



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101262812 B

(45) 授权公告日 2012. 04. 25

(21) 申请号 200680033380. 2

(22) 申请日 2006. 09. 07

(30) 优先权数据

05108411. 9 2005. 09. 13 EP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2008. 03. 12

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2006/053144 2006. 09. 07

(87) PCT申请的公布数据

W02007/031911 EN 2007. 03. 22

(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 T·尼尔森 T·克勒

(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

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2004/0039268 A1, 2004. 02. 26, 说明书第

35-36 段、附图 7.

US 2002/0173723 A1, 2002. 11. 21, 说明书第 44-54 段.

CN 1380821 A, 2002. 11. 20, 说明书第 3 页第 6 行至第 10 页最后一行.

GB 2075668 A, 1981. 11. 18, 说明书第 13 页第 116 行至第 15 页第 109 行、附图 8, 11, 12.

审查员 李林霞

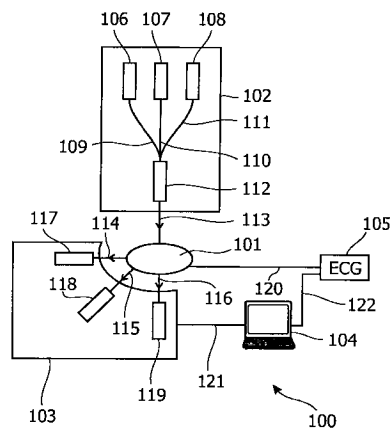
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 2 页

(54) 发明名称

光学层析成像装置

(57) 摘要

在光学层析成像中, 为图像重构, 数据的校准可能是必须的。根据本发明的示例实施例, 感兴趣的对象用于校准, 其中, 在感兴趣的对象的高氧合期采集图像数据, 并且其中, 在感兴趣的对象的低氧合期采集校准数据。这可以提供改善的校准, 导致改善的图像质量。



1. 一种用于对感兴趣的对象 (101) 进行光学检查的光学检查装置 (100), 所述光学检查装置包括:

探测器单元 (103), 适于探测来自所述感兴趣的对象 (101) 的第一辐射和第二辐射, 导致第一探测数据和第二探测数据;

确定单元 (104), 适于基于所述第一探测数据和所述第二探测数据的比率来重构所述感兴趣的对象 (101) 的二维或三维图像, 所述第二探测数据用作校准数据;

其中, 所述第一探测数据对应于所述感兴趣的对象 (101) 内的第一氧浓度; 并且

其中, 所述第二探测数据对应于所述感兴趣的对象 (101) 内的第二氧浓度, 其与所述第一氧浓度不同。

2. 如权利要求 1 所述的光学检查装置 (100),

还包括光辐射源 (102), 适于发射初级光辐射到所述感兴趣的对象 (101)。

3. 如权利要求 1 所述的光学检查装置 (100),

其中, 所述第一探测数据对应于所述感兴趣的对象 (101) 的收缩期; 并且

其中, 所述第二探测数据对应于所述感兴趣的对象 (101) 的舒张期。

4. 如权利要求 3 所述的光学检查装置 (100),

还包括心电图单元 (105), 适于在通过所述探测器单元 (103) 探测所述第一辐射和所述第二辐射时采集所述感兴趣的对象 (101) 的心电图数据;

其中, 所述确定单元 (104) 适于标识所述收缩期并且因此标识所述第一探测数据, 以及适于基于所述心电图数据标识所述舒张期并且因此标识所述第二探测数据。

5. 如权利要求 1 所述的光学检查装置 (100),

其中, 所述确定单元 (104) 还适于基于所述第一辐射和所述第二辐射的时间特性来重构所述感兴趣的对象 (101) 的血液动力学参数。

6. 如权利要求 1 所述的光学检查装置 (100), 适于作为光学乳房造影装置。

7. 如权利要求 1 所述的光学检查装置 (100),

其中, 所述探测器单元 (103) 是空间分辨探测器。

8. 如权利要求 1 所述的光学检查装置 (100),

其中, 所述探测器单元 (103) 是频率分辨探测器或能量分辨探测器。

9. 如权利要求 1 所述的光学检查装置 (100),

其中, 所述探测器单元 (103) 是时间分辨探测器。

10. 一种利用光学检查装置 (100) 来检查感兴趣的对象 (101) 的方法, 所述方法包括步骤:

探测来自所述感兴趣的对象 (101) 的第一辐射和第二辐射, 导致第一探测数据和第二探测数据;

基于所述第一探测数据和所述第二探测数据的比率来重构所述感兴趣的对象 (101) 的二维或三维图像;

其中, 所述第一探测数据对应于所述感兴趣的对象 (101) 内的第一氧浓度; 并且

其中, 所述第二探测数据对应于所述感兴趣的对象 (101) 内的第二氧浓度, 其与所述第一氧浓度不同。

11. 如权利要求 10 所述的方法, 还包括步骤:

在探测所述第一辐射和所述第二辐射时采集所述感兴趣的对象(101)的心电图数据；
标识收缩期并且因此标识所述第一探测数据；以及
基于所述心电图数据标识舒张期并且因此标识所述第二探测数据。

12. 一种用于利用光学检查装置(100)来检查感兴趣的对象(101)的图像处理器件,所述图像处理器件包括：

存储器,用于存储第一探测数据和第二探测数据；

确定单元(104),适于：

基于所述第一探测数据和所述第二探测数据的比率来重构所述感兴趣的对象(101)的二维或三维图像,所述第二探测数据用作校准数据；

其中,所述第一探测数据对应于所述感兴趣的对象(101)内的第一氧浓度；并且

其中,所述第二探测数据对应于所述感兴趣的对象(101)内的第二氧浓度,其与所述第一氧浓度不同。

13. 一种检查感兴趣的对象(101)的设备,包括：

探测来自所述感兴趣的对象(101)的第一辐射和第二辐射,导致第一探测数据和第二探测数据的装置；

基于所述第一探测数据和所述第二探测数据的比率来重构所述感兴趣的对象(101)的二维或三维图像的装置,所述第二探测数据用作校准数据；

其中,所述第一探测数据对应于所述感兴趣的对象(101)内的第一氧浓度；并且

其中,所述第二探测数据对应于所述感兴趣的对象(101)内的第二氧浓度,其与所述第一氧浓度不同。

光学层析成像装置

[0001] 本发明涉及光学成像领域。尤其是,本发明涉及用于对感兴趣的对象进行光学检查的光学检查装置、用光学检查装置检查感兴趣的对象的方法、图像处理器件、计算机可读介质和程序元件。

[0002] 光学层析成像是用于乳腺肿瘤的早期探测的最有希望的方法之一。该方法基于患病组织的光学性质的变化。对于大多类型的肿瘤,两种结果是典型的:首先,肿瘤组织中的血液浓度提高,并且其次,血液氧合作用降低。因此,一些肿瘤显示出增加的血管化和缺氧症,即,低的氧合作用。这样,血容量或等同地全血红蛋白(Hb)浓度和组织的氧合作用是潜在的肿瘤的标志。

[0003] 两个量都能构从在多个近红外波长的吸收测量确定,因为氧合-Hb和脱氧-Hb的吸收谱是不同的。对于氧合作用和Hb浓度的空间分辨测量,层析成像数据的采集和随后的图像重构可能是必须的。然而,利用NIR-光的层析成像测量中的困难是散射支配光在组织中的传播。为了进行成功的图像重构,对数据的彻底的校准可能是必须的。

[0004] 必须通过数据校准解决的典型问题是:光学器件的透射、将光耦合到组织中的变化、源和探测器光纤的位置的变化。与测量设备相关的许多校准因素能够通过对已知参考对象的参考测量来确定。此参考对象应该与测量对象尽可能的相似。

[0005] 对采集的数据进行改进的校准是期望的。

[0006] 根据本发明的示例实施例,可以提供用于对感兴趣的对象进行光学检查的光学检查装置,所述光学检查装置包括适于探测来自感兴趣的对象的第一辐射和第二辐射的探测器单元,导致第一探测数据和第二探测数据。此外,可以提供确定单元,适于基于所述第一探测数据和所述第二探测数据的比率来重构所述感兴趣的对象的二维或三维图像,所述第二探测数据用作校准数据,其中,所述第一探测数据对应于所述感兴趣的对象内的第一氧浓度,并且其中,所述第二探测数据对应于所述感兴趣的对象内的第二氧浓度,其与所述第一氧浓度不同。

[0007] 因此,根据本发明的此示例实施例,可以提供对探测数据的校准,其使用从相同对象采集的探测数据。第一辐射可以称作图像辐射而第二辐射可以称作校准辐射。换句话说,不使用另外的介质校准数据。因此,可以改善校准,因为感兴趣的对象和参考介质(其与感兴趣的对象相同)的光学性质在整个波长范围等同。

[0008] 应当注意,所述第一测量数据可以不仅涉及单个测量,而且可以涉及例如在不同照明条件的多个测量。相应地,所述第二探测数据可以不仅涉及另一个单个测量,而且可以涉及例如在不同的照明条件的多个测量。

[0009] 根据本发明的另一示例实施例,所述光学检查装置还包括适于发射原(primary)光辐射到感兴趣的对象的光辐射源。

[0010] 因此,可以发射初级辐射束到感兴趣的对象。初级辐射束可以例如具有近红外波长并可以被导引到感兴趣的对象内的特定区域。此外,初级辐射束可以包括不同波长的强度受到调制的激光。然而,对于执行本发明,调制初级辐射束和使用不同波长不是必须的。

[0011] 根据本发明的另一示例实施例,所述确定单元适于基于所述第一探测数据和所述

第二探测数据来重构感兴趣的对象的二维或三维图像。

[0012] 根据本发明的另一示例实施例,所述第一探测数据对应于感兴趣的对象的收缩期,并且所述第二探测数据对应于感兴趣的对象的舒张期。

[0013] 因此,可以在感兴趣的对象内在高氧(收缩)浓度时采集所述第一探测数据或图像数据,并且在所述感兴趣的对象内在低氧(舒张)浓度时采集所述第二图像数据或校准数据。

[0014] 根据本发明的另一示例实施例,所述光学检查装置还包括心电图单元,适于在通过探测器单元探测所述第一辐射和所述第二辐射时采集感兴趣的对象的心电图数据,其中,所述确定单元适于标识所述收缩期并且因此标识所述第一探测数据以及适于基于所述心电图数据标识所述舒张期并且因此标识所述第二探测数据。

[0015] 例如,感兴趣的对象可以是女性患者的乳房,而 ECG 数据可以通过监控所述患者的心搏来采集。这可以提供自动光学检查,其基于心博周期执行对所述采集的数据的校准。

[0016] 根据本发明的另一示例实施例,所述确定单元还适于基于所述第一辐射和所述第二辐射的时间特性来重构感兴趣的对象的血液动力学参数。

[0017] 例如,不仅计算单个图像而且计算一系列图像,导致反应感兴趣的对象内的动态变化的电影。这样,可以在血液中的低氧浓度阶段时(例如,当患者呼吸具有减小的氧浓度的气体时)采集所述第一数据。多个第二数据组在多个不同的时间间隔采集,每个对应于血液和组织中的不同氧浓度(例如,因为患者已经开始呼吸具有高的氧浓度的气体)。在其间采集所述第二数据组的所述多个时间间隔对应于一系列测量,从该测量可以构成电影。所述电影可以显示,灌注怎样在时间中发展。换句话说,在所述第一时间间隔采集的所述第一数据和所述第二数据组之间的比率示出血管中仅有的变化,而在后来的时间采集的所述第一数据和随后的第二数据组之间的比率示出组织的灌注。

[0018] 这样,根据本发明的此实施例,测量透射和反射。

[0019] 根据本发明的另一示例实施例,所述光学检查装置适于作为光学乳房造影装置。

[0020] 因此,可以提供安全的、无痛的、并且有成本效益的技术用于探测和诊断乳腺癌。

[0021] 因为在光波长处的光子对生物组织无害,其例如是 X 射线光子,所以根据本发明的系统适于医疗应用,因为根据本发明的光学成像方式不损坏人类组织。

[0022] 接下来,将描述光学检查装置的示例实施例。然而,这些实施例也适用于光学检查方法、图像处理器件、计算机可读介质和程序元件。

[0023] 光辐射探测器单元可以是空间分辨探测器。通过将校准程序与探测器(例如电荷耦合器件(CCD)阵列)的空间分辨率组合,可以改善导致的图像的精度。

[0024] 另外地或可选地,所述探测器单元可以是频率或能量分辨探测器。

[0025] 另外地或可选地,所述光探测器单元可以是时间分辨探测器。

[0026] 根据本发明的另一示例实施例,基于所述第一探测数据和所述第二探测数据的比率来确定涉及感兴趣的对象的信息。

[0027] 这可以提供有效和快速的校准程序。

[0028] 根据本发明的另一示例实施例,可以提供一种用光学检查装置来检查感兴趣的对象的方法,所述方法包括步骤:探测来自感兴趣的对象的第一辐射和第二辐射,导致第一探测数据和第二探测数据;以及基于所述第一探测数据和所述第二探测数据的比率来重构所

述感兴趣的对象的二维或三维图像。所述第一探测数据对应于感兴趣的对象内的第一氧浓度,并且所述第二探测数据对应于感兴趣的对象内的第二、不同的氧浓度。

[0029] 应当认为,这可以容许改善对探测数据的校准,其导致改善的图像质量。

[0030] 根据本发明的另一示例实施例,所述方法还包括步骤:在探测所述第一辐射和所述第二辐射时采集感兴趣的对象的心电图数据、标识所述收缩期并且因此标识所述第一探测数据、基于所述心电图数据标识所述舒张期并且因此标识所述第二探测数据。

[0031] 根据本发明的另一示例实施例,可以提供一种用于利用光学检查装置来检查感兴趣的对象的图像处理器件,所述图像处理器件包括:存储器,用于存储第一探测数据和第二探测数据;以及确定单元,适于基于所述第一探测数据和所述第二探测数据的比率来重构所述感兴趣的对象的二维或三维图像,所述第二探测数据用作校准数据。

[0032] 根据本发明的另一示例实施例,可以提供一种计算机可读介质,其中存储有利用光学检查装置来检查感兴趣的对象的计算机程序,当由处理器执行时,该程序适于执行上述的方法步骤。

[0033] 本发明还涉及检查感兴趣的对象的程序元件,当由处理器执行时,该程序元件适于执行上述方法步骤。所述程序元件可以存储在计算机可读介质上并可以装入数据处理器的存储器中。所述数据处理器可以因此配备为执行本发明的方法的示例实施例。计算机程序可以用任何合适的程序语言编写,例如 C++,并且可以存储在计算机可读介质上,例如 CD-ROM。还有,计算机程序可以是可从诸如 WorldWideWeb 的网络访问的,它可以从网络下载到图像处理单元或处理器,或任何合适的计算机。

[0034] 在光学层析成像中提供对数据的校准而不使用额外的校准介质,可以看作是本发明的示例实施例的要旨。根据本发明的示例实施例,感兴趣的对象用于校准,其中,在感兴趣的对象的高氧合期采集所述图像数据,并且其中,在感兴趣的对象的低氧合期采集所述校准数据。这可以提供改善的校准并导致改善的图像质量。

[0035] 从参照下述的实施例的说明,本发明的这些和其它方面会变得明显。

[0036] 下面将参照附图描述本发明的示例实施例。

[0037] 图 1 示出根据本发明的示例实施例的光学检查装置的简化的图示;

[0038] 图 2 示出包括感兴趣的对象的收缩和舒张期的多心博时的吸收曲线的图示;

[0039] 图 3 示出根据本发明的方法的示例实施例的流程图;

[0040] 图 4 示出根据本发明的用于执行根据本发明的方法的示例实施例的图像处理器件的示例实施例。

[0041] 图样中的示例是示意性的。在不同的图样中,以相同的参考数字表示相似或相同的元件。

[0042] 下面,参照图 1,将详细描述根据本发明的示例实施例的光学检查装置 100。用于检查诸如例如是组织的感兴趣的对象 101 的光学检查装置 100 包括光辐射源 102、探测单元 103、确定单元 104 以及作为可选物的心电图单元 105。

[0043] 光辐射源 102 可以包括一个或多个激光器或光电二极管 106、107、108,每一个适于发射特定的波长。每一个发射的波长可以是红外的或近红外的波长,例如在 500nm 和 1500nm 之间。发射的光束可以通过光纤 109、110、111 传送到耦合器 112。光纤耦合器 112 可以适于耦合三根光纤 109、110、111 并适于通过对成像区域的直接照明来发射组合的光

113 到感兴趣的对象 101。

[0044] 然而,检查装置可以使用更多的光纤作为源,例如 255 根光纤,并且例如 255 根光纤用于探测。根据本发明的示例实施例,光纤装配在杯形的测量腔室的壁上。用连续波将源光纤顺序地点亮,并同时记录所有探测器的信号。例如,可以使用三个不同的波长。

[0045] 应当注意,代替光纤或除了光纤 109、110、111 外,可以使用诸如透镜(图 1 中未描绘)的其它光学元件用于传送光到感兴趣的对象 101。此外,可以使用滤光器、反射镜、光圈、调制器用于预处理光。然而,根据本发明的示例实施例,可能需要一个单波长。

[0046] 由光辐射源 102 发射的光撞击到样品 101 上并传播通过它。由于光传播的漫射性质,感兴趣的对象 101 发射透射的辐射 114、115、116。

[0047] 从感兴趣的对象 101 发射的光可以由光收集光学器件(图 1 中未描绘)进一步处理,光收集光学器件可以包括诸如透镜、反射镜、以及滤光镜的光学元件。

[0048] 光可以在发射滤光器(图 1 中未描绘)中被滤光。能够由一个或一系列光学滤光器将任何背景辐射从收集路径上除去。

[0049] 然后,来自感兴趣的对象 101 的光由探测器元件 117、118、119 探测,合适的探测器元件可以是 CCD 相机、光电二极管、雪崩光电二极管、或倍增管形式。可以执行对探测信号的放大并可以将探测的信号转换成数字信号。

[0050] 探测的信号然后通过传输线 121 传输到确定单元 104,探测的信号包括对应于感兴趣的对象内的第一氧浓度的第一探测数据和对应于感兴趣的对象内的第二氧浓度(其与第一氧浓度不同)的第二探测数据。

[0051] 确定单元 104 可以(经由线 122)耦合到适于经由线 120 测量感兴趣的对象 101 的心博周期的心电图单元 105。此心电图数据然后可以用于标识感兴趣的对象的心脏的舒张期和收缩期,导致对第一探测数据和第二探测数据的标识。

[0052] 确定单元 104 适于基于(高氧)图像数据和(低氧)校准数据来重构感兴趣的对象的两维或三维图像。

[0053] 重构算法例如基于 Rytov 近似,其是基于一级微扰理论的漫射方程的线性近似。微扰的基线由导致第一探测数据($\Phi_0(x_d, x_s)$)的第一测量定义。利用 Rytov 近似,第二探测数据($\Phi(x_d, x_s)$)和第一探测数据($\Phi_0(x_d, x_s)$)之间的吸收系数 $\delta\mu$ 的变化能够写为

$$[0054] \quad \ln \frac{\Phi(x_d, x_s)}{\Phi_0(x_d, x_s)} = c \int \delta\mu(x) \frac{G(x, x_d)G(x, x_s)}{G(x_d, x_s)} dx$$

[0055] 其中 x_s 和 x_d 分别指源和探测器的位置。 $G(x, x_s)$ 是针对在 x_s 的点源在点 x 处的 Green 函数。 C 是常数,依赖于在第一氧浓度时感兴趣的对象的光学性质。现在,必须解出上述方程的 $\delta\mu$,其然后导致感兴趣的对象的图像。

[0056] 然而,为了成功的图像重构,必须对数据进行彻底的校准。因此,使用参考测量校准数据。从测量数据和参考数据的比率,能够重构参考介质和乳房之间的衰减中的差异。根据本发明的一方面,参考介质是感兴趣的对象本身(即,例如乳房),只是在乳房内的血液的不同氧浓度。因此,在参考介质的光学性质和感兴趣的对象的光学性质之间没有失配(因为它们相同)。

[0057] 换句话说,从感兴趣的对象采集了两组数据,一组对应于心脏的收缩期,而另一组对应于心脏的舒张期。两组数据组的比率仅依赖于与收缩和舒张期之间的血液氧合作用和 Hb

浓度相关的衰减的差异。以这种方式,不但类似光纤传输、探测器灵敏度等的测量系统的系统因素消除了,而且参考介质和感兴趣的对象之间的失配以及组织的任何静态不均一性也消除了。这可以相当大地简化血液参数的图像重构。

[0058] 可选地,能够用并行的 ECG 记录时间分辨地存储数据。信号的调制然后可以用于追溯地确定收缩和舒张期。此外,整个时间特性可以用于重构血液动力学。

[0059] 通过增加辐射源的数量,可以区别血容量中的变化和氧饱和度中的变化。

[0060] 应当注意,根据本发明,不必使用多个不同的波长。一个单波长是足够的。此外,根据本发明的一方面,对于探测,不需要谱线分辨率。此外,应当注意,第一和第二数据可以不对应于心脏的收缩和舒张期,而是对应于正常呼吸的阶段和其间患者屏住呼吸的第二阶段(为了降低血液中的氧浓度)。

[0061] 可以在感兴趣的对象附近在不同区域执行数据采集(测量反射/透射),在此采集期间,不执行照明条件中的变化。然后,可以在感兴趣的对象附近在(相同的或另外的)不同的区域执行随后的数据采集,但是改变照明条件。所有的这些数据采集导致第一探测数据。然后在不同的氧浓度执行相同的数据采集系列,导致第二探测数据。

[0062] 也可以通过类似呼吸具有不同氧浓度的气体的其它方式来影响氧合作用。

[0063] 此外,也可以通过药物或生理过程(例如,锻炼(肌肉)、刺激/活动(大脑))来改变氧合作用和血容量。

[0064] 然而,在这些情况的任何一种情况下,第一数据组将对应于氧合作用和血容量的一种状态,而第二数据组将对应于氧合作用和血容量的另一种状态。

[0065] 通过在动力学过程采集一系列第二数据组,能够研究动力学过程,而第一数据组将在对象的静止状态采集。

[0066] 图 2 示出吸收数据,包括感兴趣的对象的收缩和舒张期。横轴 201 表示时间,纵轴 202 表示由曲线 203 表示的组织的吸收。对应的心电图数据由对应于感兴趣的对象的收缩期的间隔 204、205、206 和对应于感兴趣的对象的舒张期的间隔 207、208、209 表示。曲线 203 表示测得的数据组,包括在多个心博周期测得的数据。

[0067] 如可以从图 2 看到的,在收缩和舒张期之间吸收发生改变。

[0068] 图 3 示出根据本发明的示例实施例的流程图。方法在步骤 1 开始,通过光辐射源向感兴趣的对象发射初级光辐射。

[0069] 然后,在步骤 2,执行数据采集。探测器单元探测来自感兴趣的对象的图像辐射和校准辐射,导致第一探测数据和第二探测数据。

[0070] 然后,在步骤 3,确定第一探测数据和第二探测数据之间的比率用于校准。

[0071] 在步骤 4,基于比率执行对感兴趣的对象的图像重构。

[0072] 方法在步骤 5 结束。

[0073] 图 4 描绘根据本发明的用于执行根据本发明的方法的示例实施例的图像处理器件的示例实施例。图 4 中描绘的图像处理器件 400 包括中央处理单元(CPU)或连接到用于存储描绘诸如乳房或其它组织块的感兴趣的对象的图像的存储器 402 的图像处理器 401。数据处理器 401 可以连接到用于诸如光学层析成像器件的诊断器件的多个输入/输出网络。数据处理器 401 还可以连接到显示器件 403,例如计算机监视器,用于显示信息或在数据处理器 401 中计算或调整的图像。操作员或用户可以经由键盘 404 和/或其它输出器件

（图 4 中未描绘）与数据处理器 401 互动。

[0074] 此外,经由总线系统 405,将图像处理和控制处理器 401 连接到例如监控感兴趣的对象的运动的运动监控器也是可能的。例如,运动传感器可以是呼出传感器或心电图单元。

[0075] 本发明的示例实施例可以作为给图像工作站的软件可选物销售。

[0076] 应当注意,术语“包括”不排除其它的元件或步骤且“一个”不排除多个,并且应当注意,单个处理器或系统可以执行权利要求中所述的数个构件或单元的功能。还可以组合结合不同的实施例描述的元件。

[0077] 还应当注意,权利要求中的任何参考符号不应视为对权利要求的范围的限制。

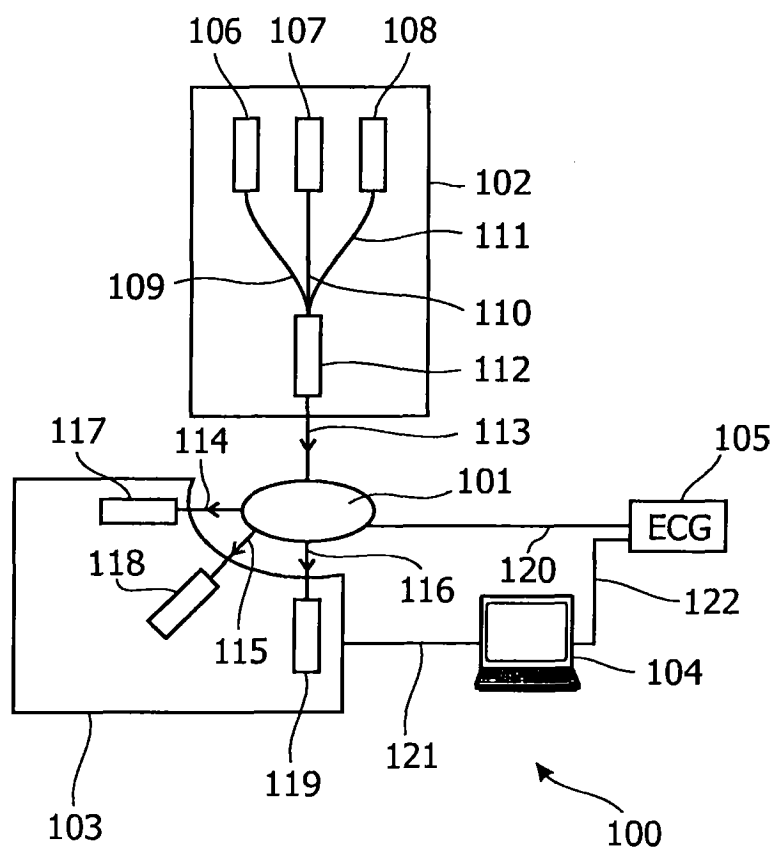


图1

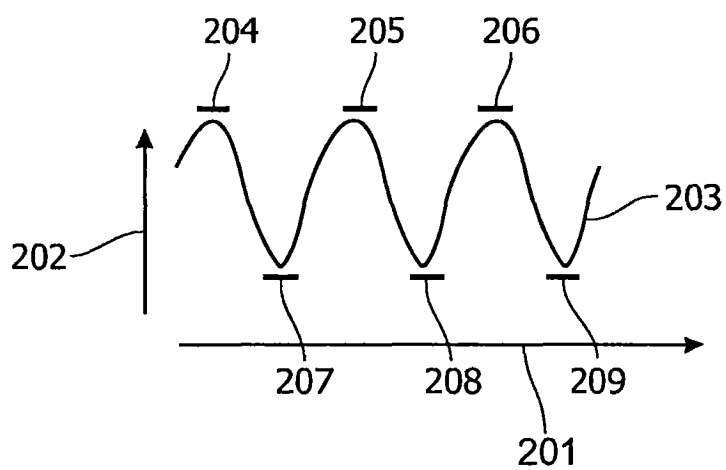


图2

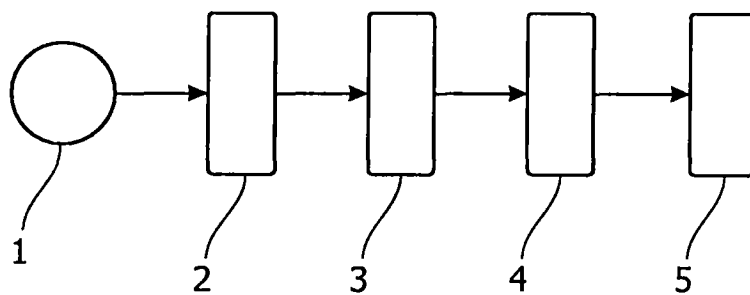


图3

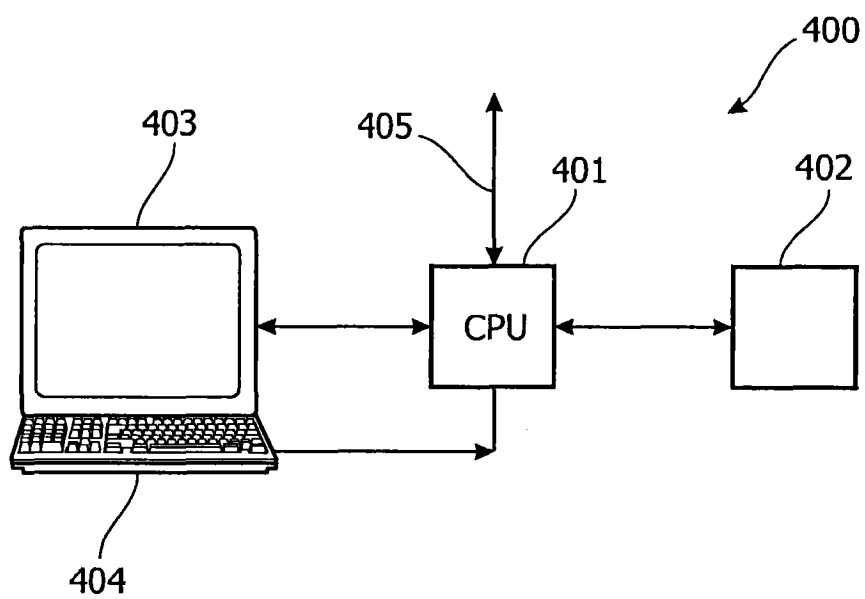


图4