



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104023635 A

(43) 申请公布日 2014. 09. 03

(21) 申请号 201280065522. 9

(22) 申请日 2012. 12. 27

(66) 本国优先权数据

PCT/CN2011/085050 2011. 12. 30 CN

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 06. 30

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/057760 2012. 12. 27

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/098780 EN 2013. 07. 04

(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 陈翼男 徐泾平 李俊博 张芸蓉

(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 5/145(2006. 01)

G01N 21/17(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 5/06(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

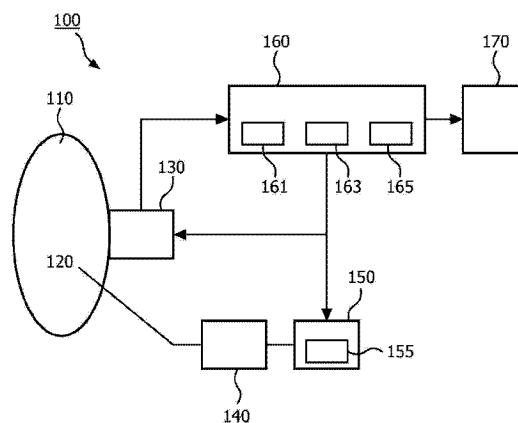
权利要求书3页 说明书9页 附图2页

(54) 发明名称

用于在 US 成像中使用 PA 效应进行针导航的系统和方法

(57) 摘要

本发明提供一种监测系统,所述监测系统包括新型针,以及光信号生成设备,其中,所述光信号生成设备的至少一个光信号输出耦合到所述针的光芯,并且所述监测系统还包括超声 (US) 换能器,以及处理器,所述处理器被配置为:在测量周期的 US 测量子周期中指导所述 US 换能器以将 US 信号发射到对象中的所述针正在其中移动的部位中,并且接收响应于所发射的 US 信号而在所述部位中反射的 US 信号;并且在所述测量周期的至少一个光声 (PA) 测量子周期中的每个光声测量子周期中指导光信号提供设备将具有独特波长的光信号从所述针的圆顶发射到所述部位的区域中,并且指导所述 US 换能器以接收响应于所述光信号而在所述区域中感应的 PA 信号;并且从在所述 US 测量子周期中接收的所述 US 信号重建 US 图像。



1. 一种针,包括:
具有针形状的外壳;
光学圆顶,其被设置在所述外壳的尖端处,以在所述尖端的端部处形成封闭的内针空间;以及
内置在所述内针空间中的光芯,
其中,所述光学圆顶形成用于将由所述光芯传送的光信号辐射到所述针的外部的透镜。
2. 根据权利要求1所述的针,其中,所述针包括四层,所述四层从外到内分别是所述外壳、缓冲器、覆盖层以及所述光芯,其中,所述光芯包括一条或多条光纤。
3. 一种监测系统,包括:
根据权利要求1至2中的任意一项所述的针;
光信号生成设备,其中,所述光信号生成设备的至少一个光信号输出耦合到所述光芯;
超声(US)换能器;以及
处理器,其被配置为:在测量周期的US测量量子周期中指导所述US换能器以将US信号发射到对象中的所述针正在其中移动的部位中,并且接收响应于所发射的US信号而在所述部位中反射的US信号;并且在所述测量周期的至少一个光声(PA)测量量子周期中的每个光声测量量子周期中,指导光信号提供设备以将具有独特波长的光信号从所述针的所述圆顶发射到所述部位的区域中,并且指导所述US换能器以接收响应于所述光信号而在所述区域中感应的PA信号;并且从在所述US测量量子周期中接收的所述US信号来重建US图像。
4. 根据权利要求3所述的监测系统,其中,所述处理器还被配置为:在所述至少一个PA测量量子周期中的一个PA测量量子周期中指导所述光信号生成设备以将具有第一波长的第一光信号从所述针的所述圆顶发射到所述对象的所述区域中;在所述PA测量量子周期中指导所述US换能器以接收响应于所述第一光信号而在所述区域中感应的PA信号;从所接收的PA信号重建PA图像;并且将所述PA图像和所述US图像进行融合,以获得要被显示的融合图像。
5. 根据权利要求4所述的监测系统,其中,在200-400纳米(nm)的范围内选择所述第一波长。
6. 根据权利要求3至5中的任意一项所述的监测系统,其中,所述处理器还被配置为:在所述至少一个PA测量量子周期中的一个PA测量量子周期中指导所述光信号生成设备以将具有第二波长的第二光信号从所述针的所述圆顶发射到所述对象的所述区域中;在所述PA测量量子周期中指导所述US换能器以接收响应于所述第二光信号而在所述区域中感应的PA信号;根据所接收的PA信号确定在所述区域中的生色团的浓度,其中,所述生色团的吸收属性取决于所述第二波长;将在当前的针尖位置处确定的所述生色团的所述浓度与在先前的针尖位置处确定的所述生色团的所述浓度中的至少一个浓度进行比较;并且当比较结果指示在所述当前的针尖位置处确定的所述生色团的所述浓度突然改变时向观察者触发警报。
7. 根据权利要求6所述的监测系统,其中,在400-600nm的范围内选择所述第二波长,所述生色团是血红蛋白,并且所述处理器还被配置为:在所述比较结果指示在所述当前的

针尖位置处确定的所述生色团的所述浓度突然增大时触发警报,并且将在不同的针尖位置处确定的所述生色团的所述浓度呈现在所述 US 图像上。

8. 根据权利要求 3 至 7 中的任意一项所述的监测系统,其中,所述处理器还被配置为:在所述至少一个 PA 测量子周期中的两个 PA 测量子周期中指导所述光信号生成设备以将具有第三波长的第三光信号和具有第四波长的第四光信号从所述针的所述圆顶连续地发射到所述对象的所述区域中;在所述两个 PA 测量子周期中指导所述 US 换能器以连续地接收响应于所述第三光信号和所述第四光信号而在所述区域中感应的 PA 信号;根据所接收的 PA 信号确定在所述区域中的氧合血红蛋白(HbO₂)的浓度和去氧血红蛋白(Hb)的浓度;根据所述 HbO₂的浓度和所述 Hb 的浓度确定所述区域中血液的血氧饱和度(SO₂);并且将所述 SO₂呈现在要被显示的所述 US 图像上。

9. 根据权利要求 8 所述的监测系统,其中,处于所述第三波长和所述第四波长处的 Hb 和 HbO₂的摩尔消光系数使得能够利用从 PA 信号测量的光吸收值精确地得到所述 Hb 的浓度和所述 HbO₂的浓度。

10. 根据权利要求 9 所述的监测系统,其中,将所述第三波长和所述第四波长分别选择为 940nm 和 660nm。

11. 一种当根据权利要求 1 至 2 中的任意一项所述的针在对象的部位中移动时进行监测的方法,所述方法包括:

在测量周期的 US 测量子周期中将超声(US)信号施加到所述部位中,并且接收响应于所施加的 US 信号而在所述部位中反射的 US 信号;

在所述测量周期的至少一个光声(PA)测量子周期中的每个 PA 测量子周期中,将具有不同波长的光信号从所述针的所述圆顶施加到所述对象的区域中,并且接收响应于所述光信号而在所述区域中感应的 PA 信号;以及

从在所述 US 测量子周期中接收的所述 US 信号来重建 US 图像。

12. 根据权利要求 11 所述的方法,还包括:

在所述至少一个 PA 测量子周期中的一个 PA 测量子周期中,将具有第一波长的第一光信号从所述针的所述圆顶施加到所述对象的所述区域中;

在所述 PA 测量子周期中接收响应于所述第一光信号而在所述区域中感应的 PA 信号;

从所接收的 PA 信号重建 PA 图像;以及

将所述 PA 图像和所述 US 图像进行融合,以获得要被显示的融合图像。

13. 根据权利要求 11 至 12 中的一项所述的方法,还包括:

在所述至少一个 PA 测量子周期中的一个 PA 测量子周期中,将具有第二波长的第二光信号从所述针的所述圆顶施加到所述对象的所述区域中;

在所述 PA 测量子周期中接收响应于所述第二光信号而在所述区域中感应的 PA 信号;

根据所接收的 PA 信号确定在所述区域中的生色团的浓度,其中,所述生色团的吸收属性取决于所述第二波长;

将在当前的针尖位置处确定的所述生色团的所述浓度与在先前的针尖位置处确定的所述生色团的所述浓度中的至少一个浓度进行比较;以及

当比较结果指示在所述当前的针尖位置处确定的所述生色团的所述浓度突然改变时触发警报以提示观察者。

14. 根据权利要求 13 所述的方法,还包括:

将在不同的针尖位置处确定的所述生色团的所述浓度呈现在所述 US 图像上。

15. 根据权利要求 11 和 14 中的一项所述的方法,还包括:

在所述至少一个 PA 测量子周期中的两个 PA 测量子周期中,将具有第三波长的第三光信号和具有第四波长的第四光信号从所述针的所述圆顶连续地施加到所述对象的所述区域中;

在所述两个 PA 测量子周期中接收响应于所述第三光信号和所述第四光信号而在所述区域中感应的 PA 信号;

根据所接收的 PA 信号确定在所述区域中的氧合血红蛋白 (HbO₂) 的浓度和去氧血红蛋白 (Hb) 的浓度;

根据所述 HbO₂ 的浓度和所述 Hb 的浓度确定所述区域中血液的血氧饱和度 (S_{O₂});并且

将所述 S_{O₂} 呈现在要被显示的所述 US 图像上。

用于在 US 成像中使用 PA 效应进行针导航的系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及针导航,并且具体而言涉及一种用于通过在超声(US)成像中使用光声(PA)效应来监测针在对象内部的移动的系统和方法。

背景技术

[0002] 导航系统能够辅助医师执行对在对象中的针放置的各种阶段进行引导的介入。针对导航系统的技术挑战之一是要维持准确度。在介入之前和介入期间使用的数据应向医师提供在介入的敏感时刻的所有必要的线索和足够的准确度,使得医师知道针在对象中的位置,以及针的规划的最终放置将会在哪里。因此,应该对针的位置、来自规划的路径绘制元素、诊断元素(肿瘤位置和形状,肝脏解剖结构,包括形状和脉管系统)、实况观察的US数据等所有这些元素相对于彼此进行快速地并且以足够准确度进行定位。

[0003] 跟踪设备是图像引导的介入治疗系统的必不可少的部件。早期的跟踪系统是机械的数字化仪,而之后由于光学跟踪系统的高的准确度和相对大的工作空间而采用光学跟踪系统。光学跟踪系统需要在跟踪设备与要被跟踪的仪器之间的视线,而这限制了光学跟踪系统在实际的临床情况中的应用范围。已经开发出不需要视线的电磁(EM)跟踪系统。传感线圈(实际上是EM跟踪器的实体)感应变化的电压,测量系统使用该变化的电压来计算目标的位置和取向。这些低强度的磁场能够安全地穿过人类组织,并且测量目标的位置而没有视线限制。因此,导航针总是在靠近其尖端处配备有微型的EM跟踪器以保持对刺入对象的针的位置和取向的跟踪。对于使用EM跟踪器的限制条件之一是严格的操作条件,即在所生成的磁场附近无磁易感材料被放置。这通常是个挑战,这是因为这种材料通常出现在医院的病床、针、外科手术工具、超声探头以及甚至磁场的支持器中。

[0004] 用于无创和无损伤成像的新的并且有前途的技术之一是被称为PA成像的混合系统。该PA成像依赖于PA效应,该PA效应是一种现象,凭借该现象,从一个非常短的激光吸收的能量通过能量交换过程被转换到样品的动能中,并且然后引起局部加热并且由此产生在超声频率范围内的压力波。该PA效应是通过吸收电磁能量而产生声波。

[0005] 在PA成像中,非电离激光脉冲被传输到生物组织中,被组织的生色团吸收,并且然后被转化为热。这引起瞬态热弹性膨胀,接着是组织内部的声学瞬变压力的空间发射分布的激励,由此起到声波的初始源的作用。所产生的声波通过下层组织传播到表面,将US换能器放置在该表面以接收这些PA波信号。这些波信号被用于重建吸收的能量分布,并且最终被用于确定针对组织的光吸收系数的分布。总的来说,PA图像指示针对生物软组织在US分辨中的光学对比度。

[0006] 最近的报告显示已经将PA成像应用于图像引导的金属针跟踪的问题,并且已经使用虚拟组织来评估有效性(Su, J., Karpiouk, A., Wang, B. 和 Emelianov, S. 的“Photoacoustic imaging of clinical metal needles in tissue”(J. Biomed. Opt. 15(2), 021309(2010); Kim, C., Erpelding, T. N., Maslov, K., Jankovic, L., Akers, W. J., Song, L., Achilefu, S., Margenthaler, J. A., Pashley, M. D. 和 Wang, L. V. 的“Handheld array-based

photoacoustic probe for guiding needle biopsy of sentinel lymph nodes” (J. Biomed. Opt. 15(4), 046010 (2010))). 通过与当前的 US 成像方法结合的 PA 成像能够获得通常使用的金属针的高对比度图像。该公布的技术依赖于金属物质的高吸收, 因此金属针相对于背景清晰地显示在 PA 图像中。所有这些方法都利用在有机体外的换能器周围连接的多个光纤束。光纤束的布置应使光和声二者都能够沿同一平面传输, 这增加了设备的复杂性。

发明内容

[0007] 本发明提供一种用于监测在对象的部位内部的针的位置并且同时测量当针移动到对象中的潜在不同的生物组织时在针尖周围的组织中的生理属性的系统, 所述生理属性例如为氧合血红蛋白、去氧血红蛋白、碳化组织、血氧饱和度。

[0008] 根据本发明的一个方面, 提供一种新型针。通过使用所述针来生成要被穿刺的组织区域中的 PA 信号, 所提出的监测系统可以一次同时获得常规的 US 图像、针尖的位置以及区域中诸如血液的血红蛋白的浓度和血氧饱和度的病理信息。所述针包括: 具有针形状的外壳; 光学圆顶, 其被设置在所述外壳的尖端处, 以在所述尖端的端部处形成封闭的内针空间; 以及内置在所述内针空间中的光芯, 其中, 所述光学圆顶形成用于将由所述光芯传送的光信号辐射到所述针的外部的透镜。

[0009] 根据本发明的一个实施例, 所述针包括四层, 所述四层从外到内分别是所述外壳、缓冲器、覆盖层以及所述光芯, 其中, 所述光芯包括一条或多条光纤。

[0010] 根据本发明的一个方面, 提供了一种监测系统, 包括:

[0011] 上述针;

[0012] 光信号生成设备, 其中, 所述光信号生成设备的至少一个光信号输出耦合到所述光芯;

[0013] 超声 (US) 换能器; 以及

[0014] 处理器, 其被配置为: 在测量周期的 US 测量子周期中指导所述 US 换能器以将 US 信号发射到对象中的所述针正在其中移动的部位中, 并且接收响应于所发射的 US 信号而在所述部位中反射的 US 信号; 并且在所述测量周期的至少一个光声 (PA) 测量子周期中的每个光声测量子周期中, 指导光信号提供设备以将具有独特波长的光信号从所述针的所述圆顶发射到所述部位的区域中, 并且指导所述 US 换能器以接收响应于所述光信号而在所述区域中感应的 PA 信号; 并且从在所述 US 测量子周期中接收的所述 US 信号来重建 US 图像。

[0015] 通过对测量周期 (所述 US 换能器和所述针在其中进行操作) 的具体定时进行定义, 可以在没有相互干扰的情况下将与常规的 US 成像和 PA 成像相关的功能一起实施。

[0016] 根据本发明的一个实施例, 所述处理器还被配置为: 在所述至少一个 PA 测量子周期中的一个 PA 测量子周期中指导所述光信号生成设备以将具有第一波长的第一光信号从所述针的所述圆顶发射到所述对象的所述区域中; 在所述 PA 测量子周期中指导所述 US 换能器以接收响应于所述第一光信号而在所述区域中感应的 PA 信号; 从所接收的 PA 信号重建 PA 图像; 并且将所述 PA 图像和所述 US 图像进行融合, 以获得要被显示的融合图像。

[0017] 通过将具有第一波长的第一光信号从所述针的所述圆顶辐射到所述针尖前面的区域中, 将所述针尖的位置呈现在所重建的 PA 图像中, 并且通过将两种图像进行融合来在

所述 US 图像中增强所述针尖的位置。通过在所述针尖的位置聚焦,可以减少计算负荷。

[0018] 根据本发明的实施例,在 200-400 纳米 (nm) 的范围内选择所述第一波长,在所述范围内,光能量在生物组织中快速衰减,于是因此在所述图像中的所述针尖位置被压缩成一个斑,使得所述位置更加准确。

[0019] 根据本发明的实施例,所述处理器还被配置为:在所述至少一个 PA 测量子周期中的一个 PA 测量子周期中指导所述光信号生成设备以将具有第二波长的第二光信号从所述针的所述圆顶发射到所述对象的所述区域中;在所述 PA 测量子周期中指导所述 US 换能器以接收响应于所述第二光信号而在所述区域中感应的 PA 信号;根据所接收的 PA 信号确定在所述区域中的生色团的浓度,其中,所述生色团的吸收属性取决于所述第二波长;将在当前的针尖位置处确定的所述生色团的所述浓度与在先前的针尖位置处确定的所述生色团的所述浓度中的至少一个浓度进行比较;并且当比较结果指示在当前的针尖位置处确定的所述生色团的所述浓度突然改变时向观察者触发警报。

[0020] 对 PA 现象的主要有效的响应物质是组织中的生色团。已知在生物组织中的诸如水、氧合血红蛋白、去氧血红蛋白、脂类、细胞色素氧化酶和黑色素的所有的生色团具有特征光谱的光吸收特性。这些特征光谱的光吸收特性在本质上是允许将这些生色团唯一地识别出的指纹。不同的组织包含不同浓度的生色团,也显示出不同的吸收光谱。通过警告观察者潜在在不同的组织区域可能被触及,本实施例有益于获得无损伤穿刺。

[0021] 根据本发明的实施例,在 400-600nm 的范围内选择所述第二波长,所述生色团是血红蛋白,并且所述处理器还被配置为:在所述比较结果指示在当前的针尖位置处确定的所述生色团的所述浓度突然增大时触发警报,并且将在不同的针尖位置处确定的所述生色团的所述浓度呈现在所述 US 图像上。

[0022] 生物组织中的光吸收能够归因于诸如黑色素的内源性生色团或外源性提供的造影剂。通常,血液比周围的组织具有较大吸收的量级,因此在 PA 图像中具有足够的内源性对比度来使血管可视化以及将对肿瘤微环境和血液动力学等的洞察可视化。这一实施例有益于获得无损伤穿刺。具有深穿透度和高分辨率的优点的 PA 成像能够使临床医师能够避免在共定位之前与重要血管(肝动脉、门静脉等)接触,最终提供了用于导航的强大工具。

[0023] 根据本发明的实施例,所述处理器还被配置为:在所述至少一个 PA 测量子周期中的两个 PA 测量子周期中指导所述光信号生成设备以将具有第三波长的第三光信号和具有第四波长的第四光信号从所述针的所述圆顶连续地发射到所述对象的所述区域中;在所述两个 PA 测量子周期中指导所述 US 换能器以连续地接收响应于所述第三光信号和所述第四光信号而在所述区域中感应的 PA 信号;根据所接收的 PA 信号确定所述区域中的氧合血红蛋白(HbO₂)的浓度和去氧血红蛋白(Hb)的浓度;根据所述 HbO₂ 的浓度和所述 Hb 的浓度确定所述区域中血液的血氧饱和度(SO₂);并且将所述 SO₂ 呈现在要被显示的所述 US 图像上。

[0024] 根据本发明的一个实施例,处于所述第三波长和所述第四波长处的 Hb 和 HbO₂ 的摩尔消光系数使得利用从 PA 信号测量的光吸收值能够精确地得到 Hb 的浓度和 HbO₂ 的浓度。

[0025] 根据本发明的一个实施例,将所述第三波长和所述第四波长分别选择为 940nm 和 660nm。

[0026] 通过利用多个波长,可以将诸如血液的 SO_2 的病理信息与针尖位置和生色团浓度一起提供在融合图像上。

[0027] 根据本发明的一个方面,提供一种在上述针在对象的部位中移动的时间期间进行监测的方法,所述方法包括:

[0028] 在测量周期的 US 测量子周期中将超声 (US) 信号施加到所述部位中,并且接收响应于所施加的 US 信号而在所述部位中反射的 US 信号;

[0029] 在所述测量周期的至少一个光声 (PA) 测量子周期中的每个光声测量子周期中,将具有不同波长的光信号从所述针的所述圆顶施加到所述对象的区域中,并且接收响应于所述光信号而在所述区域中感应的 PA 信号;以及

[0030] 从在所述 US 测量子周期中所接收的 US 信号重建 US 图像。

[0031] 根据本发明的另一个方面,提供一种计算机程序产品,包括机器可执行的指令,当在机器上执行所述机器可执行指令时,所述机器可执行指令使所述机器执行上述方法。

[0032] 参考结合附图给出的描述,本发明的其他目的和优点将变得更加显而易见并且将容易被理解。

附图说明

[0033] 结合实施例并且参考附图将在下文中更加详细地描述和解释本发明,在附图中:

[0034] 图 1 是根据本发明的实施例的用于在针在对象中移动期间监测针的位置和针要被插入的组织的生理指标的系统的示意图;

[0035] 图 2 是根据本发明的实施例的在监测系统中采用的针的结构示意图;

[0036] 图 3 是根据本发明的实施例的对针在对象中的插入进行导航的方法的流程图;

[0037] 图 4 是示出了以摩尔消光系数表示的不同的吸收光谱的曲线图。

[0038] 在附图中相同的附图标记指示相似或对应的特征和 / 或功能。

具体实施方式

[0039] 参考附图将在下文中更加详细地描述本发明的实施例。

[0040] 图 1 示出根据本发明的实施例的用于对在对象 110 的部位中移动的针 120 的插入进行导航的系统 100 的示意图。系统 100 被配置成在针在部位中移动的时间期间监测针 120 的位置 (在显示给观察者的图像中,针尖位置被增强),并且同时监测针要被插入的组织的生理指标。对象 110 可以是人类、动物或无生命的物体。针 120 可以根据其他命名法被不同地命名,所述命名法将其称为线段形状的仪器。

[0041] 如图 1 所示,监测系统 100 包括针 120、US 换能器 130、耦合器 140、光信号生成设备 150、处理器 160 和显示器 170。

[0042] 针 120 被具体设计用于系统 100。根据本发明的实施例,针 120 包括具有针形状的外壳;光学圆顶,其被设置在外壳的尖端处,以在尖端的端部处形成封闭的内针空间;以及内置在内针空间中的光芯,其中,光学圆顶形成用于将由所述光芯传送的光信号辐射到所述针的外部的透镜。如图 2 所示,针 200 (其为图 1 中的针 120) 从外到内观察包括四层,这四层分别是,外壳 210、缓冲器 220、覆盖层 230 以及光芯 240。外壳 210 可以由金属制成。光芯 240 可以包括光纤 250。例如,在光芯内部,可以选择具有更高耦合效率和更大纤芯直

径（相对于单模光纤）的一束多模光纤作为介质来传送诸如激光脉冲的光信号。光学圆顶 260 可以与外壳 210 耦合或集成在外壳 210 中，以形成在针尖端部处封闭的内针空间。可以利用宽带抗反射膜（例如被制成单层膜或多层膜的 PMMA（聚甲基丙烯酸甲酯）纳米材料）包裹光学圆顶 260 来将由光芯传送出针尖的光信号引导到针尖周围或前面的组织中，亦即，光信号在针移动的方向上从针尖进行辐射。

[0043] 光信号生成设备 150 可以是当前可用的激光系统。例如，设备 150 可以是集成的、可调谐的激光系统（类似使用光参量振荡器（OPO）技术的 Phocus 高能（HE）近红外射线（NIR）激光系统）。在一个范例中，激光系统可以提供 10-20Hz 的重复频率和 5-10 纳米（nm）的脉冲宽度。

[0044] 光信号生成设备 150 可以包括波长调谐单元 155，通过该波长调谐单元 155 能够调谐输出光信号的波长。在一个范例中，可以在 410nm 到 2100nm 的范围内调谐波长。可以轮流发射出于区分要被辐照的目标组织的消除率的目的而指定的一系列光谱。在另一个范例中，也可以由用户手动操作波长调谐单元，以获得特定的激光波长。在另一个范例中，波长调谐单元可以将当前的波长信息传达给处理器 160 以在显示的图像上呈现波长识别标志。

[0045] 可以使用耦合器 140 来将针的光芯与光信号生成设备 150 的输出端连接起来。在另一个范例中，可以在没有耦合器 140 的情况下将针的光芯并入激光系统 150 的输出端。由针 120 的光芯将由激光系统 150 产生的具有特定波长的光信号传送到圆顶外以进入针被插入的区域或组织中，并且由于 PA 效应而响应于辐射的光信号在该区域中产生 US 信号。在下文中，为便于描述，由于 PA 效应而产生的 US 信号可以被称为 PA 信号。

[0046] US 换能器 130 可以是换能器的阵列，该换能器阵列用于将 US 信号发射到对象 110 的部位中，并且接收响应于所发射的 US 信号而相应反射的 US 信号，并且响应于光信号辐射到对象的组织中来接收 PA 信号。US 换能器 130 可以被用于常规的 US 成像模式和 PA 成像模式两者。在常规的 US 成像模式中，换能器 130 可以既作为发射器工作又作为接收器工作。在 PA 成像模式中，只有当指导激光系统将诸如激光脉冲的光信号从针尖发射到组织中时，可以使用同步的信号来指导换能器 130 作为接收器工作。换能器 130 能够将反射的 US 或 PA 信号转换为代表射频（RF）信号的电信号，并且将该电信号发射到处理器 160。

[0047] 处理器 160 可以（例如，利用合适的软件和 / 或电子器件）处理接收的 RF 信号以确定得到的图像（例如，图像的像素强度）并且将所述图像发送到用于向观察者显示的显示器 170。

[0048] 处理器 160 可以包括图像重建模块 161、同步模块 163 和处理模块 165。

[0049] 根据本发明的实施例，同步模块 163 在测量周期中对 US 换能器 130 和光信号提供设备 150 的操作进行控制。测量周期包括：US 测量量子周期，在该 US 测量量子周期中，US 换能器 130 将 US 信号发射到针 120 正在插入的对象 110 的部位中，并且接收响应于所发射的 US 信号而在该部位中反射的 US 信号；以及至少一个 PA 测量量子周期，在所述至少一个 PA 测量量子周期中的每个 PA 测量量子周期中，光信号生成设备 150 将具有不同波长的光信号从针的圆顶发射到对象 110 的区域中，并且 US 换能器接收响应于光信号而在区域中感应的 PA 信号，而无需发射。

[0050] 换能器 130 向处理器 160 提供接收的 US RF 信号或 PA RF 信号。根据本发明的实施例，图像重建模块 161 可以从 US RF 信号重建 US 图像，并且从在至少一个 PA 测量量子周期

中接收的至少一个 PA RF 信号重建至少一幅 PA 图像。可以通过本领域已知的求和与延迟波束形成算法来执行该重建。在一个范例中,处理单元 165 可以组合 US 图像和一些 PA 图像以显示给观察者。由于接收反射的 US 信号和感应的 PA 信号二者的换能器 130 在针插入期间保持在相同的位置,所以立刻同时对 US 图像和 PA 图像进行自动地配准而无需额外的算法。针对观察者的可见图像可以是在 US 图像与 PA 图像之间的融合图像。

[0051] 重建的 PA 图像包含在受辐照的区域中针的定位和组织的病理属性的信息,尤其包含在针移动方向上的微环境中的针的定位和组织的病理属性的信息,这是由于辐射光束的传播的小角度,这种小角度也被称为激光泵的方向稳定性。因此,只有沿着针尖移动路径在针尖的前面或周围的组织将被辐照并被感应而生成 PA 信号,并且针尖的位置被自然地映射到 PA 图像。此外,可以根据具有独有波长的各自光信号在正在被辐照的组织中的吸收由处理单元 165 确定诸如氧合血红蛋白、去氧血红蛋白、碳化组织的病理指标以及一些针对病变的定性测量结果,并且光信号的吸收可以根据响应于光信号而在组织中感应的 PA 信号被确定或根据从 PA 信号重建的 PA 图像被确定。处理单元 165 可以在针移动到对象中的潜在不同的生物组织时在要被显示的图像中呈现病理指标。由于在刚性针插入的情况下来自针尖的光信号辐照接下来要被刺穿的组织,因此监测系统能够在针被插入组织之前识别组织的病理指标,并且能够由此沿着插入的方向预测诸如血管结构的组织结构,从而避免甚至对微小血管的损伤。以这种方式,监测系统也可以指示针是否确实被放置在肿瘤内部,并且测量针对在导航步骤中完成的肿瘤大小计算的肿瘤裕量。

[0052] 应该理解的是,图 1 所示的模块 161-165 可以在处理器(例如处理器 160)中实施或在若干硬件部件中实施,例如,可以在诸如被专门设计用于 US 图像重建的数字信号处理器(DSP)或专用集成电路(ASIC)等的专用处理单元中实施图像重建模块 161,并且可以在控制系统的部件的操作的控制器或通用处理器中实施同步模块 163,并且可以在通用处理器、控制器等中实施处理模块 165。

[0053] 应该理解的是,可以在如计算机程序产品的软件中实施图 1 所示的模块 161-165;可以将所述模块的功能作为程序指令或代码存储或发送到计算机可读介质上。计算机可读介质包括便于将计算机程序从一个地方转移到另一个地方并且能够被计算机访问的任何介质。通过举例的方式,计算机可读介质可以包括 RAM、ROM、EEPROM、CD-ROM 或其他光盘存储器、磁盘存储器或其他磁存储设备、或能够被用于携带或存储指令或数据结构形式的期望程序代码并且能够被计算机访问的任何其他介质。

[0054] 图 3 是根据本发明的实施例的对在对象中的针的插入进行导航的方法的流程图。在系统 100 中,并且具体地由系统 100 中的处理器 160 或模块 161-165 实施该方法。

[0055] 在该方法中,可以激活三个监测模式中的至少一个监测模式,该三个监测模式是针跟踪模式、损伤预防模式以及定性组织测量模式。在组织中,通过诸如氧合血红蛋白、去氧血红蛋白、脂类和水的主要组织生色团的局部浓度确定吸收系数的空间分布。每个生色团的吸收具有特征波长依赖性,该特征波长依赖性允许通过在不同的激励波长处进行 PA 测量而得到光谱信息。根据本发明的实施例,可以针对三种监测模式选择不同波长的光信号。

[0056] 为便于说明,假设在示出的方法中所有三种模式都被激活。应该理解的是,不是所有的模式都需要被激活以实施本发明。并且不是必须以示出的顺序执行图 3 中示出的步

骤；可以并行执行而不是按顺序执行一些步骤。例如，可以并行执行在当前的子周期中的信号的施加和接收以及在先前的子周期中所接收的信号的处理。

[0057] 在测量周期的 US 测量子周期中，可以在针 120 在部位中移动的时间期间将 US 信号施加到对象 110 的该部位，并且可以接收响应于所施加的 US 信号而在部位中反射的 US 信号，并且在测量周期的至少一个 PA 测量子周期中的每个 PA 测量子周期中，可以将具有独有的波长的光信号从针的圆顶施加到对象的区域中，并且可以接收响应于光信号而在该区域中感应的 PA 信号（步骤 310）。

[0058] 在测量周期的 US 测量子周期中，同步模块 163 或处理器 160 可以控制 US 换能器 130 以将 US 信号发射到对象中的针正在其中移动的部位中，并且接收反射的 US 信号（步骤 310）。

[0059] 在接收到反射的 US 信号之后，图像重建模块 161 或处理器 160 可以从接收的 US RF 信号重建常规的 US 图像（步骤 320）。

[0060] 第一 PA 测量子周期可以被用于针跟踪模式，在该针跟踪模式中，进行针的位置的跟踪。在测量周期的第一 PA 测量子周期中，同步模块 163 或处理器 160 可以控制光信号生成设备 150 以将具有第一波长的第一光信号从针的圆顶发射到对象的区域中，并且控制 US 换能器 130 以接收响应于第一光信号而在该区域中感应的第一 PA 信号（步骤 310）。

[0061] 在接收到第一 PA 信号之后，同步模块 163 或处理器 160 可以从第一 PA RF 信号重建 PA 图像（步骤 320）。该 PA 图像可以呈现针尖的位置。

[0062] 根据本发明的实施例，可以选择在 200–400nm 的范围内的短波长 λ_a 作为用于针跟踪模式的第一波长，这是由于短波长的光穿透深度极其小，即吸收第一光信号的受辐照区域的大小被压缩成一个斑。然后能够将针尖可视化为在 PA 图像中的一个亮斑。应该理解的是，200–400nm 的范围是用于针尖跟踪的优选选项，但是在这个范围之外的波长也可用于这个目的。

[0063] 处理模块 165 或处理器 160 可以融合在 US 图像和针跟踪模式中获得的 PA 图像以获得要被显示在显示器 170 上的融合图像（步骤 350）。

[0064] 第二 PA 测量子周期可以被用于损伤预防模式。在测量周期的第二 PA 测量子周期中，同步模块 163 或处理器 160 可以控制光信号生成设备 150 以将具有第二波长的第二光信号从针的圆顶发射到对象的区域中，并且控制 US 换能器 130 以接收响应于第二光信号而在该区域中感应的第二 PA 信号（步骤 310）。

[0065] 在接收到第二 PA 信号之后，图像重建模块 161 或处理器 160 可以从第二 PA RF 信号重建第二 PA 图像（步骤 320）。应该理解的是，在损伤预防模式中，不是必须执行第二 PA 图像的重建。

[0066] 处理模块 165 或处理器 160 可以根据接收的 PA 信号确定该区域中的生色团的浓度（步骤 330），该生色团的吸收属性取决于第二波长。在步骤 330 处，处理模块 165 或处理器 160 可以将当前的针尖位置处确定的生色团的浓度与在先前的针尖位置处确定的生色团的浓度中的至少一个浓度进行比较，并且当比较结果指示在当前的针尖位置处确定的生色团的浓度突然改变时向观察者触发警报。该生色团的浓度的突然改变指示针尖即将触及不同的组织，并且由此发出警报来提示观察者注意。

[0067] 由于蛋白质的吸收，光信号的吸收朝向较短的波长增加，并且由于水的吸收，光信

号的吸收朝向较长的波长增加。根据本发明的实施例,由于在 400-600nm 的范围内,血红蛋白的吸收非常强并且血管壁的残留血红蛋白污斑是具有这一波长的光信号的强吸收物,因此可以在这个范围内选择 $a \cdot b$ 作为第二波长以检测血管存在的可能性。

[0068] 第二 PA 信号和第二 PA 图像都包含在受辐照的区域中第二光信号的吸收信息,根据第二 PA 信号或第二 PA 图像可以获得在该区域中的局部吸收的能量密度。并且可以根据该吸收的能量密度确定血红蛋白的局部浓度。亦即,可以根据第二 PA 信号或第二 PA 图像确定血红蛋白的浓度,并且根据响应于具有与生色团相关的波长的光信号的在该区域中感应的 PA 信号大体上确定该区域中的生色团的浓度;这是本领域已知的。得到的与吸收的能量密度成比例的血红蛋白的局部浓度随着针尖的位置而变化。处理模块 165 或处理器 160 可以将当前的针尖位置处得到的血红蛋白的局部浓度与在先前的针尖位置处得到的血红蛋白的局部浓度的值进行比较。如果当前的浓度值突然显示增加,则处理模块 165 或处理器 160 可以给出针尖正在接近血管的警报。

[0069] 处理模块 165 或处理器 160 可以将不同的针尖位置处确定的诸如血红蛋白的生色团的浓度融合在要被显示的 US 图像中(步骤 350)。

[0070] 第三 PA 测量子周期和第四 PA 测量子周期可以被用于定性测量模式。在测量周期的第三 PA 测量子周期和第四 PA 测量子周期中,同步模块 163 或处理器 160 可以控制光信号生成设备 150 以将具有第三波长的第三光信号和具有第四波长的第四光信号从针的圆顶连续地发射到对象的区域中,并且指导 US 换能器以连续地接收响应于第三光信号和第四光信号而在该区域中感应的第三 PA 信号和第四 PA 信号(步骤 310)。

[0071] 在接收到第三 PA 信号和第四 PA 信号之后,图像重建模块 161 或处理器 160 可以从第三 PA RF 信号和第四 PA RF 信号分别重建第三 PA 图像和第四 PA 图像(步骤 320)。应该理解的是,在定性测量模式中,不是必须执行第三 PA 图像和第四 PA 图像的重建。

[0072] 处理模块 165 或处理器 160 可以根据接收的第三 PA 信号和第四 PA 信号来确定在该区域中的诸如氧合血红蛋白(HbO₂)和去氧血红蛋白(Hb)的内源性生色团的浓度,并且根据生色团的浓度确定诸如血氧饱和度(SO₂)的病理信息(步骤 340)。已知可以将 SO₂ 计算为 $SO_2 = C_{HbO_2} / (C_{HbO_2} + C_{Hb})$, 其中, C_{HbO_2} 和 C_{Hb} 是 HbO₂ 和 Hb 的浓度。

[0073] 如图 4 所示, HbO₂ 和 Hb 显示不同的吸收光谱, 该吸收光谱通常以摩尔消光系数的形式表示。图 4 中, 水平轴表示波长 (nm), 垂直轴表示摩尔消光系数 ($cm^{-1}M^{-1}$)。根据本发明的实施例, 可以将第三波长和第四波长选择为 940nm 和 660nm, 这是因为在这两个光谱处 Hb 与 HbO₂ 之间的消光系数具有大的差异, 该消光系数的大的差异被用于获得在由第三光信号和第四光信号辐照的区域中的 HbO₂ 和 Hb 的浓度。应该理解的是, 第三波长和第四波长不被限制为 940nm 和 660nm。只要在第三波长处和第四波长处的 Hb 与 HbO₂ 的摩尔消光系数使得能够利用从 PA 信号测量的光吸收值精确地得到 HbO₂ 与 Hb 的浓度, 就可以选择其他波长。在实践中, 只要在多个波长中的每一个波长处的 Hb 和 HbO₂ 的摩尔消光系数的差异是可测量的, 就可以选择该多个波长来得到 HbO₂ 或 Hb 的浓度。

[0074] 应该理解的是, 病理信息不被限制为血液的 SO₂。能够根据其他应用的光谱以相同的方式测量其他被认为是组织的病理信息的生物化学参数。

[0075] 处理模块 165 或处理器 160 可以将当前的针尖位置处或不同针尖位置处确定的诸如血液的 SO₂ 的病理信息融合到要被显示的 US 图像上(步骤 350)。

[0076] 如上所述,在测量周期中,处理模块 165 或处理器 160 可以将针尖的位置、要被穿刺的区域中的血红蛋白的浓度以及该区域中血液的 S02 融合到 US 图像上以获得融合图像,并且将该融合图像发送到用于将该融合图像显示给观察者的显示器 170。因此,显示器 170 以测量周期的方式在测量周期中显示双模态融合图像,该双模态融合图像携带针尖位置和根据在每个功能模式中的光吸收指标而分析的组织病理信息二者。

[0077] 应当注意,上述实施例说明而非限制本发明,并且本领域的技术人员将能够设计备选的实施例而不脱离权利要求书的范围。在权利要求中,在括号中的任何附图标记不得被解释为对权利要求的限制。词语“包括”不排除没有列在权利要求或说明书中的元件或步骤的存在。在元件之前的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元件的存在。在列举若干单元的系统权利要求中,可以由同一项软件和 / 或硬件来实现这些单元中的若干单元。词语第一、第二和第三等的使用不表示任何排序。这些词语被解读为名称。

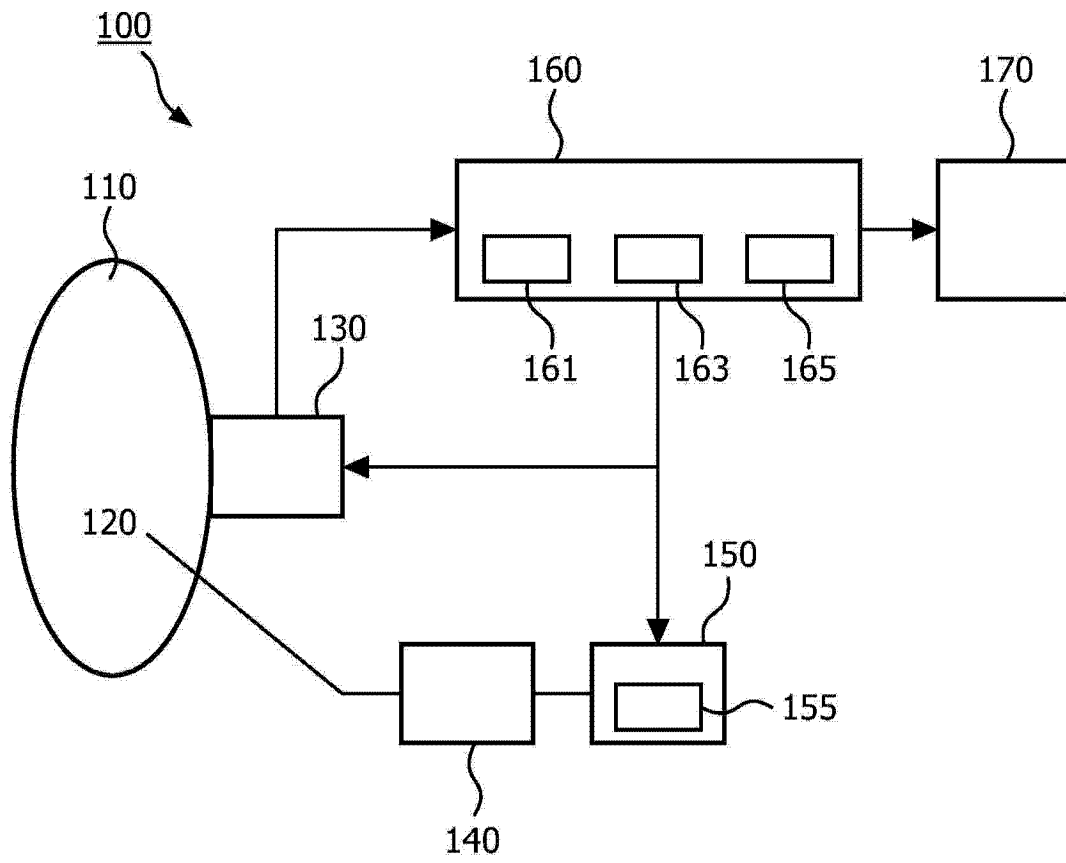


图 1

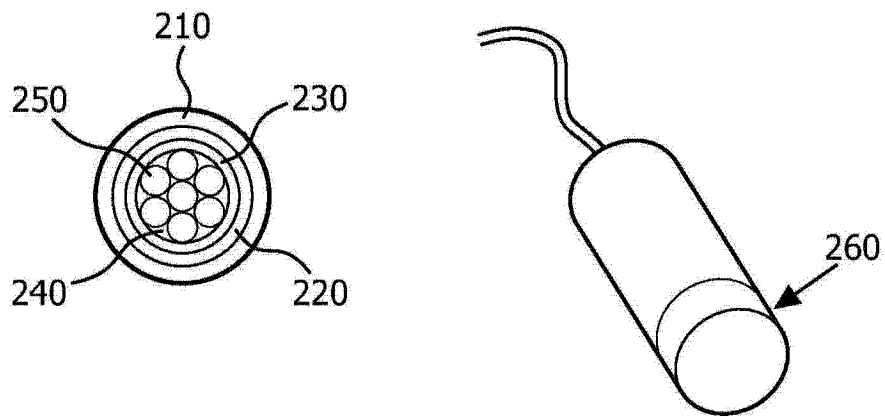


图 2

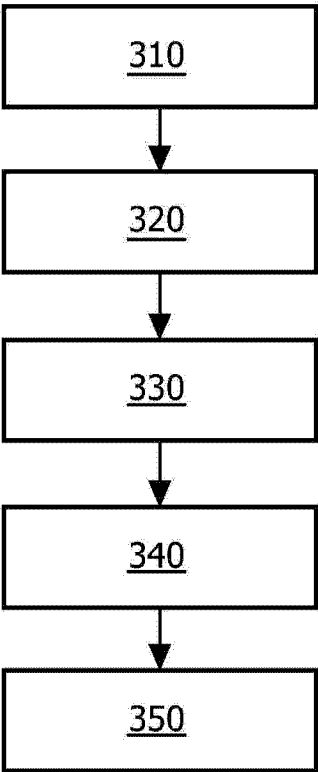


图 3

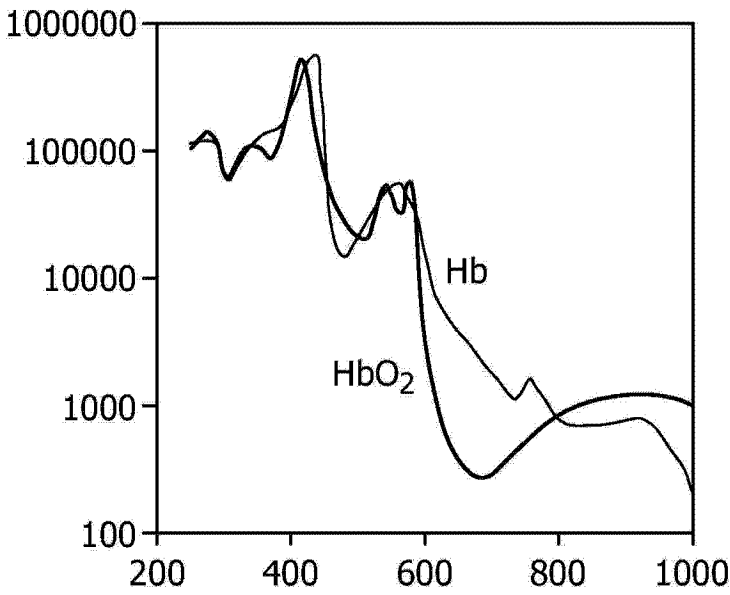


图 4

专利名称(译)	用于在US成像中使用PA效应进行针导航的系统和方法		
公开(公告)号	CN104023635A	公开(公告)日	2014-09-03
申请号	CN201280065522.9	申请日	2012-12-27
[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	陈翼男 徐泾平 李俊博 张芸蓉		
发明人	陈翼男 徐泾平 李俊博 张芸蓉		
IPC分类号	A61B5/145 G01N21/17 A61B5/00 A61B5/06 A61B8/00		
代理人(译)	刘瑜 王英		
优先权	PCT/CN2011/085050 2011-12-30 WO		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种监测系统，所述监测系统包括新型针，以及光信号生成设备，其中，所述光信号生成设备的至少一个光信号输出耦合到所述针的光芯，并且所述监测系统还包括超声(US)换能器，以及处理器，所述处理器被配置为：在测量周期的US测量子周期中指导所述US换能器以将US信号发射到对象中的所述针正在其中移动的部位中，并且接收响应于所发射的US信号而在所述部位中反射的US信号；并且在所述测量周期的至少一个光声(PA)测量子周期中的每个光声测量子周期中指导光信号提供设备将具有独特波长的光信号从所述针的圆顶发射到所述部位的区域中，并且指导所述US换能器以接收响应于所述光信号而在所述区域中感应的PA信号；并且从在所述US测量子周期中接收的所述US信号重建US图像。

