



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104203083 B

(45)授权公告日 2017.02.22

(21)申请号 201380016450.3

(22)申请日 2013.03.26

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104203083 A

(43)申请公布日 2014.12.10

(30)优先权数据

61/615,922 2012.03.27 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.09.25

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2013/052400 2013.03.26

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/144841 EN 2013.10.03

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 A·T·M·H·范基尔索普

R·纳沙贝 B·H·W·亨德里克斯

C·赖克 M·米勒

J·J·L·霍里克斯

R·J·F·霍曼

N·J·努尔德霍尔克

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 刘瑜 王英

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 34/20(2016.01)

G06T 7/00(2006.01)

(56)对比文件

WO 2011/004288 A1, 2011.01.13, 全文.

US 2007/0135803 A1, 2007.06.14, 全文.

CN 101495025 A, 2009.07.29, 全文.

WO 2011/073144 A1, 2011.06.23, 全文.

WO 2011/117855 A2, 2011.09.29, 全文.

US 2011/0236868 A1, 2011.09.29, 全文.

审查员 赵秋芬

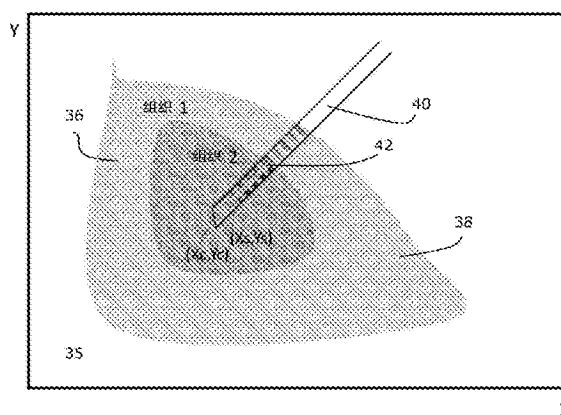
权利要求书2页 说明书9页 附图3页

(54)发明名称

图像引导中的集成延迟的光学反馈

(57)摘要

本发明涉及一种用于在身体(14)中导航和定位仪器(12、40、112)的系统(10)。所述仪器(12、40、112)能由所述系统(10)检测,并且所述系统(10)向操作员显示视图。所述仪器(12、40、112)适于识别组织参数。所述系统(10)适于显示图像,所述图像为身体(14)的内部与在适当的更早位置处所述组织参数的指示的组合图像。本发明还涉及一种方法(44),所述方法包括确定组织参数并在身体(14)的图像中显示所述参数。本发明还涉及在数字处理器上执行的软件实施方法(44)。本发明还涉及一种仪器(12、40、112)。



1. 一种用于在身体中导航和定位仪器的系统,所述仪器(12、40、112)包括用于对组织进行光学检查的传感器,所述仪器被配置为生成组织信号,

所述系统包括:

组织类型确定设备(16、102),其被配置为在时间 T_s (24、26、28)处从所述仪器接收所述组织信号,所述组织类型确定设备(16、102)还被配置为基于来自所述仪器(12、40、112)的所述组织信号来确定指示组织类型的一组参数,

医疗成像设备(18),其被配置为形成所述身体的内部的图像,所述医疗成像设备(18)被配置为记录每个具有时间戳 T_f (30、32、34)的图像的时间序列,

其特征在于,图像处理单元(20)与所述组织类型确定设备在时间上同步,并且所述图像处理单元(20)被配置为建立包括当前仪器位置(x_c, y_c)的在每个时间戳 T_f (30、32、34)时的所述身体(14)的内部与在所述仪器的针对时间戳 T_s (24、26、28)的先前空间位置(x_s, y_s)处的组织类型的指示的组合图像,使得所述身体的内部的所述组合图像包括所述当前仪器位置和所述仪器在时间 T_s 时的先前位置处的组织类型的所述指示,以及

显示单元(22),其用于显示所述身体(14)的内部的所述组合图像。

2. 根据权利要求1所述的系统(10),其中,用于对组织进行光学检查的所述传感器被配置用于确定血液、水、脂肪、胶原、胆汁、 β -胡萝卜素的含量、血液的氧合作用和散射参数。

3. 根据权利要求1所述的系统(10),其中,色饱和度水平指示组织参数的实测量。

4. 根据权利要求1或2所述的系统(10),其中,所述组织类型确定设备(16、102)连接到谱仪,所述谱仪被配置用于将来自所述组织类型确定设备的信号变换成谱。

5. 根据权利要求4所述的系统(10),其中,指示组织类型的所述一组参数中的组织参数是基于所述谱来确定的。

6. 根据权利要求1所述的系统(10),其中,指示组织类型的所述一组参数中的组织参数被显示为实线,并且所述线的宽度是不准确度的指示符。

7. 根据权利要求1所述的系统(10),其中,基于来自所述仪器的所述组织信号的指示组织类型的所述一组参数包括:

执行多变量统计分析。

8. 根据权利要求7所述的系统(10),其中,所述多变量统计分析为PCA或偏最小二乘法判别分析。

9. 一种用于准备要在显示单元上显示的图像的方法(44),包括如下步骤:

在时间 T_f (30、32、34)处确定(46)身体的内部的图像的序列,

在时间 T_f (30、32、34)处确定(48)所述身体的内部的所述图像中传感器位置(x_c, y_c)的序列,

在时间 T_s 处确定(50)在仪器的传感器位置处的组织参数,

针对时间 T_s 确定(52)在所述传感器针对时间戳 T_s 的空间位置(x_s, y_s)处的组织类型的指示,以及

在所述显示单元上显示(54)图像,所述图像为在 T_f (30、32、34)时的身体的内部的图像与在时间 T_s 时的先前传感器位置处的组织参数的表示的组合。

10. 根据权利要求9所述的方法(44),还包括确定表示所确定的组织参数的量的色饱和度和水平。

11. 根据权利要求9所述的方法(44), 其中, 所述组织参数是使用光学传感器来确定的, 并且所述方法包括使用根据来自所述光学传感器的信号所确定的谱来确定所述组织参数。

12. 根据权利要求9所述的方法(44), 其中, 所述组织参数被显示为实线, 并且所述线的宽度是不准确度的指示符。

13. 根据权利要求9所述的方法(44), 其中, 所述组织参数的确定包括:
执行多变量统计分析。

14. 根据权利要求13所述的方法(44), 其中, 所述多变量统计分析为PCA或偏最小二乘法判别分析。

15. 一种用于准备要在显示单元上显示的图像的方法(44), 包括以下步骤:

在时间 T_f (30、32、34)处确定(46)身体(14)的内部的图像的序列,

在时间 T_f (30、32、34)处确定(48)所述身体的内部的所述图像中传感器位置的序列,

在时间 T_s 处确定(50)在仪器的传感器位置处的组织参数,

基于时间 T_s 附近一段时间内传感器位置的时间序列的一部分, 针对时间 T_s 确定(52)估计的传感器位置, 以及

在所述显示单元上显示(54)图像, 所述图像为在 T_f 时的身体的内部的图像与在时间 T_s 时的所述传感器位置处的组织参数的表示的组合。

16. 根据权利要求15所述的方法, 其中, 所述组织参数被显示为实线, 并且所述线的宽度是不准确度的指示符。

17. 一种在系统(10)中使用的仪器(12、40、112), 所述系统(10)用于在身体(14)中引导所述仪器(12、40、112),

所述仪器(12、40、112)包括光学探头,

用于引导所述仪器的所述系统(10)包括:

组织类型确定设备(16、102), 其被配置为在时间 T_s 处从所述仪器(12、40、112)接收组织信号, 所述组织类型确定设备(16、102)被配置为基于来自所述仪器(12、40、112)的所述组织信号来确定指示组织类型的一组参数,

医疗成像设备(18), 其被配置为形成所述身体(14)的内部的图像, 所述医疗成像设备(18)记录每个具有时间戳 T_f (30、32、34)的图像的时间序列,

其特征在于, 图像处理单元(20)与所述组织类型确定设备在时间上同步, 并且所述图像处理单元(20)被配置为建立包括当前仪器位置(x_c, y_c)的在时间戳 T_f (30、32、34)时的所述身体(14)的内部与在所述仪器的针对时间戳 T_s (24、26、28)的先前空间位置(x_s, y_s)处的组织类型的指示的组合图像, 使得所述身体的内部的所述组合图像包括所述当前仪器位置和所述仪器在时间 T_s 时的先前位置处的组织类型的所述指示,

显示单元(22), 其用于显示所述身体(14)的内部的所述组合图像。

图像引导中的集成延迟的光学反馈

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于将光学反馈与仪器的成像和引导集成的系统。本发明涉及一种用于准备要在显示单元上显示的图像的方法。本发明涉及一种用于在数字处理器上执行的软件实施方法。本发明涉及一种与引导系统一起使用的仪器。

背景技术

[0002] 在患者体内定位仪器时,需要提供与仪器相关的实时位置信息。此外,针对组织的成像方法最常提供不容易识别组织类型的图像。

[0003] 本发明的发明人认识到,改进的系统和方法是有益的,并因此设计出本发明。

[0004] 针是基于手术前图像置于身体之内特定位置的很多设备或仪器之一。图像是利用各种模态(成像技术),例如磁共振成像、计算断层摄影或诸如XperCT(TM)的图像重建获得的。放置的一个目标是通过仔细选择放置期间的针路径使对周围组织的损伤最小化。

[0005] 利用X射线仪器引导,能够允许在例如荧光透视下几乎实时地监测仪器引导。光学针是被配置为提供组织反馈作为引导和信息的设备的一个范例。光学针向组织发送光学信号并接收。通过组合这两种技术,仪器尖端相对于身体的位置以及该位置处组织信息的显示都是可能的。

[0006] 为了使用光学信号获得组织信息,必须要采集并处理光谱以产生组织信息。此外,这种与图像中仪器位置相关的信息必须被发送至成像设备,并最终被显示。关于这点,公开号为W0 2011/004288的国际申请公开了一种医疗成像装置,其包括图像采集设备,用于检测生理参数的介入设备以及用于显示包括生理数据的经修改的实况图像的显示设备。所有这些步骤需要一定量的时间,并且可能导致显示的数据不再是最新的实际位置。尤其是在相对快地推进仪器时,组织信息可能滞后。

发明内容

[0007] 实现一种系统,其中显示图像,其中,既显示仪器位置又显示组织类型,这会是有利的。通常,本发明优选尝试单独或通过任意组合地缓解、减轻或消除一种或多种上述缺点。具体而言,可以将提供一种解决现有技术的上述问题或其他问题的方法视作本发明的目的。

[0008] 为了更好地解决这些问题中的一个或多个,在本发明的第一方面中,提供了一种用于在身体中导航和定位仪器的系统。在所述系统中,所述仪器包括用于对组织进行光学检查的传感器,所述仪器被配置为生成组织信号。所述系统包括组织类型确定设备,所述组织类型确定设备被配置为在时间 T_s 处从所述仪器接收所述组织信号,所述组织类型确定设备被配置为基于来自所述仪器的所述组织信号来确定指示组织类型的一组参数。所述系统包括医疗成像设备,所述医疗成像设备被配置为形成所述身体的内部的图像,所述医疗成像设备记录每个具有时间戳 T_f 的图像的时间序列。所述系统包括图像处理单元,所述图像处理单元被配置为建立在时间戳 T_f 时的所述身体的内部与在所述仪器针对时间戳 T_s 的空

间位置处的组织类型的指示的组合图像,使得所述身体的内部的所述组合图像包括当前仪器位置和所述仪器在时间 T_s 时的位置处的组织类型的指示。所述系统包括显示单元,所述显示单元用于显示所述身体的内部的所述组合图像。各 T_f 时间戳之间的间隔比各 T_s 时间戳之间的间隔相对低。所述身体的内部的所述图像是最当前的图像,并且记录组织信号的时间由于计算过程的原因将处在更早时间点。此外,在记录信号的该时间点,显示在与仪器位置对应的位置处的组织类型的指示。由此,可以将组织类型的指示视作滞后于组合图像中的仪器。

[0009] 有了提供身体内部存在仪器处的图像的设备,使用该仪器的人就能够将仪器引导到身体内部的期望位置而无需将身体打开很大程度。出于引导的目的,重要的是具有尽可能最新的图像。

[0010] 在通过这种方式获得的图像中,例如在X射线图像或超声图像中,可能难以,甚至不可能准确确定在仪器处,例如在组织边界处存在的组织的类型。组织确定设备提供这种信息。通过将这样两条信息组合到单幅图像中,操作仪器的人能够以高准确度确定仪器是否处在预期的位置。获得组织信息需要一定量时间,并可能导致显示的数据不再是最新的仪器尖端的实际位置。尤其是在相对快推进仪器时,组织信息可能滞后。

[0011] 由于确定组织类型参数可能需要耗费时间的计算,所述系统将提供图像,例如视为实况视频或实时视频,其中,在有组织信息可用时出现组织信息。通过在这一系统中组合两项技术,能够显示相对于身体的当前仪器位置以及更早位置处的组织信息两者。

[0012] 在目前语境中,该仪器可以是介入设备。仪器或介入设备可以包括:用于将光子从光源引导到介入设备远端上的出口位置的第一引导,光子可从出口位置发射;以及用于将光子从介入设备的远端上的入口位置引导到光探测器的第二引导。

[0013] 应理解,在一个具体实施例中,第一引导和第二引导可以是一个引导,例如第一引导与第二引导相同。在另一具体实施例中,第一引导和第二引导是两个独立的引导。

[0014] 介入设备是现有技术中公知的,并且可以包括内窥镜、导管、活检针中的任一种。在介入设备中集成光纤允许检查组织样本的光学特性并可以允许区分病理组织与正常组织。在具体实施例中,提供了一种适于漫反射谱测定法(DRS)和/或荧光谱测定法的介入设备。应注意,介入设备应当可应用于荧光谱测定法的约束为介入设备提出了一些额外约束。例如,用于荧光谱测定法的光纤必须不能自身产生过多自发体荧光,并且对于分别连接到源和探测器的纤维的纤维末端之间的分隔与用于DRS的同一距离相比可能更短。

[0015] 在另一实施例中,对出口位置和入口位置进行空间分隔和空间取向,使得在将介入设备的远端与关联样本相邻放置时,入口位置不会与从出口位置发射的弹道光子相交。应理解,至少从实践的观点来讲,入口位置不与从出口位置发射的弹道光子相交。出于所有实践的目的,命中入口位置的弹道光子的数目是非零的,但可以忽略。

[0016] 用于对组织进行光学检查的传感器可以被配置用于确定水含量、脂肪含量和/或血液。这些类型的组织信息可以帮助操作仪器的人确定仪器在哪里,以及仪器或仪器尖端可能位于哪个器官中。仪器中的传感器可以有利地位于仪器尖端处。仪器可以是针的形式。仪器可以具有细长的几何结构并具有圆形截面。

[0017] 在任何流程期间,关于针尖位置的准确知识都是重要的,但可能没有相对于图像的适当引导可用。例如,对于CT引导的活检而言,由于对患者辐射暴露的担心,采集的图像

数量受到限制。如果由于缺乏精确信息而瞄准了不正确的组织,就有诊断不准确或需要重复流程的风险,这会涉及到患者的额外风险和成本升高。

[0018] 相对于流程前图像跟踪针尖位置的一种方法是在患者体外的针部分上放置(一个或多个)标记,并借助多种传感器实时跟踪标记;给定针几何结构的估计,那么就能够实时向流程前图像映射计算的针尖位置。例如,能够使用两个或更多成像摄像机,利用视觉标记执行针的光学跟踪。或者,能够借助置于针上并被针外部的一组传感器跟踪的小型EM线圈标记执行电磁(EM)导航。

[0019] 尽管尖端的位置和取向是重要的,但对于操作仪器的人而言,与仪器前方的组织相关的实时信息也是重要的。

[0020] 有利地,可以将色饱和度水平用作指示组织参数的实测量。这提供了实测量的直观指示。

[0021] 在该系统中,组织类型确定设备可以连接到谱仪,所述谱仪被配置为将来自组织类型确定设备的信号变换成谱。使用光学信号是一种用于确定组织参数的安全无创方法。因此,基于谱确定组织参数能够是有利的。

[0022] 组织参数可以被显示为实线而非斑,并且线的宽度是不准确度的指示符。这样会提供在其中可以将组织参数显示为指示仪器路径的曲线的图像。

[0023] 利用X射线仪器引导,能够允许在例如荧光透视下几乎实时地监测仪器引导。PhotonicNeedle的谱技术是如何提供组织反馈的一个范例。通过组合这两种技术,能够显示仪器尖端相对于身体的位置以及该位置处的组织信息两者。获得PhotonicNeedle组织信息需要一定量时间,并可能导致显示的数据不再是最新的仪器尖端的实际位置。尤其是在相对快推进仪器时,组织信息可能滞后。

[0024] 本发明提出使用视频处理找到属于延迟的组织信息的仪器尖端的“旧”或先前位置。然后显示在这个“旧”位置处的而非在仪器尖端的当前位置处的这种信息。在时间戳 T_f 处拍摄视频帧(XY像素)。对于每个视频帧,计算机算法在帧(X Y)中确定仪器尖端的位置(x,y)。在仪器位置列表中连同(x,y)一起存储 T_f 。在显示单元上显示当前视频帧,从而示出具有当前仪器位置(X_c, Y_c)的身体。

[0025] 组织类型确定设备可以是光学控制台,并且引导系统可以被布置从而从光学控制台获得漫反射谱和/或荧光谱测定谱和/或拉曼谱。光被宽泛地解释为包括含有可见、紫外(UV)、近红外(NIR)、红外(IR)、X射线的波长区间的电磁辐射。术语光学被理解为与光相关。

[0026] 光谱被理解为与光的多个波长相关的信息,例如针对多个光波长给出的强度参数、吸收参数、散射参数或透射参数。连续谱表示谱信息,但还应理解,与在离散波长处的光相关的该信息可以表示光谱。

[0027] 谱仪被理解为本领域中常用的。应理解,谱仪包括用于选择波长的器件,例如透射滤波器或光栅。或者,可以使用波长特异性光源,例如发光二极管或激光器,或者可以使用波长特异性光探测器。谱滤波可以发生于系统中的不同位置处,例如它可以发生于第二光源和介入设备之间,它可以发生于介入设备中,或者它可以发生于介入设备和光探测器之间。

[0028] 在实施例中,指示组织类型的所述一组参数的确定包括执行多变量统计分析,例如PCA或偏最小二乘判别分析。多变量分析是现有技术中公知的,并且被理解为包括主成份

分析(PCA)和最小二乘判别分析。

[0029] 在第二方面中,提供了一种方法,该方法包括如下步骤:在时间 T_f 处确定身体的内部的图像的序列;在时间 T_f 处确定所述身体的内部的所述图像中传感器位置的序列;针对时间 T_s 确定所述传感器针对时间戳 T_s 的空间位置处的组织类型的指示;基于时间 T_s 附近一段时间内的传感器位置的时间序列的一部分来针对时间 T_s 确定估计的传感器位置;以及在显示单元上显示图像,所述图像为在 T_f 时的所述身体的内部的所述图像与在时间 T_s 时的所述传感器位置处的组织参数的表示的组合。因此,该方法将关于仪器在身体中位置的信息与组织参数组合,使得使用仪器的人能够获得关于仪器位置的信息和关于仪器处存在哪种组织的信息两者。该方法包括至少显示关于两者的最当前信息。

[0030] 有利地,可以确定表示所确定的组织参数的量的色饱和度水平。色饱和度水平是量的直观表示,并且可容易地在屏幕上观看。

[0031] 组织参数可以是使用光学传感器确定的,并且该方法包括使用根据来自所述光学传感器的信号而确定的谱来确定所述组织参数。如上所述,使用光学信号是确定组织参数的一种安全无创方法。

[0032] 作为显示为斑的替代方案,组织参数可以被显示为实线,并且线的宽度可以是不准确度的指示符。在将参数显示为线时,可以向用户显示参数的连续表示。这样将允许用户跟随或“回溯”仪器通过身体的路径。

[0033] 根据第二方面的方法可以在软件中实施,并用于控制根据第一方面的系统。能够将此表达为用于在数字处理器上执行的软件实施方法,该软件实施方法包括:在时间 T_f 处确定身体的内部的图像的序列;在时间 T_f (30、32、34)处确定所述身体的内部的所述图像中传感器位置的序列;在时间 T_s 处确定所述仪器的传感器位置处的组织参数;基于时间 T_s 附近一段时间内的传感器位置的时间序列的一部分来针对时间 T_s 确定估计的传感器位置;以及在显示单元上显示图像,所述图像为在 T_f 时的所述身体的内部的所述图像与在时间 T_s 时的传感器位置处的组织参数的表示的组合。该软件实施方法可以包括相对于第二方面提到的任何特征。可以在根据第一方面的系统中的处理器上执行该软件实施方法。

[0034] 本发明的第四方面涉及一种在系统中使用的仪器,所述系统用于在身体中引导所述仪器,所述仪器包括光学探头,用于引导所述仪器的所述系统包括:组织类型确定设备,其被配置为在时间 T_s 处从所述仪器接收组织信号,所述组织类型确定设备被配置为基于来自所述仪器的所述组织信号来确定指示组织类型的一组参数;医疗成像设备,其被配置为形成所述身体的内部的图像,所述医疗成像设备记录每个具有时间戳 T_f (30、32、34)的图像的时间序列;图像处理单元,其将在时间戳 T_f (30、32、34)时的所述身体的内部的图像与在所述传感器针对时间戳 T_s 的空间位置处的组织类型的指示相组合;以及显示单元,其用于显示所述身体的组合图像。可以将根据第四方面的仪器有利地用于根据第一方面的系统。根据第四方面的仪器可以包括相对于任何其他方面提到的任何特征。

[0035] 通常,可以通过在本发明范围之内任何可能方式来组合和耦合本发明的各方面。本发明的这些和其他方面、特征和/或优点将从下文描述的实施例变得显而易见并参考下文描述的实施例加以阐述。

附图说明

- [0036] 将参考附图,仅通过举例的方式描述本发明的实施例,在附图中:
- [0037] 图1是根据本发明的系统的元件的示意图;
- [0038] 图2是记录信息的时间线的示意图;
- [0039] 图3是基于使用根据本发明的系统的信息生成的视图的示意图;
- [0040] 图4是根据本发明的方法步骤的示意图;
- [0041] 图5示出了根据本发明的装置的实施例的示意图;以及
- [0042] 图6示出了根据本发明的系统中使用的介入设备的实施例的透视图。

具体实施方式

[0043] 在图1中示出了本发明的实施例,其中,示出了用于在身体14中导航和定位仪器12的系统10。仪器12包括这里未示出的传感器,以对身体14中的组织进行光学检查。仪器12被配置为生成组织信号。系统10包括被配置为从仪器12接收组织信号的组织类型确定设备16。组织信号是在时间 T_s 处接收的。组织类型确定设备16被配置为基于来自仪器12的组织信号来确定指示组织类型的一组参数。将这种信息存储在存储设备中。系统10包括被配置用于形成身体14的内部的图像的医疗成像设备18。医疗成像设备18记录每个具有时间戳 T_f 的图像的时间序列。系统10包括图像处理单元(20),所述图像处理单元被配置为建立在时间戳 T_f (30、32、34)时的身体(14)的内部与在所述仪器针对时间戳 T_s (24、26、28)的空间位置处的组织类型的指示的组合图像,使得所述身体的内部的所述组合图像包括当前仪器位置和所述仪器在时间 T_s 时的位置处的组织类型的指示,由此操作仪器12的人能够获得关于仪器12位置的信息以及仪器12附近的组织类型的指示。系统10包括显示单元22,显示单元22用于显示所述身体的组合图像。显示器能够是彩色监视器或其他类型的屏幕。

[0044] 成像设备能够是例如能够记录或生成身体14的内部的图像的X射线设备。该系统记录来自不同传感器和探测器的数据。这种数据然后被用于两个目的,向用户实时显示以及稍后的分析。为了进行实时显示,需要尽可能快地显示已处理的数据。在仪器12未快速移动时,处理数据有更多时间,因此可以实现更高的准确度。这是可能的,因为使用仪器12的人正在缓慢移动仪器或尽可能静止地把握仪器。

[0045] 该仪器12可以被手持或由引导系统支撑或是机械臂的一部分或附接到机械臂等。

[0046] 根据本发明的系统10是一种整合方案,用于提供最重要的组织特异性参数,在X射线胶片中利用彩色斑在仪器位置尖端处将所述组织特异性参数可视化。例如,分别利用红色、绿色和蓝色斑对血液、脂肪和水进行可视化。每种颜色的饱和值是针对实测量的度量。在一个实施例中,不擦除先前仪器尖端位置处的旧信息(旧斑),而是保留在X射线视频中。利用这种表示方法,建立了(a)在关注范围(仪器尖端)处可用的最当前信息,以及(b)先前通过的组织的组织的信息保持可用。或者,在更长一段时间内,先前仪器尖端位置处的旧信息(旧斑)会淡出。

[0047] 然而由于时间延迟的原因,到达X射线引导系统的组织类型信息不表示移动仪器时仪器尖端处的组织。能够通过显示(一个或多个)组织参数时应用对位置的位置校正来解决这个问题:在X射线仪器引导期间,例如在荧光透视期间,存储视频帧。利用视频处理,能够确定仪器尖端在每个视频帧之内的位置。因此,可以知道作为时间的函数的仪器尖端位置。在两个处理设备在时间上同步时,能够检索属于延迟信息的仪器尖端位置,并能

够将在检索的位置处而非在仪器尖端位置处的组织参数信息显示为彩色斑。

[0048] 为了对仪器12前方的组织进行光学分析,必须要执行三个步骤。在第一步骤中,执行谱测定测量。向探头的远端发送光,在此光与组织相互作用,并将再次到达探头的光导的光引导到谱仪。谱仪将信号变换成谱。每个实测谱都具有时间戳 T_s ,在时间戳 T_s 处开始测量。在第二步骤中,例如通过在R.Nachabé等人的文章“Estimation of biological chromophores using diffuse optical spectroscopy:benefit of extending the UV-VIS wavelength range to include 1000to 1600nm”(Biomedical Optics Express, 2010)中所述的方式将实测谱变换成组织参数。在第三步骤中,向图像处理设备20发送具有时间戳 T_s 的光学信息。

[0049] 图像处理设备20和组织类型确定设备16是时间同步的。在时间戳 T_f 处拍摄连续的视频帧(XY像素)。对于每个视频帧,计算机算法在帧(XY)中确定仪器尖端的位置(x,y)。与 T_f 相关的信息连同尖端位置(x,y)一起被保留在存储介质(例如硬盘驱动器等)上存储的仪器位置列表中。在显示单元处显示当前视频帧,从而示出具有当前仪器位置(x_c, y_c)的身体14。图3中示出了这样的视图。

[0050] 在下文中讨论了两种不同的确定组织参数的方式。可以按照单独或者组合的方式使用所述方法。也可以联系本发明使用对组织进行光学检查的其他方法。

[0051] 图5示出了一种装置的示意图,所述装置包括谱仪102和介入设备112,谱仪102包括光源104和光探测器106,其中,介入设备112具有一个或多个引导,例如,诸如光波导的光学元件,其能够将来自光源104的光引导至介入设备的远端,从而在介入设备的远端发射光,此外其还能够将光从介入设备的远端引导回光探测器106。所述光导能够使光进入相关联组织样本116,并且所述光导还能够使光从相关联组织样本射出,从而被收集并且被引至光探测器。因而所述装置使得能够获得表示相关联组织样本116的光谱的测量数据。光探测器106可以由处理器110控制,以采集测量数据。所述处理器可以访问数据库114。在具体实施例中,所述装置还被布置为访问数据库114,其中,所述数据库包括表示光谱的预定数据,例如,表示诸如胶原蛋白和/或弹性蛋白的生物分子的光谱,例如,不同生色团的多种光谱。其可以使得处理器能够更好地确定第一参数、失真参数和第二参数中的任何一个。

[0052] 在示出具体实施例中,还有第二光源108。在这一实施例中,第一光源104是适于漫反射谱测定法(DRS)的灯,并且第二光源108是适于荧光谱测定法的激光器。在备选实施例中,可以只有单个光源,例如,单个灯,可以将所述单个灯与可切换滤波器组合使用,所述可切换滤波器作用在于限制所发射的频率的范围,并由此收窄带宽,并由此获得执行荧光谱测定法的适当带宽。

[0053] 图6示出了介入设备112的实施例的透视图,该介入设备包括第一引导219、第二引导221、第三引导223和第四引导225。该图示出了处于第一引导的远端上的出口位置219和处于第二引导的远端上的入口位置221。类似地,还示出了处于第三引导的远端上的出口位置223和处于第四引导的远端上的入口位置225。该图不是按比例绘制的。可以将第一引导、第二引导、第三引导和第四引导理解为光导,例如,诸如光波导的光纤。此外,还指示了第一引导218上的出口位置219与第二引导220上的入口位置221之间的距离 d_1 。还示出了第三引导222上的出口位置223与第四引导224上的入口位置225之间的距离 d_2 。注意,在具体实施例中,可以对介入设备进行结构设计,从而针对漫反射谱测定法优化 d_1 。在另一具体实施例

中,可以对介入设备进行结构设计,从而针对荧光谱测定优化d2。

[0054] 在具体的实施例中,提供了诸如介入设备112的光学探头,其是具有能够连接至诸如谱仪102的光学控制台的光纤218、220、222、224的针。所述光学控制台含有光源104,光源104使得光能够经由所述光纤之一被提供到所述光学探头的远端。散射光由另一纤维收集,并被朝向探测器106引导。所述光学控制台还含有激光源108,激光源108具有低于450nm的波长,以便在组织样本中诱发自发荧光。由处理器110使用专用算法对诸如第一和/或第二组测量数据的所获得的数据进行处理。例如,通过起着源的作用的至少一条纤维将光从远端末端耦出,并使波长在例如500nm-1600nm之间扫掠,或者使用宽带光源。通过在空间上与所述源相隔例如距离d1的至少一条其他纤维来测量对应的依赖于波长的反射,距离d1至少为0.5mm,例如,至少为1mm,例如,至少为2mm,例如,至少为5mm。“探测”纤维处测得的反射光的量是由所探查的结构(例如,组织样本)的吸收和散射特性确定的。能够由这一信号推断诸如血液、水、脂肪、弹性蛋白、胆汁、β胡萝卜素的生色团的浓度,还能够推断血液氧合以及散射参数。通过紧密靠近激励纤维的纤维来测量自发荧光,例如,该纤维处于与激励纤维的距离d2以内,距离d2小于5mm,例如,小于2mm,例如,小于1mm,例如,小于0.5mm,例如,小于0.25mm。针对散射和吸收对测得的自发荧光进行校正,从而获得估计的本征荧光。能够由此测量诸如NADH、FAD、胶原蛋白和弹性蛋白的荧光团的浓度。

[0055] 在具体实施例中,所述装置包括具有嵌入遮光器的卤素宽带光源形式的光源104、具有四条引导的介入设备112以及能够分辨跨过一定波长跨度的光的光探测器106,所述波长跨度例如基本上处于波长谱的可见和红外区域中,例如,从400nm到1700nm。所述装置还可以包括排除波长低于465nm的光的滤波器,可以将该滤波器安装到光探测器106的前面,从而在漫反射谱测定期间排除光探测器处的二阶光。介入设备112具有连接至光源的第一引导和连接至光探测器106的第二引导。第一(发射)引导218上的出口位置219与第二(收集)引导220上的出口位置221之间的中心到中心间隔d1可以处于毫米范围中,例如,至少为1mm,例如,至少为2mm,例如,2.48mm。所有的引导都可以是芯直径处于微米范围中的低OH纤维,例如,芯直径为200微米。有时又称为VIS-NIR纤维的含有低OH的纤维通常适合光谱的可见(VIS)和近红外(NIR)部分。

[0056] 在备选实施例中,应用多个光探测器,例如,能够分辨不同波长区域中的光的两个光探测器,例如,不同波长区域中的光基本上分别处于波长谱的可见和红外区域中,例如,分别为从400nm到1100nm以及从800nm到1700nm。

[0057] 在具体实施例中,使用漫反射谱测定法获得表示光谱的第一组测量数据,并使用荧光谱测定法获得表示光谱的第二组测量数据。能够设想其他光学方法,例如,荧光谱测定测量、采用多条光纤的漫射光学断层摄影、差分路径长度谱测定法或拉曼谱测定法。

[0058] 所述光学控制台优选允许改变荧光激励波长。能够利用被切换或被复用(例如,频率调制)的多个源或者利用可调谐源实现这一目的。在不同的激励波长处测量不同的荧光发射谱将提供潜在与区分胶原蛋白和弹性蛋白(以及额外的不同类型的胶原蛋白)相关的信息。

[0059] 也能够利用双光子荧光激励。相对于单光子激励而言,其可以具有更深的穿透深度的好处。利用双光子荧光测量探查的体积与针对红外中的漫反射测量探查的体积更加类似。

[0060] 在图2中是时间序列的示意图,其中,线24示出在时间26和28(例如为两个相邻的Ts时间戳)处确定组织参数。这两个时间戳26、28之间的时间距离示出了经由来自仪器12的信号确定组织参数所需的处理时间。

[0061] 线30示出了时间32和34(例如为两个相邻的Tf时间戳),在时间32和34处由医疗成像设备18记录图像。这两个时间戳32、34之间的时间距离示出了在图像处理设备20中处理图像所需的处理时间。

[0062] 由于处理组织参数所需的时间段比处理身体的内部的图像所需的时间段更长,所以不能将这种信息(或这两条信息)简单地组合到单幅图像中或组合成图像序列作为视频。需要显示身体的内部最当前图像,从而示出仪器的当前位置,使得使用仪器的人不会无意中损伤到组织或破坏组织。因此,不能简单地等候直到有组织类型信息可用。

[0063] 在光学信息到达组织确定设备时,能够通过例如对Ts插值并然后对(xs,ys)插值,从仪器位置列表检索所属的仪器尖端位置(xs,ys)。然后在当前视频帧中显示在位置(xs,ys)处的组织参数信息。在图3中所示的实施例中,这是借助彩色斑实现的。组织参数能够包括,例如分别利用红色、绿色和蓝色斑显示的血液、脂肪和水。

[0064] 每种颜色的饱和值是针对实测量的度量,参见图3。注意,在数据的处理时间减少时,斑线变得更实,并且(xs,ys)将更朝向(xc,yc)偏移。

[0065] 在另一实施例中,能够将三种颜色融合成具有一种颜色的一个斑。那么斑的尺寸是精确度指示符:大斑是高准确度的测量,而小斑可能包含大的误差,即为低准确度。还能够从仪器位置列表确定仪器的速度。仪器的速度也确定了测量的准确度:如果仪器快速移动,由于对更大体积进行采样会损失准确度。此外,能够显示实线而非斑,并令线的宽度是不准确度的指示符。

[0066] 图3示意性示出了视图35,其中,示出了仪器40。仪器40穿透第一组织类型36和第二组织类型38。斑42示出了组织参数。在此,三种颜色被示为指示组织类型。在其他实施例中,可以使用其他数量的参数。显示在位置(Xs,Ys)处的组织类型信息。这里,可以看出已经在直线中推进了仪器40,因为斑全部在线中。在视图35中,在(Xc,Yc)处指示了仪器的尖端。

[0067] 图4是方法44的示意图,方法44包括在时间Tf处确定46身体的内部的图像的序列的步骤。这些图像示出了仪器的当前位置等。方法44包括在时间Tf处确定48身体的内部的图像中传感器位置的序列的步骤。方法44包括在时间Ts处确定50仪器的传感器位置处的组织参数的步骤。方法44包括基于时间Ts附近一段时间内的传感器位置的时间序列的一部分来针对时间Ts确定52估计的传感器位置的步骤。方法44包括在显示单元上显示54图像的步骤,所述图像为在Tf时的所述身体的内部的所述图像与在时间Ts时的传感器位置处的组织参数的表示的组合。

[0068] 方法44还可以包括确定表示所确定的组织参数的量的色饱和度水平。如上所述,然后可以在视图35中显示色饱和度水平。

[0069] 方法44可以包括使用光学传感器确定组织参数的步骤,并且所述方法包括使用根据来自光学传感器的信号而确定的谱来确定组织参数。这样允许以简单无创方式确定组织类型参数,这对于患者而言是有利的,因为这减少了恢复时间并为操作仪器的人提高了信息水平。

[0070] 作为图3的视图35中所示的斑的替代方案,所述方法可以包括将组织参数显示为

实线且线宽度是不准确度指示符的步骤。

[0071] 尽管已在附图和前文的描述中详细说明并描述了本发明,但要将这种说明和描述视为说明性或示范性的而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。通过研究附图、说明书以及权利要求书,本领域技术人员在实践要求保护的本发明时,能够理解并实现对所公开实施例的各种变型。在权利要求书中,词语“包括”不排除其他元件或步骤,并且量词“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以完成权利要求书中记载的若干项目的功能。互不相同的从属权利要求中记载了特定措施不指示不能有利地使用这些措施的组合。计算机程序可以被储存/分布在合适的介质上,所述介质例如是与其他硬件一起提供或作为其他硬件的部分提供的光学储存介质或固态介质,但计算机程序也可以以其他形式分布,例如经由因特网或是其他有线或无线的远程通信系统。权利要求书中的任何附图标记均不得被解释为对范围的限制。

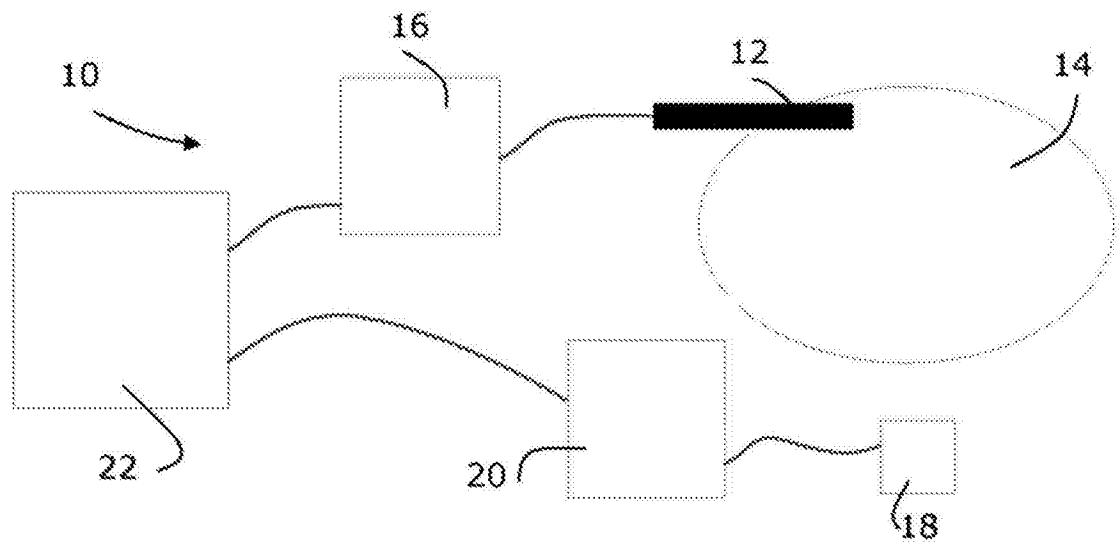


图1

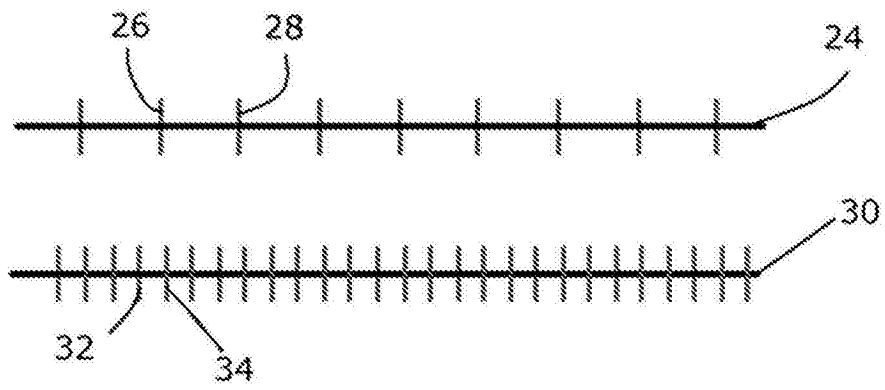


图2

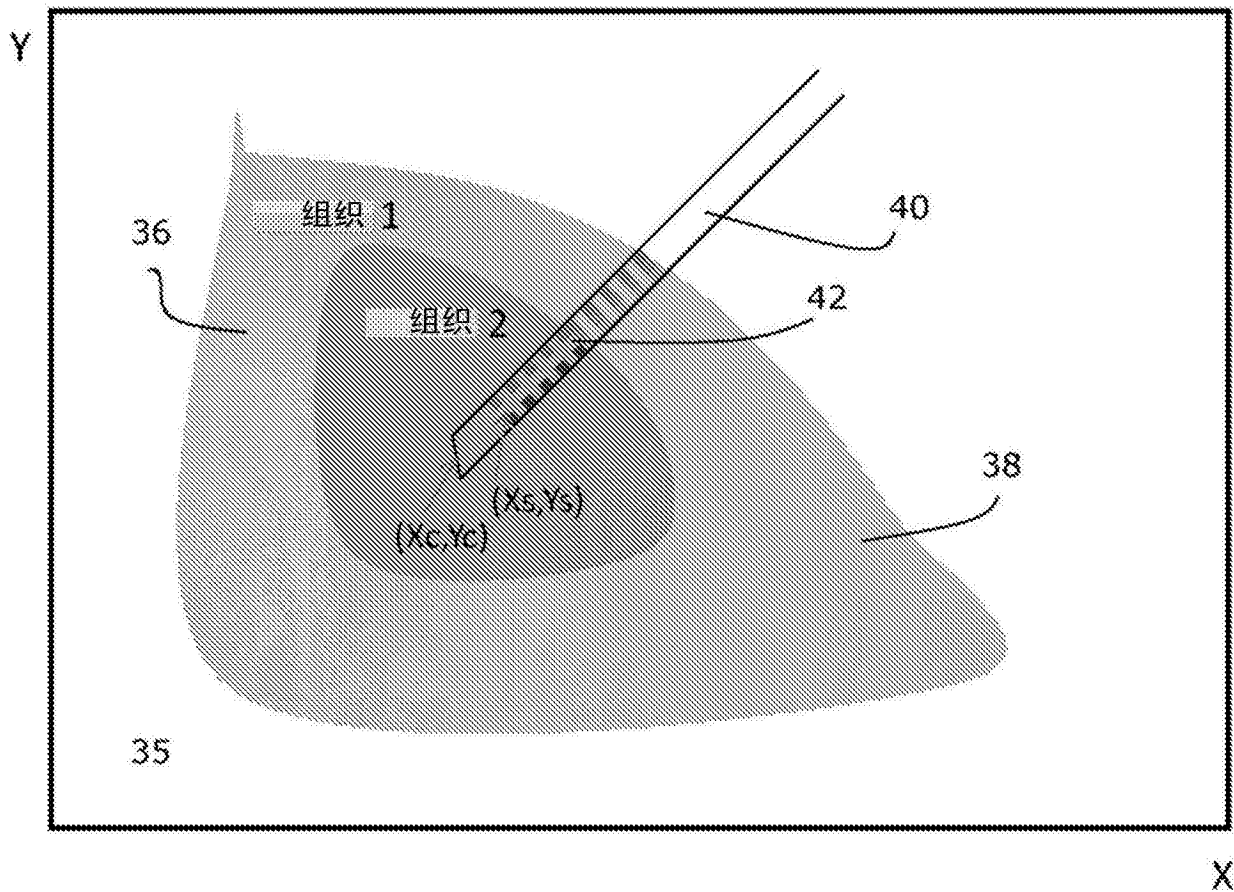


图3

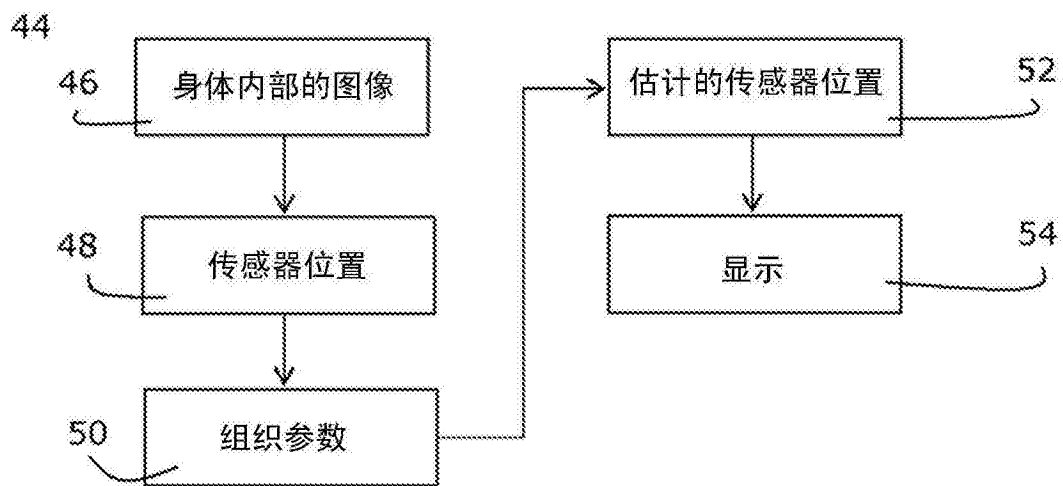


图4

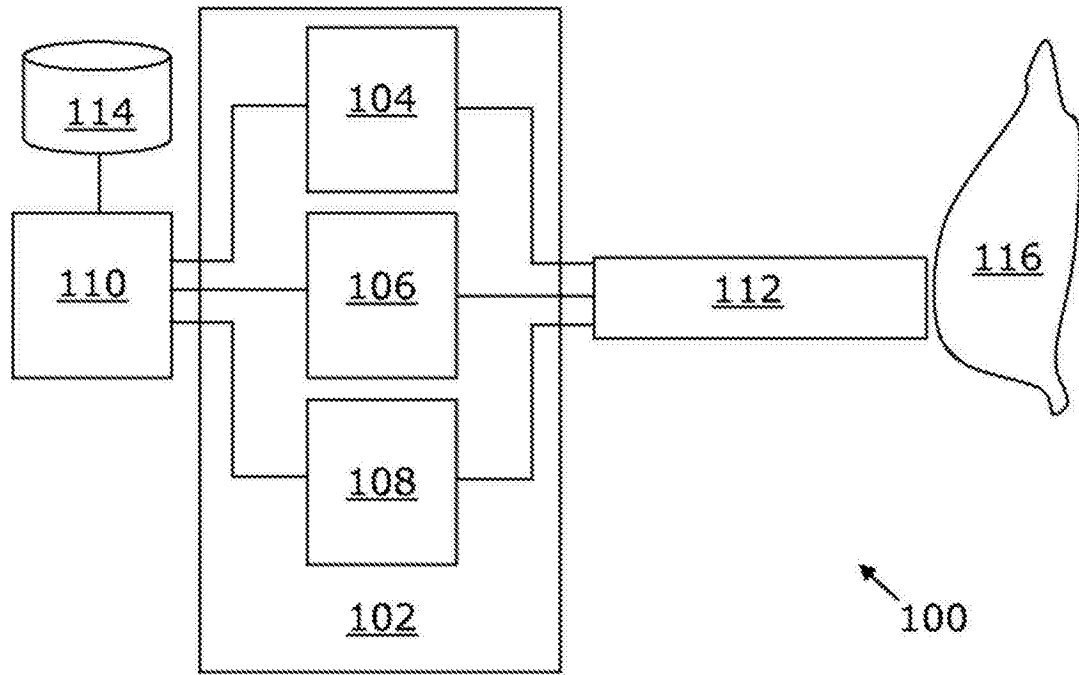


图5

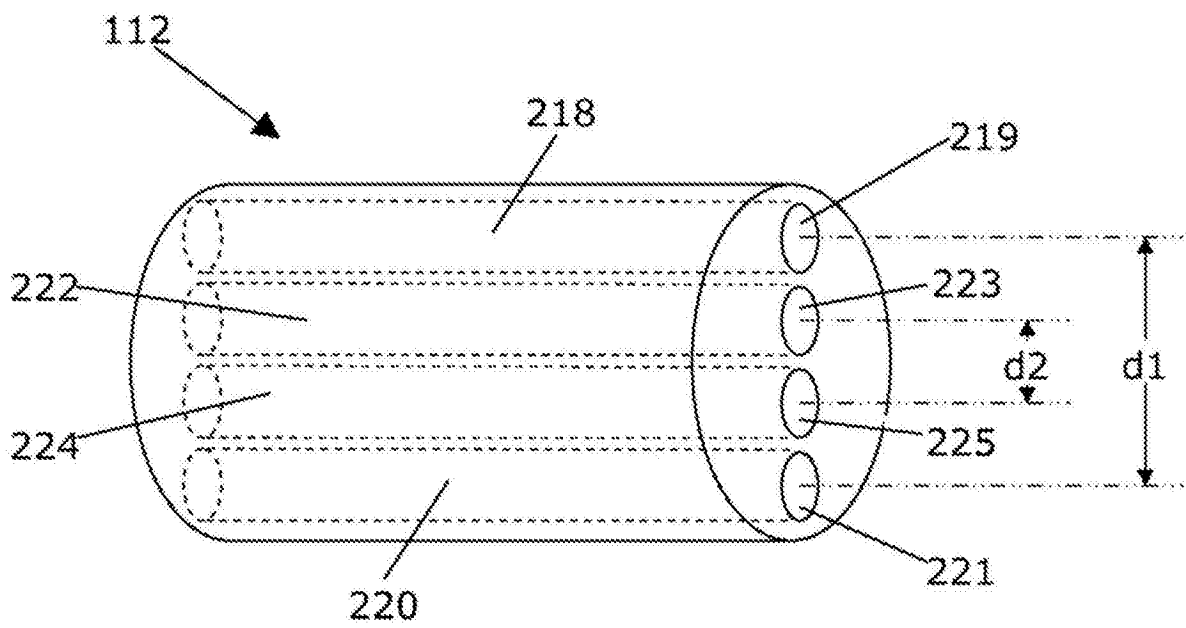


图6