中推断出:除非另有说明,除了属于一种类型的主题的特征的任意组合之外,涉及不同主题的特征之间的任意组合也都被认为与本申请一起公开了。

[0026] 本发明的上文定义的方面以及其他方面、特征和优点也能够从下文描述的实施例的示例中得到,并且参考实施例的示例对本发明的上文定义的方面以及其他方面、特征和优点进行了描述。将在下文参考实施例的示例更详细地描述本发明,但是本发明并不限于这些实施例的示例。

附图说明

[0027] 图 1 示出了根据本发明的包括传感器模态的针设备。

[0028] 图 2 示出了根据针设备的示例性实施例的、包括传感器的透镜系统的针设备的尖端部分的详细视图。

[0029] 图 3 示出了根据本发明的介入系统。

[0030] 图 4 说明了多个图像的示例,该多个图像的示例示出了对象中的针设备,其中该针设备的尖端与靶向结构具有不同的距离。

[0031] 图 5 是对应若干光谱的波长的第一图示。

[0032] 图 6 是对应若干光谱的波长的第二图示。

[0033] 图 7 是对应三个示例性光谱的波长的图示。

[0034] 图 8 是根据本发明的方法的流程图。

[0035] 附图中的图示仅仅是示意性的并且不是按照比例的。应当注意到,在不同的图中,类似的元件具有相同的附图标记。

具体实施方式

[0036] 如图 1 中所说明的那样,针设备 200 是根据本发明实施例的系统的一部分,并且该针设备 200 包括杆 210、位于该杆的尖端部分的斜面、至少一个光纤 230 以及保持 (holder) 部分 290。

[0037] 例如,杆可以具有 150mm 的长度和 1.3mm 的直径。此外,斜面与杆的轴线围成一个

20° 的角。利用所提到的尺寸,旨在为基于光谱学的组织检查所用的针提供数量级和关系。

[0038] 在这一实施例中,光纤 230 从末端(即斜面的表面)开始延伸,穿过杆 210 到达保持部分 290,并且经过保持部分 290 的开口而穿出针外。

[0039] 此外,在图 1 中示意性地说明了根据本发明的系统的元件。该系统包括针设备 200、光源 110、光检测器 120、处理单元 620 和监视器 610。处理单元 620 能够控制光源 110 以将光发射到光纤 230 内,使得光经过斜面顶部的光纤 230 的末端表面发射到周边组织内。

[0040] 取决于何种类型的组织位于斜面的前面,或多或少的发射光将在斜面底部的方向上被反射,从而被另一个光纤接收。经过所述另一个光纤,光被引导到光检测器 120,所述光检测器被配置为将光转换为电信号。这些电信号将由例如导线发送到处理单元 620。处理单元将处理与电信号相对应的数据,使得处理过的数据可以显现在监视器 610 上。基于所述显现的数据,可以诊断出特定类型的组织是否位于针 200 的尖端部分的前面。

[0041] 应当注意的是,也可以使用包括多个光纤的光纤子集来将光引导到组织中,而使用另一个光纤子集来收集从针所在位置的组织散发出的光。

[0042] 入射光与出射光之比被定义为反射率。通过使用白光照射该组织,并且通过光谱解析所检测的光,能够获得该组织的反射率光谱。

[0043] 由于组织的不同分子构成,因此不同类型的组织的反射率光谱通常不同。作为测量这些光谱的结果,可以识别彼此不同的组织。事实上,光学方法仅具有有限的穿透深度(成像深度仅为若干毫米到若干厘米),在没有无创模态指导的情况下,引导针或插管是困难的,这是因为没有针或插管在空间中的概况(overview)。

[0044] 通过适当的特征提取,可以使用关于组织的这一信息来将组织分类为不同的组织类型。使用这一信息能够将针适当地放置在身体内的正确位置处。

[0045] 图 2 是针设备的示例性实施例的示意性横截面图,根据这一实施例,使用具有透镜 250 和驱动系统 260、270 的透镜系统来实现传感器 220。

[0046] 为了具有紧凑的透镜系统,应用了非球面表面的透镜 250。通过使用适当的聚合物制作透镜 250,紧凑的透镜系统可以被设计为适合批量生产。优选地,聚合物应当为低密度的聚合物,以便提供容易进行位移的透镜系统。

[0047] 透镜系统被放置在与光纤 230 的光学出口相距的距离为 L 的位置处,所述距离 L 由底座(mount) 240 来限定。该距离(L)明显大于光纤 230 的芯直径。

[0048] 透镜系统可以与驱动系统一起被部分安装在针设备的杆 210 中,该驱动系统包括具有与磁体 260 协同操作的线圈 270 的机电电机系统,该磁体机械附着到光纤 230,从而在光纤 230 和透镜 250 随着电机系统动作时执行扫描,其中可以单独驱动光纤或者同时驱动光纤和透镜二者。

[0049] 在这一示例性实施例中,如图 2 中清楚所示,透镜 250 是在平薄的出射窗玻璃板 280 前面的单个平板非球面透镜。该非球面透镜由 PMMA 制成,并且具有 0.82mm 的入射光瞳直径。数值孔径(NA)为 0.67,并且焦距(在空气中测量的)为 0.678mm。透镜系统对于 780nm 的波长是最优化的。出射窗 280 是平坦的并且不具有光功率。

[0050] 应当注意,物镜 250 的自由工作距离必须大于出射窗 280 的厚度。物镜 250 将在出射窗的前面被扫描。出射窗必须具有一定的厚度以变得坚固。通常,这一厚度大于 0.1mm。

[0051] 该实施例是特别(但非唯一地)有利于获得改进的光学传感器,特别适合微型应

用,例如适于活体内的医疗应用。通过将透镜系统稳固地附着或安装在光纤上,光学传感器的视场可以直接由光纤的横向行程确定。因此仅需要相对小的行程。因而,该视场实际上不再被该行程限制。因为透镜系统本身仅仅被用于靠近光轴进行成像(即,小视场),因此它允许更加简单(即,不复杂并且因而较少的透镜元件)的光学设计,这种光学设计便于生产同时仍然具有高的图像分辨率。

[0052] 应当进一步提到的是,因为透镜系统可移置地安装在尾部光纤上,所以该光学传感器特别适合相对简单并且大规模的生产。从实用的角度来看,这可以减小在生产期间所需的精度,这反过来又降低了每个探针的单价。这尤其重要,这是因为由于卫生要求,具有嵌入式光学传感器的内窥镜、导管或针通常在单次使用之后被处理掉。

[0053] 图3示出了根据本发明示例性实施例的介入系统。该系统包括细长的针设备200、位于针设备的尖端部分的传感器220、用于辅助粗略引导的成像设备500、用于辅助精细引导的分析设备100、以及计算设备600。分析设备包括光源110和作为光检测器120的光谱仪。成像设备500包括辐射源510和检测器阵列520。计算设备包括用于处理来自成像设备500和来自分析设备100的信号的处理单元620,并且还包括监视器610,该监视器610对用于辅助引导身体内的活检设备的信息进行监测。

[0054] 如在图3中说明的,介入系统包括图像引导的基于X射线的针引导系统500和包括传感器(即光纤)的针设备200,其中传感器与分析设备100连接。图像引导的针导航系统提供了集成的2D/3D病变成像以及交互式的图像引导的针前进监测,所有这些被耦合到由针获得的光学信息中,其中X射线系统500提供了粗略引导,而从分析设备100接收的光学信息提供了去往设备位置的最终精细引导。

[0055] 通过将2D荧光镜图像重叠在3D组织重建上,系统能够交互地从切口开始跟踪针设备直到靶向点,并且系统提供在沿着被配准到患者体内位置上的针轨迹的每个点上的分子组织信息。可以对沿着针轨迹的区域进行扫描(前向扫描和边扫描),以便以分子级别提供关于病变存在的指示。优选地,在对针前面的组织进行重建时,主动地将X射线数据和针的位置信息用于对针前面的组织的光学重建中。

[0056] 例如,将从针扫描推断出的肿瘤边界与从X射线推断出的肿瘤边界进行比较。X射线信息给出了肿瘤形状的估计,但是无法确定准确的边界。光子针给出了肿瘤边界的详细信息,但是这一信息是仅沿着针轨迹获得的。将肿瘤的X射线形状与针的一维信息进行组合,可以计算出3D肿瘤尺寸的新估计。新推断的放大的边界将是肿瘤边界的更好估计。X射线和光子针信息还被耦合到相同区域的MRI图像(MR数据集可以与X光机产生的数据集配准)。例如,还可以使用配备有光纤的针设备来确定定位导丝的位置。该定位导丝包括固定模块并且还可以配备有光纤。

[0057] 使来自针设备处的传感器的信息可用于本发明的另一个方面在于:当关于周边形态的信息都未知时,将所测量的光学数据转换为组织类型是困难的。因此,进行组织定征的决定对将来自无创成像系统的形态信息作为输入进行了改善。因此优选地,首先将光学数据与无创成像数据进行配准,然后光学信息与来自无创成像形态的针周围的形态信息一起被用于将所测量的光学数据转换为该针前面或附近的组织类型。例如,当针处于软组织中时,骨结构是否在附近都可以影响光学信息。考虑这一点,更可靠的组织定征是可能的。

[0058] 为了证明本发明,将描述一种实验性的针介入。人体模型(即进行活检的对象)

被放置在例如 C 型臂床上,并且针被安装在使针沿轴向移动的步进电机(最小的步为 0.25 微米)上。使用光纤将针连接到分光仪上。至少一个光纤检测从组织上反射的光,因此该至少一个光纤是光学元件。

[0059] 针介入包括获取 X 射线和荧光镜 X 射线图像,并且此外,光反射率光谱由包含光纤的针来测量,其中该光纤耦合到与 X 射线系统连接的控制台。

[0060] 在 C 型臂围绕对象旋转一周之后,可以利用包括针的位置的 X 射线信息来生成对象的 3D 重建。此外,针的前进可以在荧光镜 X 射线成像下进行。并行地,针获取组织信息。

[0061] 图 4 示出了在监视器上显示以辅助引导针设备的三个图示。每个图示主要是 X 射线设备的图像,该图像在左上角增加了由分析设备基于来自针的组织信息所获得的光谱的图示。X 射线设备的荧光镜图像允许确定针相对于人体模型(阴影)的相对位置(从每个图示的中间到右上角的细长黑线),而光谱信息清楚地示出了当接近小管(从左上到右下的黑色分辨线)时的情形。它允许针的定位在 100 微米的精度之内。虽然在一个组合的图像中示例性地示出了 X 射线图像的信息和光学信息,但是还存在多种其它的方式来呈现组合的信息,例如使用颜色。

[0062] 作为一个示例,考虑一种需要详细的预先记录的图像的结构。相同的结构由成像设备(例如荧光镜 X 射线成像)进行实况成像。这提供了较不详细的图像,并且预先记录的图像与该图像的对准是以有限的精度完成的。通过使用光学数据(参见图 4 中的插入物),能够以更高的精度来确定针相对于相关特征的位置。现在可以基于来自针设备的信息,以更高的精度完成将新获得的图像与预先记录的数据集的配准。

[0063] 使用来自针设备处的传感器的信息还提供了以下的可能性,即在无实况引导的情况下仅仅基于预先记录的图像而立即开始进针。通过由光子针使用局部组织信息,医师可以判断针在预先记录的图像中的大致位置。

[0064] 图 5 到图 7 示出了在针介入期间对应于针在组织中的不同位置所获取的光谱的示例。光谱数越高,针在组织中越深入。

[0065] 在图 5 和图 6 中,可以清楚观察到当从一种组织类型到另一种组织类型的过渡(transition)。在图 7 中,举例说明了对应于三个不同位置的光谱。在这一示例中,过渡是清楚的,并且光谱也足够不同以辨别该过渡。这些例如软组织过渡在 X 射线图像中是不可见的。因此,将 X 射线图像与预先记录的例如 MRI 图像链接在一起示出了这些软组织过渡,可以不使用这些地标。利用光学信息,现在这成为可能。

[0066] 图 8 是示出了根据本发明将预先记录的图像与感兴趣的对象的实况图像进行组合的方法的步骤的流程图。应当理解的是,关于该方法所描述的步骤是主要步骤,其中这些主要步骤可能被分化或分为多个子步骤。此外,还可能在这些主要步骤之间存在子步骤。因此,仅如果子步骤对于理解根据本发明的方法的原理是重要的,则将提及该子步骤。

[0067] 在根据本发明的方法的步骤 S1 中,对患者的感兴趣区域的预先记录的图像进行测量,并且记录坐标系。

[0068] 在步骤 S2 中,执行使用实况成像的介入。

[0069] 在步骤 S3 中,进行预先记录的图像与实况图像的叠加。

[0070] 进行叠加可以包括以下子步骤:

[0071] 特征检测步骤,在该步骤中,手动检测或优选自动检测显著并且独特的对象(边

界闭合的区域、边缘、轮廓、线交叉点、角落等)。为了进一步的处理,这些特征由它们的代表点(重心、线端点、特殊点)来表示,所述代表点被称为控制点。

[0072] 特征匹配步骤,在该步骤中,建立在实况图像中检测的特征与在预先记录的图像中检测的特征之间的对应性。出于该目的,使用了各种特征描述符以及特征之间的相似性测度和空间关系。

[0073] 转换模型估计步骤,在该步骤中,估计所谓的映射函数的类型和参数,所谓的映射函数将实况图像和预先记录的图像进行对准。映射函数的参数通过建立的特征对应性来计算。

[0074] 图像再采样和转换步骤,在该步骤中,通过映射函数来转换实况图像。利用适当的插值技术来计算在非整数的坐标中的图像值。

[0075] 在根据本发明的方法的步骤 S4 中,从光子针获取作为独特特征的局部组织信息。

[0076] 在步骤 S5,在预先记录的图像中由叠加精度定义的范围(sphere)内将实况图像中与由光子针提供的信息对应的结构识别为组织类型之间的边界或血管或其他结构。

[0077] 在步骤 S6,以在预先记录的图像中光子针所检测的结构准确地位于针的尖端的方式(显然,针的尖端在实况图像中是可见的),对预先记录的图像相对于实况图像的坐标系进行重新校准。

[0078] 尽管在附图和前面的说明书中已经详细说明和描述了本发明,但是这样的说明和描述应当被认为是说明性或示例性的,而不是限制性的;本发明并不限于所公开的实施例。

[0079] 在通过对附图、公开内容和所附权利要求的研究而实践所要求保护的发明时,本领域技术人员可以理解和实现已公开实施例的其他变型。在权利要求中,词语“包括”并不排除其他元件或步骤,并且不定冠词“一个”或“一种”并不排除多个或多种。单个处理器或其他单元可以实现在权利要求中记载的多项功能。在相互不同的从属权利要求中记载了某些手段这一事实并不表示这些手段的组合不可以被使用以便获得优点。计算机程序可以被存储/分布在诸如光学存储介质或固态介质等适当的介质(该适当的介质与其他硬件一起被供应或者该适当的介质作为其他硬件的一部分而供应)上,但是计算机程序也可以以诸如经由互联网或者其他有线或无线远程通信系统等其他形式而分布。权利要求中的任何附图标记不应被理解为对保护范围的限制。

[0080] 附图标记列表

[0081] 100 分析设备

[0082] 110 光源

[0083] 120 光检测器

[0084] 200 针设备

[0085] 210 杆

[0086] 220 传感器

[0087] 230 光纤

[0088] 240 底座

[0089] 250 透镜

[0090] 260 磁体

[0091] 270 线圈

- [0092] 280 窗
- [0093] 290 保持部分
- [0094] 500 成像设备
- [0095] 510 辐射源
- [0096] 520 检测器阵列
- [0097] 600 处理设备
- [0098] 610 监视器
- [0099] 620 处理单元

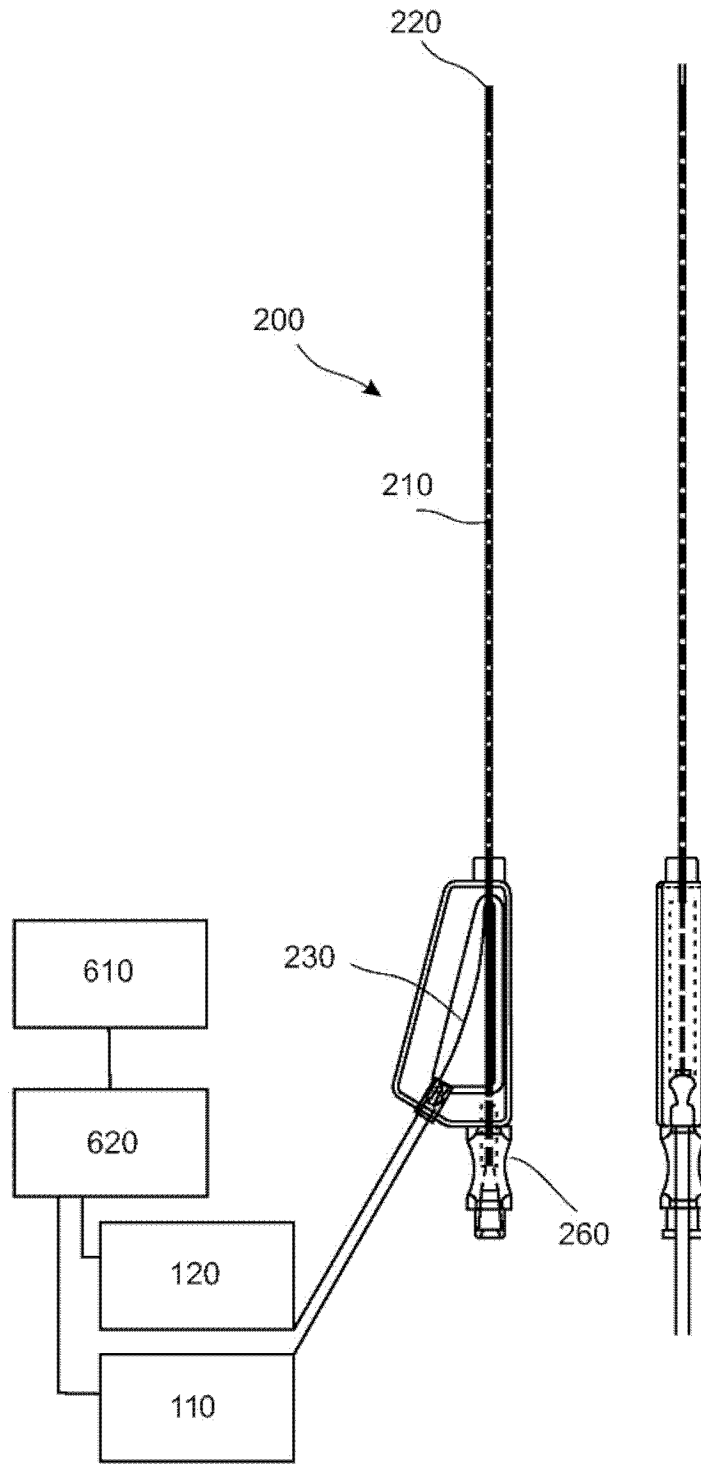


图 1

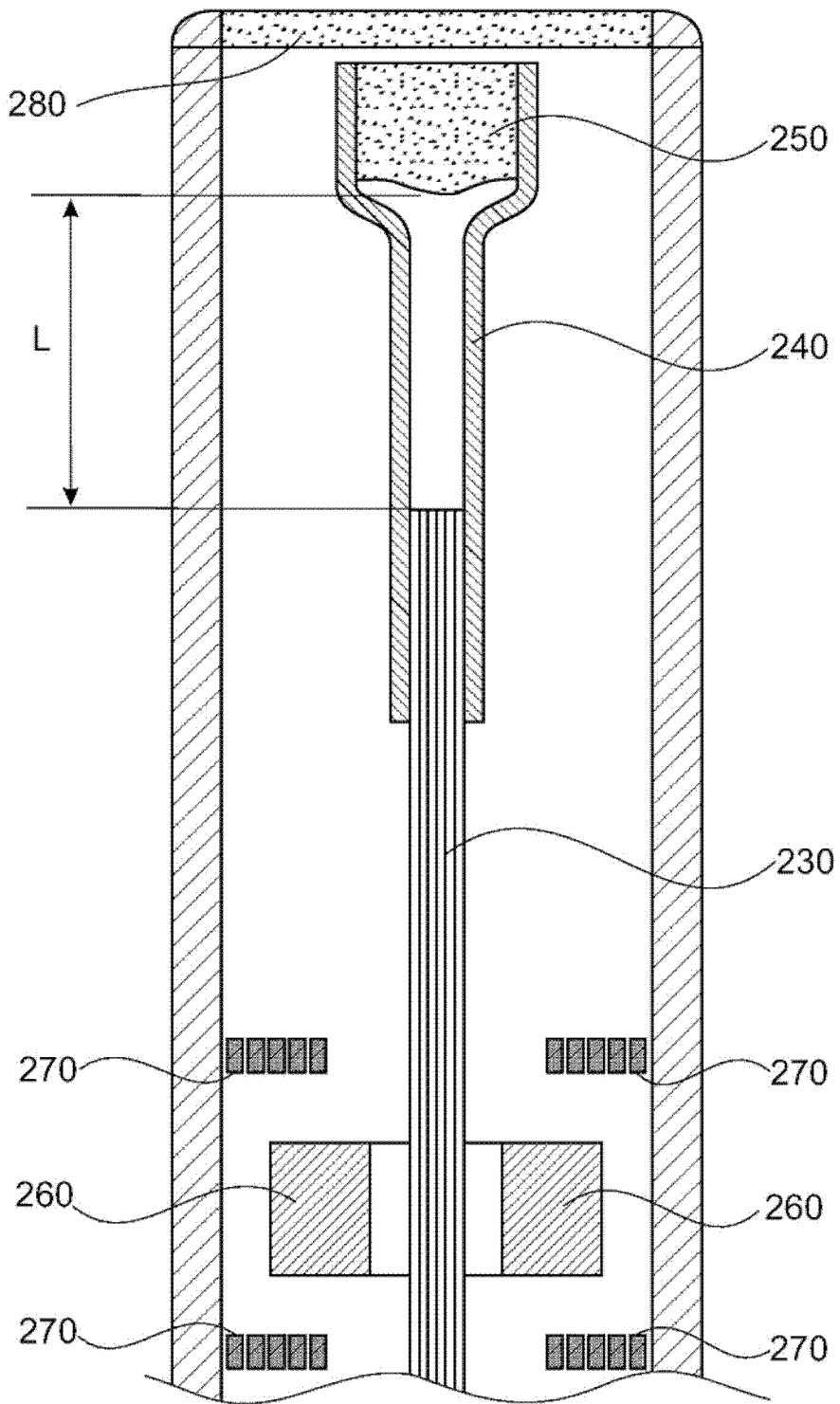


图 2

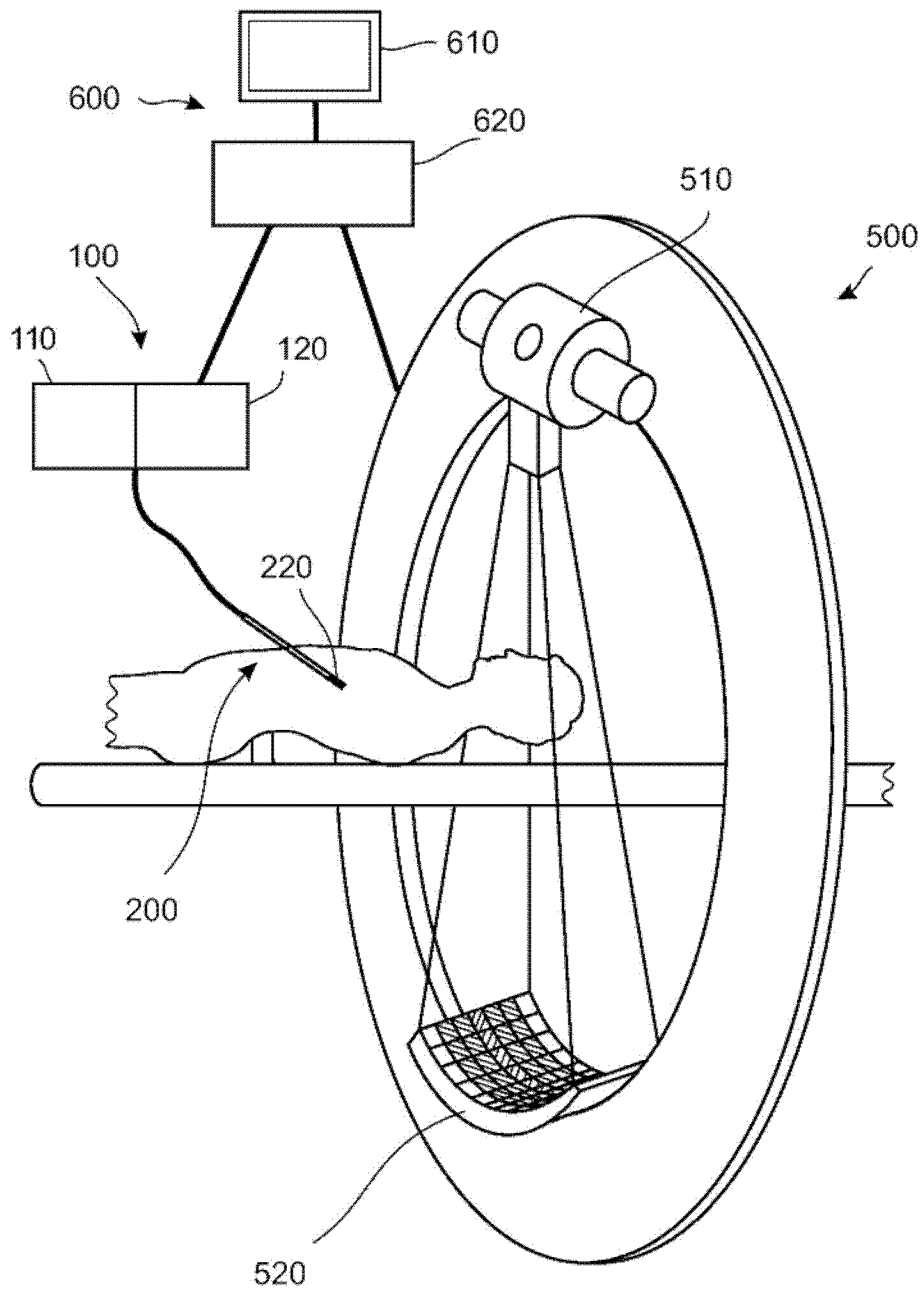


图 3

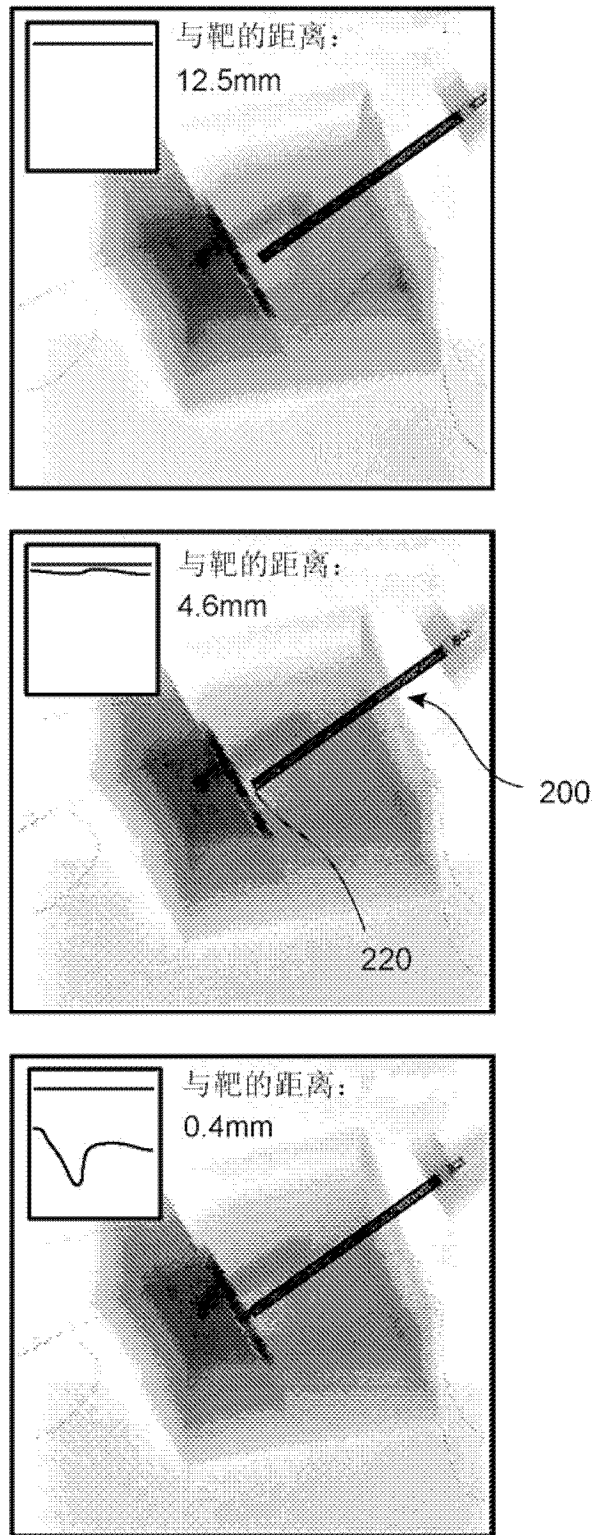


图 4

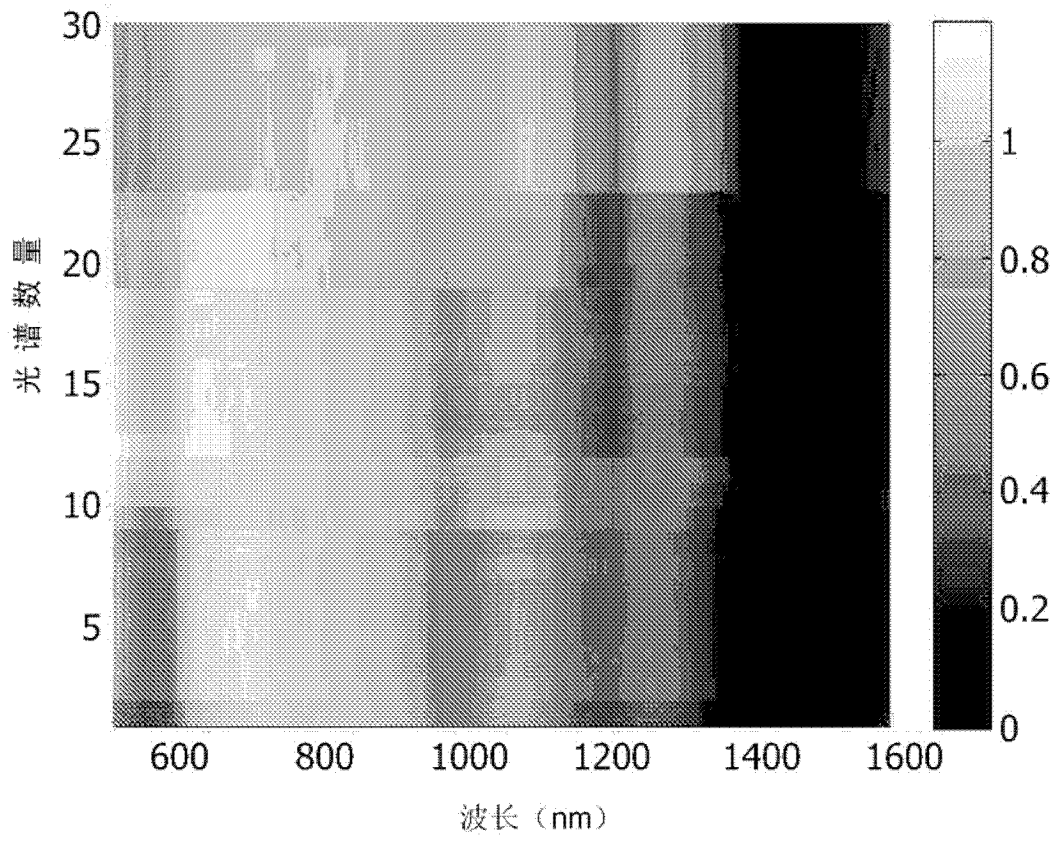


图 5

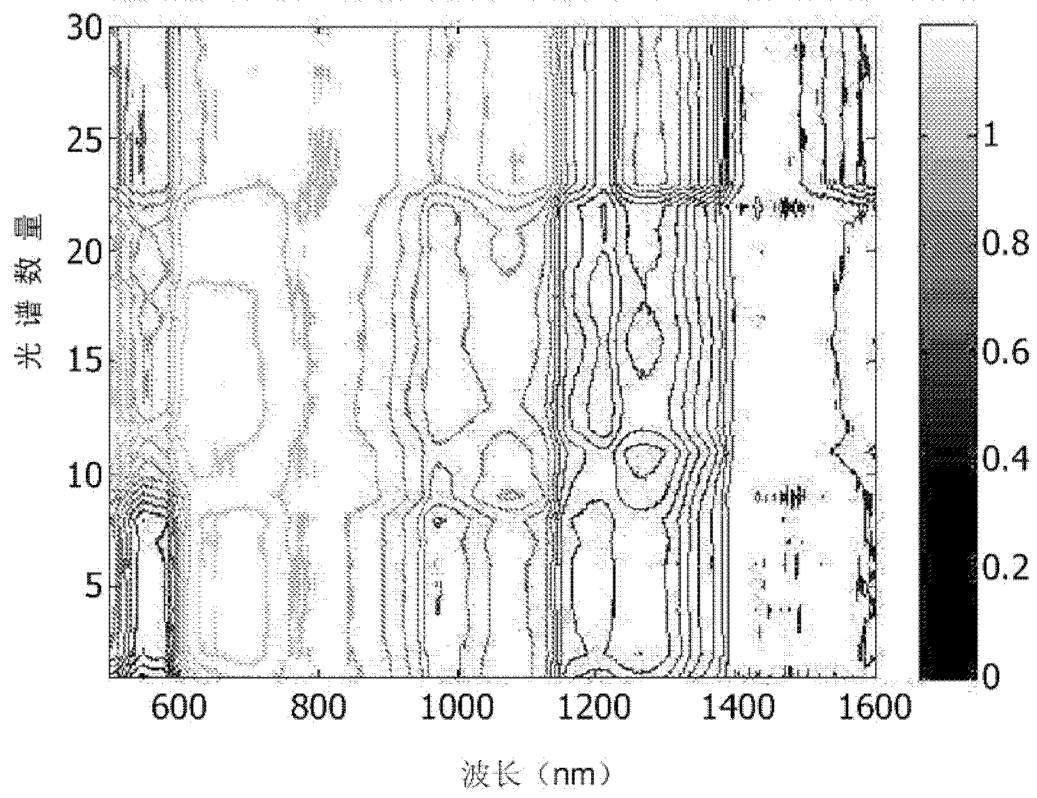


图 6

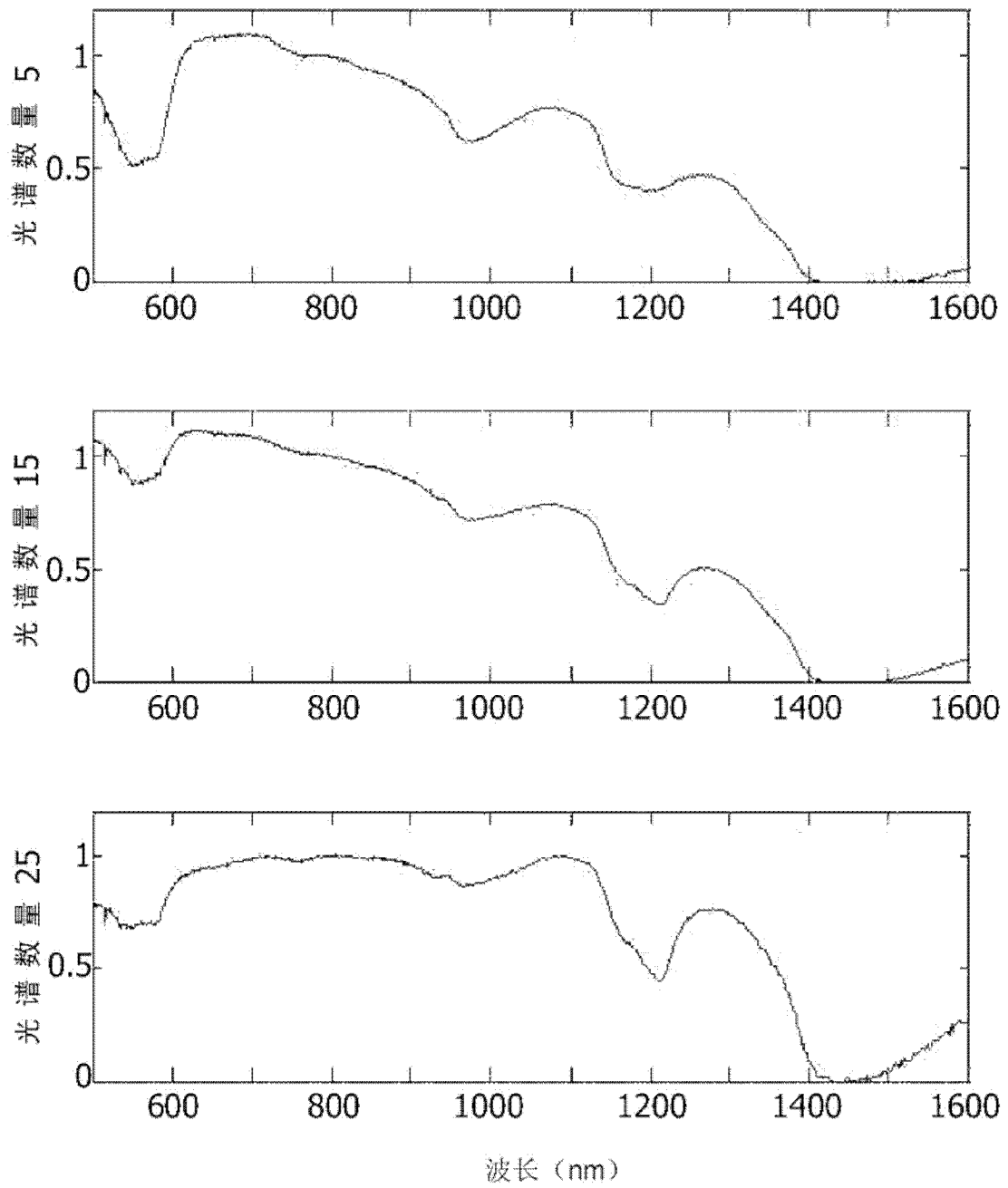


图 7

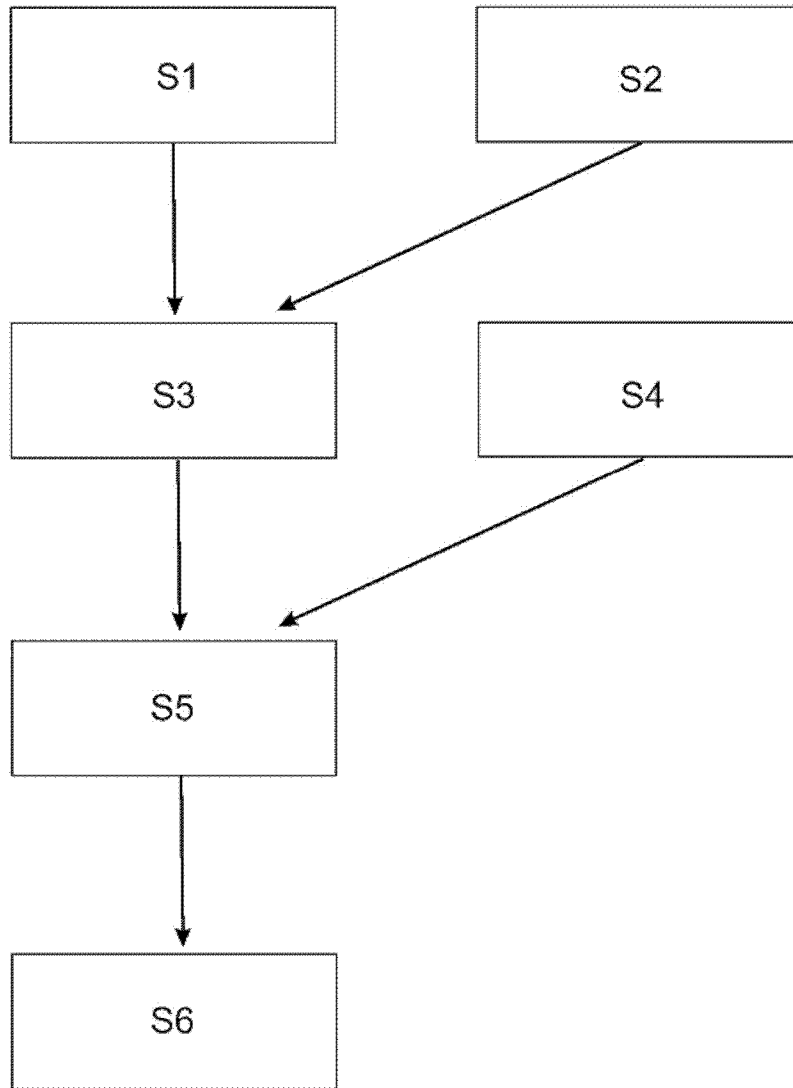


图 8