



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102802509 A

(43) 申请公布日 2012. 11. 28

(21) 申请号 201080028707. 3

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010. 05. 20

A61B 5/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

61/181, 538 2009. 05. 27 US

61/264, 919 2009. 11. 30 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 12. 27

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2010/035604 2010. 05. 20

(87) PCT申请的公布数据

W02010/138385 EN 2010. 12. 02

(71) 申请人 美国亚德诺半导体公司

地址 美国马萨诸塞州

(72) 发明人 S·德里韦拉

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 陈华成

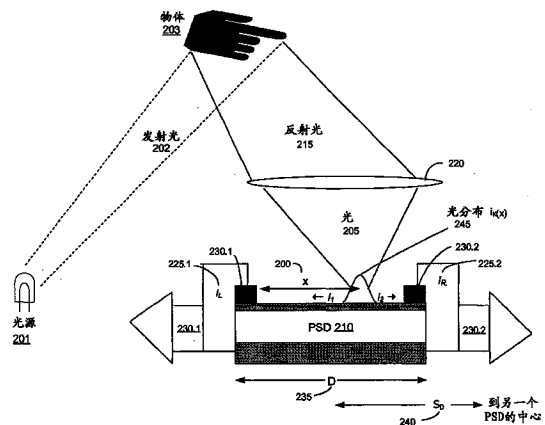
权利要求书 3 页 说明书 10 页 附图 10 页

(54) 发明名称

多用途光学传感器

(57) 摘要

一个或多个电磁辐射源,如发光二极管,可以向一空间体积中发射电磁波。当物体进入该空间体积时,电磁波可以从该物体反射并且在穿过位于与该源成已知距离的如玻璃、塑料透镜或者针孔的成像光学系统之后入射到一个或多个位置敏感检测器。混合信号电子器件可以处理在该位置敏感检测器处检测到的信号,以计算位置信息和总的反射光强度,这可被用于医学以及其它应用。透明屏障可以将该源和检测器与进入该空间体积并反射发射波的物体分开。还提供了方法和装置。



1. 一种装置,包括:
向一空间体积中发射电磁辐射的源,所述源被调制以减小环境辐射对测量的影响;
位置敏感检测器,其测量从所述空间体积中的物体反射的电磁辐射的位置;以及
电子器件,其基于测得的反射辐射的位置计算所述空间体积中的物体的位置。
2. 根据权利要求1所述的装置,其中当所述物体移动时,更新所计算出的所述物体的位置。
3. 根据权利要求1所述的装置,其中所述电子器件还计算反射辐射的强度。
4. 根据权利要求1所述的装置,其中所述源和所述位置敏感检测器共同定位在二维平面上。
5. 根据权利要求1所述的装置,其中所述源和所述位置敏感检测器共同定位在一个装置中。
6. 根据权利要求1所述的装置,还包括在所述物体和所述位置敏感检测器之间的透明屏障,其中所述反射辐射穿过所述透明屏障传播。
7. 根据权利要求1所述的装置,其中在时域中调制所述源和所述位置敏感检测器。
8. 根据权利要求1所述的装置,其中在频域中调制所述源。
9. 根据权利要求6所述的装置,其中所述源与所述位置敏感检测器共同定位在所述透明屏障的同一侧上。
10. 根据权利要求9所述的装置,其中所述源被配置成发射辐射穿过所述透明屏障。
11. 根据权利要求10所述的装置,其中当物体接触所述透明屏障的表面时,所述位置敏感检测器测量从所述物体反射的电磁辐射的位置,并且所述电子器件计算所述物体在所述透明屏障的表面上的移动。
12. 根据权利要求10所述的装置,其中当所述物体在所述空间体积和所述透明屏障的表面之间移动时,所述电子器件能够连续地计算移动。
13. 一种装置,包括:
多个源,在多个方向上发射电磁辐射穿过透明屏障,一些辐射进入所述透明屏障的第一侧后面的空间体积中;
所述透明屏障的第二侧后面的位置敏感检测器,其测量从至少一个物体反射的电磁辐射的位置和强度,所述源被调制以减小环境辐射对测量的影响,并且在所述位置敏感检测器处识别来自不同源的辐射;以及
电子器件,其基于测得的反射辐射的位置计算所述至少一个物体的位置,并且基于来自所述多个源的反射辐射的强度比较,辨别所述至少一个物体位于所述空间体积中,还是位于所述透明屏障的第一侧的表面上。
14. 根据权利要求13所述的装置,其中当所述至少一个物体移动时,更新所计算出的所述至少一个物体的位置。
15. 根据权利要求13所述的装置,其中所述电子器件还基于反射光强度的变化计算所述至少一个物体对所述透明屏障施加的压力。
16. 根据权利要求13所述的装置,其中当所述至少一个物体是生物体的身体部位时,所述电子器件还根据所述反射光强度的变化计算光电容积描记。
17. 根据权利要求16所述的装置,其中所述电子器件还根据所述光电容积描记计算所

述生物体的心率。

18. 根据权利要求 16 所述的装置,其中每个源发射具有唯一波长的电磁辐射。

19. 根据权利要求 18 所述的装置,其中所述电子器件还计算充氧的度量。

20. 根据权利要求 13 所述的装置,其中所述电子器件被配置成基于测得的反射辐射的位置指示用户将所述至少一个物体移动到哪里,以提高反射光强度。

21. 根据权利要求 13 所述的装置,其中所述电子器件还计算所述至少一个物体的距离。

22. 根据权利要求 13 所述的装置,其中所述电子器件基于测得的从每个物体反射的辐射的位置计算多个物体的位置,并且基于从每个物体反射的来自所述多个源的辐射的强度比较,辨别每个物体位于所述空间体积中,还是位于所述透明屏障的第一侧的表面上。

23. 根据权利要求 22 所述的装置,其中每个源向所述空间体积的不同子区域中发射辐射,每个物体位于所述不同子区域中的唯一子区域中,并且当每个物体移动时更新计算出的每个物体的位置。

24. 一种装置,包括:

发射电磁辐射穿过透明屏障的源;

在所述透明屏障的第一侧后面的位置敏感检测器,其测量从位于所述透明屏障的第二侧的表面上生物体的身体部位反射的电磁辐射的位置和强度,所述源被调制以减小环境辐射对测量的影响;以及

电子器件,其基于测得的反射辐射的位置计算所述身体部位在所述透明屏障的表面上位置,并且根据反射光强度的变化计算光电容积描记。

25. 根据权利要求 24 所述的装置,其中当所述身体部位移动时,更新所计算出的身体部位的位置。

26. 根据权利要求 24 所述的装置,其中所述电子器件还根据所述光电容积描记计算所述生物体的心率。

27. 根据权利要求 24 所述的装置,还包括多个源,每个源发射具有唯一波长的电磁辐射,所述源被调制以在所述位置敏感检测器处识别反射辐射的源。

28. 根据权利要求 27 所述的装置,其中来自第一源的辐射的波长大约为 660nm,而来自第二源的辐射的波长大约为 900nm。

29. 根据权利要求 27 所述的装置,其中所述电子器件还计算充氧的度量。

30. 根据权利要求 26 所述的装置,其中所述电子器件被配置为指示用户将所述身体部位移动到哪里,以提高反射光强度。

31. 根据权利要求 24 所述的装置,其中所述装置是计算装置。

32. 根据权利要求 31 所述的装置,其中所述计算装置是便携式的。

33. 根据权利要求 32 所述的装置,其中所述计算装置是个人数字助理。

34. 根据权利要求 15 所述的装置,其中所述装置是电子装置。

35. 根据权利要求 34 所述的装置,其中所述电子装置是显示器。

36. 一种方法,包括:

从源向空间体积中发射电磁辐射;

从所述空间体积中的物体反射所发射的辐射;

在位置敏感检测器处检测反射辐射的位置；
调制辐射的发射和检测以减小环境辐射对检测的影响；以及
根据检测到的反射辐射的位置计算所述物体在所述空间体积中的位置。

37. 根据权利要求 34 所述的方法，其中计算所述物体的位置包括当所述物体移动时更新所述物体的位置。

38. 一种方法，包括：

在多个方向上从多个源发射电磁辐射穿过透明屏障，一些辐射进入所述透明屏障的第一侧后面的空间体积中；

从所述透明屏障的第一侧后面的物体反射所发射的辐射；

在所述透明屏障的第二侧后面的位置敏感检测器处检测反射辐射的位置和强度；

调制所述辐射以减小环境辐射对检测的影响，并且在所述位置敏感检测器处识别来自不同源的辐射；

根据检测到的反射辐射的位置计算所述物体的位置；

比较来自所述多个源的反射辐射的强度；以及

基于所述比较识别所述物体位于所述空间体积中还是位于所述透明屏障的第一侧的表面上。

39. 一种方法，包括：

从源发射电磁辐射穿过透明屏障；

从位于所述透明屏障的第一侧的表面的生物体的身体部位反射所发射的辐射；

在所述透明屏障的第二侧后面的位置敏感检测器处检测反射辐射的位置和强度；

调制所述辐射以减小环境辐射对检测的影响；

根据检测到的反射辐射的位置计算所述身体部位在所述表面上的位置；以及

根据反射辐射强度的变化计算光电容积描记。

40. 根据权利要求 39 所述的方法，还包括：

从具有唯一波长的多个源发射电磁辐射穿过所述透明屏障，所述源被调制以在所述位置敏感检测器处识别反射辐射的源；

比较来自每个源的反射辐射强度；以及

从所述比较计算充氧的度量。

多用途光学传感器

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请根据 35U. S. C. § 119 要求于 2009 年 5 月 27 日提交的、标题为“APPLICATIONS FOR POSITION MEASUREMENT SYSTEMS USING POSITION SENSITIVE DETECTORS”的 61/181,538 号美国临时申请以及 2009 年 11 月 30 日提交的、标题为“MULTIUSE OPTICAL SENSOR”的 61/264,919 号美国临时申请的优先权。这两个临时申请的全部内容通过引用包含在本文中。

背景技术

[0003] 光学传感技术已经被用于在二维和三维中定位和跟踪物体的移动。2008 年 12 月 3 日提交的、标题为“Method of Location an Object in 3D”的 12/327,511 号美国专利申请以及 2009 年 5 月 5 日提交的、标题为“Optical Distance Measurement by Triangulation of an Active Transponder”的 12/435,499 号美国专利申请提供了关于可以如何使用光学感测技术定位和跟踪物体的例子和细节。这两个专利申请的内容通过引用包含在本文中。

[0004] 一些光学系统通过将一或多个光源设置在第一物体中,并且将一或多个位置敏感光检测器设置在第二物体中,来定位和跟踪物体。然后可以基于检测到的从光源直接入射到检测器的光的位置,使用三角法或其它数学计算,计算出第一物体相对于第二物体的位置。这些光学系统可能局限于跟踪安装了补充的光源或检测器的物体。现有的医疗装置,如光学心率监视器和血氧水平测量装置,使用光源、光检测器以及简单的光电检测器几何学来计算心率或测量血氧水平。

[0005] 这些现有的光学脉冲血氧计和心率监视器通过使用户将透明的身体部位(如指尖、耳垂)设置在光源和检测器之间来工作。由于动脉血管随着每次心跳扩张和收缩,所以通过该身体部位的光量变化。可以基于在检测器处检测到的光的变化测量用户的心跳。因为对于不同的颜色,含氧血和缺氧血的吸收率不同,所以使用不同颜色的光来测量血氧水平。在血氧监视器中,将测量“锁定”到心跳信号可以允许在一定程度上抑制来自动脉外部的停滞血液的干扰信号。

[0006] 为了使这些现有脉冲血氧计和心率监视器提供可靠的结果,制造商将光源和检测器与透明身体部位齐平或靠近设置。这么做防止环境光到达检测器,这种环境光会引起信号干扰和不准确结果。通常利用机械装置,如夹具或弹簧,将光源和检测器靠近身体部位设置,这还需要额外的维护。制造商还尝试通过实施各种算法来减小导致不准确结果的其它误差源如在心率/光电容积描记(PPG)和血氧饱和度测量期间身体部位的移动的影响,从而“猜测”并减小由身体部位移动引起的误差。

[0007] 另一种光学物体定位和跟踪技术被用在一些光学鼠标中。在该传统技术中,光从物体(在此情况下为计算机鼠标)底部的光源发射;从另一个物体的表面(如桌面或鼠标垫)反射;并且被相对小像素计数的 CMOS 照相机检测,当与光流算法耦合时该照相机的输出产生准确的速度测量结果。然而,该现有技术对来自环境光的干扰敏感,并且不能在来自外部源的干扰光能够到达检测器的情况下使用。

[0008] 需要一种不受来自环境光的干扰的影响并且能够跟踪不安装有补充光源或检测器的物体的光学位置和移动跟踪装置。该需要适用于光学鼠标应用以及医学信息（如 PPG）的测量。还需要将位置跟踪信息与医学测量结合，从而可以直接从 PPG 数据去除来自身体部位移动的移动误差而不通过“猜测”算法。还需要使用位置测量信息以引导用户将其身体部位重新定位到最佳测量位置。还需要在从源发射的光被物体或身体部位反射并且在检测器处被检测的“反射模式”中进行这些功能中的每一个，以避免与将物体设置在光源和检测器之间或者将光源或检测器固定到物体有关的机械设计和维护问题。

附图说明

[0009] 图 1 示出用于测量在一维位置敏感装置上聚焦光的位置的方法。

[0010] 图 2 示出用于测量在二维位置敏感装置上聚焦光的位置的方法。

[0011] 图 3 示出在一实施例中用于计算物体的位置的方法。

[0012] 图 4 示出两个光源发射的调制光被反射到光检测器中的实施例。

[0013] 图 5 示出实施例的电子器件配置。

[0014] 图 6 示出与移动物体有关的光源和检测器的示例性配置。

[0015] 图 7 示出两个光源以可能不同的波长发射光并且可以被调制，从而被唯一识别的实施例。

[0016] 图 8 示出光源可以被定位成向透明屏障中发射光波的另一个示例性配置。

[0017] 图 9 示出 PPG 强度和重心运动随时间相对变化的示例性图。

[0018] 图 10 示出在一实施例中可以测得的示例性数据。

具体实施方式

[0019] 本发明的实施例能够从身体部位反射的光测量接近性、运动和医学诊断功能，并且可以结合到紧凑的手持装置中。在本发明的实施例中，一个或多个电磁辐射（还可互换地称为光）源，如发光二极管，可向空间体积中发射电磁波。在一实施例中，当物体进入到该空间体积时，该电磁波可以从该物体反射，并且在穿过成像光学器件之后入射到一个或多个位置敏感检测器。成像光学器件可以包括位于与该源和 / 或检测器成已知距离的玻璃、塑料或者针孔透镜。透明屏障可以将该源和检测器与进入该空间体积并反射发射波的物体分开。混合信号电子器件可以处理在该位置敏感检测器处检测到的信号，以计算该物体的位置以及由该物体反射的光的强度。该物体可以是能够反射光的任何物，例如包括手指、身体、树和车辆。

[0020] 该计算可以在物体沿着透明屏障并且在该透明屏障周围的空间体积中移动时，测量该物体的位置以及光的反射强度。所述电子器件还可被用于从该位置和 / 或反射强度结果计算附加信息，包括：该物体与检测器的接近性；弹性物体对透明屏障表面施加的压力；以及在该物体是身体部位情况下的包括心率、光电容积描记（PPG）或血氧含量的医学信息。在一实施例中，可以在时域或频域中调制该源和位置敏感检测器，以防止来自环境电磁辐射的干扰并区分来自不同光源的信号。

[0021] 本发明的实施例包括能够多模态的单个装置和信号链。沿着屏障表面、在“空气”中移动的物体的位置信息或者此二者可以被跟踪，并且可以计算物体相对于一位置（如屏

障表面)的接近性。还可以计算其它医学信息,如心率、PPG 和血氧含量。

[0022] 在一维光学检测器上定位光点

[0023] 图 1 例示了测量聚焦光 245 在线性位置敏感检测器 (PSD) 210 上的位置 x_{200} 。从光源 201 发射的光 202 可以入射到物体 203,从该物体反射 215,并且穿过聚焦透镜或光圈 220。在穿过透镜 220 之后,聚焦光 205 可以以光分布 245 落到 PSD 210 上。反射光 215 可以被模型化,好像它是入射到 PSD 210 上的光点。光分布 245 可以在 PSD 210 中生成横向电流 i_1 和 i_2 ,并且在线性 PSD 210 的相对端提供的相应的电触点 230. 1、230. 2 处生成电流 I_L 225. 1 和 I_R 225. 2。横向电流 i_1 和 i_2 可以与反射光 215 成比率。电流 I_L 225. 1 和 I_R 225. 2 可以被相应的放大器 230. 1、230. 2 放大,并且可以被数字化,以进一步由电子器件(未示出)处理。

[0024] 该入射光可以被模型化,好像它是入射在 PSD 210 上的光点。该 PSD 具有长度 D 235。电子器件可以通过运用以下等式计算该斑点的位置 x_{200} :

$$[0025] \quad x = \left(\frac{I_L - I_R}{I_L + I_R} \right) \frac{D}{2} \equiv \left(\frac{I_L - I_R}{I_T} \right) \frac{D}{2}$$

[0026] 在此情况下,电子器件可以从检测器 210 的中心计算 x_{200} 。注意,这遵循以下事实:根据 PSD 210 表面材料的电阻,所产生的总光电流可以在两个触点 230. 1、230. 2 中分布。PSD 210 可以与另一个 PSD(未示出)的中心相距 S_D 240。

[0027] 在二维光学检测器上定位光点

[0028] 图 2 例示了测量聚焦光 260 在二维 PSD 265 上的位置 x_{250} 和 y_{255} 。与前面的例子相似,从光源 201 发射的光 202 可以入射到物体 203,从该物体反射 270,并且穿过聚焦透镜或光圈 275。反射光 270 可以穿过透镜 275,并且成为以光分布 260 落在 PSD 265 上的聚焦光 260,该光分布产生横向电流 $i_1 \dots i_9$,并且在相应的电触点 285. 1、285. 2、285. 3 和 285. 4 处产生电流 I_L 280. 1、 I_R 280. 2、 I_B 280. 3 和 I_F 280. 4。电流 I_L 280. 1、 I_R 280. 2、 I_B 280. 3 和 I_F 280. 4 可以被放大器(未示出)放大,并且可以被数字化以进一步由其它电子器件(未示出)处理。

[0029] 该入射光可以被模型化,好像它是入射在 PSD 265 上的光点。PSD265 具有长度 D_x 270. 1 和 D_y 270. 2。电子器件可以运用以下等式计算斑点 260 的重心的位置 x_{250} 和 y_{255} :

$$[0030] \quad y = \frac{D_y}{2} \left(\frac{I_F - I_B}{I_F + I_B} \right)$$

$$[0031] \quad x = \frac{D_x}{2} \left(\frac{I_L - I_R}{I_L + I_R} \right)$$

[0032] 在此情况下,电子器件可以从检测器 265 的中心计算 x_{250} 和 y_{255} 。在一实施例中,电子器件可以计算对 x_{250} 和 y_{255} 的调节,以调节触点 285 的位置。例如,在一实施例中,触点 285 可以在 PSD 265 的边缘上。然后电子器件可以使用根据坐标几何关系的等式调节 x_{250} 和 y_{255} 的值,从而调节位于 PSD 265 的边缘上的触点 285。在一实施例中,电子器件可以计算对 x_{250} 和 y_{255} 的调节,以调节 PSD 265 的特性。注意,这是遵循以下事实:根据 PSD 265 表面材料的电阻,所产生的总光电流在四个触点 285. 1、285. 2、285. 3 和 285. 4

中分布。PSD 265 可以与另一个 PSD(未示出)的中心相距 S_D 240。

[0033] 可以使用频率或时间调制跟踪多个光源

[0034] 电子器件可以使用时间调制计算多个光源的位置。例如,可以以预定序列接通断开每个光源,使得在任意给定时间只有一个光源被接通。在该实施例中,在规定的的时间间隔期间,可以只测量与特定光源相对应的坐标。因此,电子器件可以基于时间分享计算所有光源的位置数据。在一实施例中,光源可以是脉动的,并且在每个光源脉动时可以对单个光源给出时间窗。电子器件然后可以针对每个时间窗计算每个光源的重心。

[0035] 作为选择,电子器件可以使用频域在光源之间进行区分。例如,可以以唯一的频率 f_k 调制光源。响应于从光源接收到入射光由光学检测器产生的电流 I_L 和 I_R 可以包括由这些调制表征的频率成分,如:

$$[0036] \quad I_L(t) = \sum_{k=\text{sources}} \int i_{lk}(x) \cos[2\pi f_k t] x dx$$

$$[0037] \quad I_R(t) = \sum_{k=\text{sources}} \int i_{rk}(D-x) \cos[2\pi f_k t] (D-x) dx$$

[0038] 在上面的等式中, $i_k(x)$ 代表光学检测器表面上来自每个远处光源的单个斑点的尺寸分布。电子器件可以使用这些等式来解调在每个频率 f_k 与每个 $i_k(x)$ 相对应的左右电流 I_L 和 I_R 。在每个频率解调电流可以分区在 PSD 表面上具有不同频率的光点。然后电子器件可以使用应用于各解调电流 $i_{lL}(x)$ 和 $i_{lR}(x)$ 中的每一个的上述等式计算光源的位置。这样,电子器件可以计算多个调制光源的位置。此外,通过重复计算多个光源的位置,电子器件可以跟踪多个光源位置的变化。

[0039] 计算 X、Y 和 Z 坐标的位置

[0040] 图 3 例示用于基于被物体 321 反射的来自光源 320 的光计算物体 321 的位置 330 的 X350.1 和 Z350.3 平面。在一实施例中,光源 320 发射的光被物体 321 反射,并且被光学器件 380 聚焦,以在 PSD 370 上形成斑点 347.1、347.2。这两个 PSD 370 连接到电子器件(未示出),该电子器件可以包括一个或多个运算放大器以及差分和求和仪表放大器配置,以测量斑点 347.1、347.2 的位置。 S_D 310 是这两个 PSD 370 之间的距离。在一实施例中,可以相对于 PSD 390 的中心测量斑点 347.1、347.2 的位置,作为 X_L 345.1 和 X_R 345.2。

[0041] 在一实施例中,电子器件测量反射光在 PSD 370 的表面的强度分布的重心。如文本中描述的,电子器件可以使用时间或频率调制计算多个光源的位置。如果 f 是可以作为外壳中的狭缝的光圈 380 的焦距,那么电子器件(未示出)可以针对每个 PSD 370,使用以下等式计算成像斑点的位置:

$$[0042] \quad x_L = \frac{f}{Z} \left(X + \frac{S_D}{2} \right)$$

$$[0043] \quad x_R = \frac{f}{Z} \left(X - \frac{S_D}{2} \right)$$

[0044] 其中 X_L 是 345.1, X_R 是 345.2, Z 是 350.3, S_D 是 310。在进行上述计算之后,电子器件从以下等式计算 X350.1:

$$[0045] \quad X = \left(\frac{S_D}{2} \right) \left(\frac{x_L - x_R}{x_L + x_R} \right)$$

[0046] 其中 x_L 是 345.1, x_R 是 345.2, X 是 350.1, S_D 是 310。确定水平位置之后,电子器件可以从 PSD 的输出将 $X_{350.1}$ 和 $Z_{350.3}$ 计算为:

$$[0047] \quad Z = \frac{f}{x_L - x_R} S_D$$

[0048] 其中 x_L 是 345.1, x_R 是 345.2, Z 是 350.3, S_D 是 310。

[0049] 再参考图 1,如果 PSD 270 中的一个或多个是二维的,那么电子器件可以通过以下等式直接计算 $Y_{175.2}$:

$$[0050] \quad Y = \frac{Zy_L}{f} = \frac{Zy_R}{f} = \left(\frac{Z}{f} \right) \left(\frac{y_L + y_R}{2} \right)$$

[0051] 其中, Y 是 175.2, y_L 是 190.4, y_R 是 190.6, Z 是 175.3。通过以上等式,电子器件可以使用响应于来自光源的入射光由一对 PSD 170 产生的电信号计算点光源 130 的位置。

[0052] 在一实施例中,电子器件可以使用补偿光圈 380 的变形的修正计算调节光源的计算位置 330。例如,由于枕形畸变、像散和其它误差源的影响,光圈 380 可以扭曲重心在 PSD 370 表面上的位置。在一实施例中,电子器件可以基于由 PSD 370 的设计引起的变形调节光源的计算位置 330。电子器件可以被校准,以将计算出的调节量调整到光源的位置 330。

[0053] 光源和光检测器的角色可以颠倒

[0054] 图 4 例示了具有两个发射调制光的光源 620 和光检测器 650 的本发明的实施例。两个或多于两个的光源 620 中的每一个可以发射不同波长的光,该光被物体 603 反射并且被光检测器 650 检测,以计算物体 603 的位置 $P(X, Y, Z)$ 以及 / 或者被该物体反射的光的强度。如下所述,光检测器 650 和光源 620 的角色可以互换。

[0055] 可以作为单个装置(如便携式计算装置)的一部分,使用固定间隔 S 的两个光源 620 和单个光检测器 650。由于光圈 670,这两个光源 620.1 和 620.2 可以在光检测器 650 上形成两个斑点。电子器件可以使用本文中公开的方法和设备区分两个不同波长的光源 620。电子器件可以计算 X 和 Y 坐标。计算距离的基本思想相同,并且通过三角法实现。在三角法中,通过链接从每个 LED 出现的、从该物体反射的以及形成其重心被测量的两个图像(每个 LED 一个)的光线,形成两个分开的三角形。可以通过知道 LED 和检测器之间的距离以及透镜的参数来计算坐标 X 、 Y 和 Z 。仍由与上面给出的等式类似的等式给出平均 X 和 Y 坐标:

$$[0056] \quad X = \frac{x_1 + x_2}{2}$$

$$[0057] \quad Y = \frac{y_1 + y_2}{2}$$

[0058] 其中 x_1 625.1 和 x_2 625.2 是两个反射斑点 680 相对于光检测器 650 的中心 655 的位置。

[0059] 利用来自二维光检测器 650 或第二光检测器(未示出)的数据计算 Y 坐标。可以

不同于光检测器 650 定向第二光检测器,并且可以沿着 y 轴定向第二光检测器。可以根据两个三角形的方案测量 Z 坐标。两个三角形的方案还可以在如下实施例中使用:检测器处于中心,两个 LED 在该检测器的两侧,并且这两个 LED 间隔距离 S,这可以和较早情况完全互补。电子器件可以使用所存储的光源 620 的间距 S 的值和所存储的光圈 670 的焦距 f 的值计算物体到检测器的接近性。然后电子器件通过使用以下等式计算 Z:

$$[0060] \quad Z = \frac{f}{(x_2 - x_1)} S$$

[0061] 其中 x_1 625.1 和 x_2 625.2 是两个反射斑点 680.1 和 680.2 的位置。对于如图 4 中所示的不同几何结构,可以使用测得的重心和简单的三角法得到适当的等式。

[0062] 图 5 例示电子器件 710 的实施例。电子器件 710 可以包括一个或多个存储器 720、一个或多个处理器 730 以及电子部件 740。电子器件 710 可以通过输入/输出接口 760 与其它部件通信,可以包括连接到传感器 750 的用于放大光电流并且准备由模拟-数字转换器 770 对它们进行转换的放大器。电子器件 710 可以通信地耦合到一个或多个光学检测器 750 或 PSD(如所例示的)750,或者电子器件 710 可以通信地耦合到电子部件 760,并且电子部件 760 可以直接通信地耦合到一个或多个 PSD 750。电子器件 710 可以通过接收从光学检测器 750 收集的数据计算可移动对象的位置以及/或者反射光强度。在被电子器件 710 接收之前,该数据可以被电子器件 710 外部的电子部件 760 处理。电子器件 710 可以包括模拟-数字转换器 770,用于将来自 PSD 750 和/或电子部件 760 的模拟数据转换为数字数据,以由处理器 730 处理。存储器 720 可以是 RAM 和/或 ROM 以及/或者能够存储和获取指令的任何类型存储器,并且可以包括用于确定一个或多个可移动装置的位置和/或转动的程序指令。处理器 730 可以是计算机处理器、中央处理单元(CPU)或者其它类型的处理装置。

[0063] 多个控制器 710 可以被用于确定可移动装置的位置。电子器件 710 可以只进行确定可移动装置的位置所需的计算的一部分。电子部件 740 和 760 可以包括:运算放大器;放大器;用于测量光点位置的差分 and 求和仪表放大器配置;模拟-数字转换器;各自耦合到 PSD 边缘的一对电流检测器,或者用于二维光检测器的两对电流检测器;用于将电流检测器连接到其它电子部件的布线;用于比较来自每个光检测器的左边缘电流和右边缘电流的一对差分放大器;以及/或者用于实现本发明的功能的其它电子或电气电路。这些电子部件可以以多种方式定位或分组,只要仍可以测量光电流即可。例如,每个光检测器的输出可以有放大器,光检测器可以共享共同的一组放大器,可以没有差分放大器,或者可以有作为控制器的一部分的一个或多个差分放大器。可以完全由一个装置计算可移动装置的位置信息,或者可以将该计算划分到两个或更多个装置中。

[0064] 电子器件 710 可以包括能够分开并跟踪多个光源的单个数字信号处理引擎。电子器件 710 可以接收在与电子器件 710 通信的远处装置处收集的来自 PSD 750 的数据。例如,包含 PSD 750 的游戏遥控器可以将数据从 PSD 750 无线传输到电子器件 710,用于由电子器件 710 计算遥控器的位置或转动。电子器件 710 可以通信地耦合到许多个光学检测器或者 PSD 750 以及/或者光源。电子器件 710 可以被配置为以时间或频率调制光源,使得可以将该光源与它们光源区分。电子器件 710 可以被配置为基于从多个光源接收到的光谱计算物体的转动。

[0065] 在一个实施例中,光检测器可以是 PSD,并且该 PSD 可以是线性光检测器,该线性光检测器提供根据入射光在 PSD 表面上的位置变化的每一端的横向电流(左边缘电流 I_L 和右边缘电流 I_R)。在另一实施例中,PSD 可以是二维的。可以在该 PSD 的各端提供有根据入射光在 PSD 表面上的位置变化的四个电流(左边缘电流 I_L 、右边缘电流 I_R 、后端电流 I_B 和前边缘电流 I_F)。光检测器可以包括其它实施例。

[0066] 在一实施例中,在与光检测器共同的外壳中提供的光学器件可以将来自光源的光在光检测器表面上聚焦成斑点。成像光学器件可以是针孔、狭缝、鱼眼透镜或者趋于将光聚焦在 PSD 上的任何类型的透镜或装置。可以通过确定在 PSD 表面上聚焦的光或斑点的重心并使用成像光学器件的聚焦性质来确定位置信息。

[0067] 可以使用附加的光源和/或检测器以增加定位可移动物体的准确性,增加敏感面积,减小光检测器和/或光源被阻挡的可能性,或者增加反射光强度测量的准确性。可以对光源和检测器进行时间或频率调制,以在光源之间进行区分。

[0068] 图 6 示出与移动物体 10 有关的光源 13 和检测器 14 的示例性配置。在该实施例中,当移动物体在检测器的视场中移动时,可以使用从光源/LED 13 发射、被移动物体 10 反射并且在位置敏感检测器 14 处被检测到的光,跟踪和计算移动物体 10 的位置。有条纹的三角形区域 11 示出从光源 13 发射的电磁波的示例性范围,而实线三角形区域 12 示出位置敏感检测器 14 的示例性视场。在一实施例中,透明屏障 15 可以位于物体 10 与光源 13 和检测器 14 之间。光源 13 和/或检测器 14 还可以包括成像光学器件以提高准确性。该成像光学器件可被用于汇聚从光源 13 发射的光的范围,汇聚检测器 14 的视场,或者此二者。

[0069] 在一实施例中,可以以几 kHz、MHz 或以上的高频率调制来自光源/LED 13 的光 11,并且位置敏感检测器 14 及其相关电子器件可以与调制的光源同步。在一实施例中,在时域或频域中同步检测器 14 和光源 13 的调制可以导致排除通常可能在亚 kHz 范围中具有频率变动的其它形式的电磁辐射,如环境光。还可以将调制用于“解码”和区分来自多个光源的信号,可以独立跟踪每个光源信号的反射。

[0070] 在一实施例中,可以以不同的速率计算物体 10 的位置信息。以几百或者甚至几千赫兹的频率计算物体 10 的位置信息可以进一步增加定位准确性,并且能够跟踪以高速度移动的物体 10,同时减小与基于像素化成像的移动检测技术有关的延迟,如附加的帧处理时间。

[0071] 除了计算位于透明屏障 15 上方和位置敏感检测器 14 的视场内的移动物体 10 的位置信息以外,还可以跟踪和计算沿着透明屏障 15 的表面的位置和施加的压力的变化。当使用相对弹性的物体 10(如手指)并且至少一个光源穿过该屏障时,可以检测施加到该透明屏障表面的压力变化。当由相对弹性物体在透明屏障的表面上施加附加压力时,该弹性物体可以从其原始形状进一步变形以覆盖透明屏障 15 的附加表面面积,结果来自光源的附加的光被反射到检测器中。

[0072] 在一些实施例中,可以使用多个电磁辐射源。可以在时域或频域中唯一地调制从每个光源发射的电磁波,以识别并区分在检测器处测量到的反射波的起始光源。

[0073] 图 7 示出两个源 23 和 25 以不同的频率发射电磁辐射的实施例。有垂直条纹的三角形区域 21 示出从光源 23 发射的红色光波的示例性范围,有水平条纹的三角形区域 27 示出从光源 25 发射的蓝色光波的示例性范围。水平和垂直条纹交叉区域示出红光 21 和蓝光

27 的重叠范围。实线三角形区域 22 示出检测器 24 的视场。

[0074] 在一些实施例中,具有多个唯一调制的光源 23 和 25 可以允许通过基于在检测器处检测到的来自多个光源的反射波的位置对物体的位置进行三角测量来计算三维的位置或运动。在一实施例中,可以计算物体 20 与光源 23 和 25,或者相对于光源 23 或 25 或检测器 24 的其它位置之间的距离。该计算可以基于在检测器处测得的反射波的位置通过对物体的三角测量定位。

[0075] 除了使用在时域或频域中编码的多个 LED 以增强 3D 空间中关于该物体的空间信息以外,还可以将其它调制码应用于不同颜色光的 LED。在此情况下,可以测量关于该物体的光谱信息以及前面描述的空间信息。这种情况的典型例子是如在脉冲血氧测量法中测量血氧,其中使用两个颜色的光(有许多选择,但是通常选择接近 660nm 和 940nm 的波长)对体内血液进行光谱测定。可以独立地测量每个波长的 PPG。该技术可以扩展到许多颜色的光。在一些应用中,所选择的光源波长可以导致更准确的测量。例如,可以使用两个或多于两个的光源来测量血氧水平,每个光源(以不同的波长)产生独立的 PPG 信号。

[0076] 可以从在每个波长测得的 PPG 信号计算脉冲血氧测量法的 PPG 信号(例如,参见图 10)。可以通过计算波长 λ_1 和 λ_2 的 DC 信号水平和 AC 幅度来测量 PPG 信号。比率:

$$[0077] \quad R = \frac{\left(\frac{I_{AC}}{I_{DC}} \right)_{\lambda_1}}{\left(\frac{I_{AC}}{I_{DC}} \right)_{\lambda_2}}$$

[0078] 是饱和和血氧的度量。R 和实际血氧之间的联系可以基于简单的物理理论或者经验测得的 R 和血氧水平之间的拟合。该医学信息可以在一实施例中结合物体跟踪功能提供。

[0079] 图 8 示出另一个示例性实施例,其中光源 32 可以被定位成向透明屏障 34 中发射光波。当物体(如手指)在检测器 33 的视场 31 内触摸透明屏障 34 的表面时,来自光源 32 的光波可以从屏障 34 反射到检测器 33 中。在一实施例中,覆盖透明屏障 34 的物体的相对不透明性和表面面积可以直接影响来自光源 32 的光被反射到检测器 33 中的量。在一实施例中,只有当物体与透明屏障 34 的表面区域的一些部分接触时,来自光源 32 的光被反射到检测器 33 中的量才会改变。在这样的实施例中,如果物体不直接接触透明屏障 34 的表面,那么即使检测器 33 的视场 31 扩展到透明屏障 34 的表面之外,来自光源 32 的光被反射到检测器 33 中的量也不改变。

[0080] 此外,当弹性物体(如手指)按压在该屏障上并且随着该物体与该屏障接触的面积增加,该物体将散射更多的光。这可被用作压力的替代,并且可用于产生压力感测效应,这两者可被用于产生丰富的用户界面(压力可以用于缩放、加亮、拖动效应)。

[0081] 压力测量的另一个重要方面可以涉及 PPG 的测量。例如,如果在手指尖测量 PPG,那么当手指按压在该屏障上时,心跳信号消失。PPG 形状随压力的变化可被用于推导出血压。

[0082] 由于在测量 PPG 时可以跟踪移动,所以可以使用移动信息,通过减小因该移动导致的由检测器测得光强度中的错误读取来改进 PPG 读取。当总光强的测量随时间改变时,可以在计算的强度中考虑因手指的横向移动导致的总强度的变化,从而更准确地测量总强

度的本质变化。在一实施例中,可以通过在移动期间修正测量数据或者丢弃测量数据来考虑移动影响。

[0083] 传统上,PPG 只具有测得的总强度,并且在测量 PPG 时,搏动的动脉的厚度和位置不变。在一实施例中,可以测量搏动的动脉的厚度和位置二者的变化。这些测量可以提供关于动脉顺应性的附加临床信息,其可以与 PPG 测量相关联。

[0084] 图 9 示出 PPG 强度以及在屏障上 PPG 的重心的移动在一个心跳周期中随时间的相对变化的图。虚线示出测得的 PPG 光强度 91 随时间的相对变化。实线示出在屏障上 PPG 测量结果的检测到的重心 92 的移动随时间的相对变化。重心位置图中的相对变化单位大约为 $1 \mu\text{m}$ 。

[0085] 在一些实施例中,可以使用多个光源,每个光源在频域或时域中标记有唯一调制码。如图 6 和图 7 中所示,一些光源可以向空间体积中发射光,同时如图 8 中所示,其他光源可以发射可局限于透明屏障的光。向空间体积中发射光的光源可以被用于测量屏障表面上方的物体的数据,而向透明屏障中发射光的其它光源可被用于测量与该屏障表面接触的物体的数据。

[0086] 在一实施例中,当接近流动血液的手指或其它身体部位在具有高动态范围的位置敏感检测器的视场内的区域中保持相对静止时,可以从在检测器处测得的反射光的强度计算包括心率和光学心脏波形的某些医学信息,也称为光电容积描记 (PPG)。在一实施例中,高动态范围可以超过 50dB,并且可以被配置在 80 和 100dB 之间,但在其它实施例中也可以使用其它范围。在一实施例中,利用脉冲血氧测量技术,通过比较在检测器处测得的来自具有不同波长的两个光源的反射光的强度,可以计算其它医学信息,如血氧信息。还可以计算可从反射电磁辐射获得的其它医学信息。在一实施例中,一个光源可以具有大约 660nm 的波长,另一个光源可以具有大约 900nm 的波长,但在其它实施例中可以使用不同波长。例如,使用三个或更多的颜色可以根据所选择的波长导致改进的血氧或其它血液化学的测量。

[0087] 本发明的实施例可被用于同时跟踪数百个光源(如果需要话,每个光源处于不同的波长)。在一实施例中,记录按压在屏障上的不同手指或其它身体部位压力的 PPG 数据可以提供数据组,该数据组可被用于测量血压或者用于向用户提供反馈,以施加用于最优读取的最佳压力。可以使用图形用户界面以向用户提供反馈,从而调节手指或身体部位在透明屏障上的位置或压力,以提高结果的准确性。

[0088] 图 10 示出在一实施例中可以测得的示例性数据。图 10 的右侧示出将手指设置在示例性透明屏障表面上的个人的示例性心跳光电容积描记 (PPG) 41、放大的 PPG 42 以及计算出心率 43。图 10 的左侧示出检测到的该个人的手指在透明屏障上的移动 40 以及来自光源的被用户的手指反射到检测器中的光的强度 44。

[0089] 在使用单独一组光源和检测器的不同装置中可以结合上述特征和功能的不同组合。这样,在一装置中可以使用一个光源和一个光检测器或者一对光源和一对光检测器,以进行下列功能中的一个或多个:定位物体的位置;跟踪物体的移动;测量到物体的距离;计算施加到表面的压力的变化;确定个人的心率;计算个人的光学心脏波形或光电容积描记;以及通过脉冲血氧法计算个人的血氧含量。因此,本发明的实施例可以结合到需要这种功能的装置中。

[0090] 在一实施例中,用于测量 PPG 的位置敏感检测器可以向用户提供反馈,以帮助用户将身体部位设置在相对于传感器的最佳位置处。普通的光电检测器不能提供这种反馈。另外,在一实施例中,同时跟踪手指压力和 PPG 可以允许导出带有一定校准的血压。

[0091] 本发明的实施例可以包括在装置中,例如蜂窝电话、导航设备、膝上电脑、计算机、遥控器、计算机导航装置、电子装置、电视机、视频播放器、照相机、手表、便携式装置、电话以及任何其它装置。本发明的实施例可以用在空间稀缺的便携式装置中;因为可以使用同一电路进行多个功能,所以可以除去多余的系统,从而节省空间。例如,位置定位和/或移动跟踪特征可以与医学信息功能(如心率、最佳心脏波形以及/或者血氧含量测量)相结合,以帮助用户重新设置手指或其它身体部位以获得最佳结果。在其它实施例中也可以实现上述不同特征和功能的其它组合。

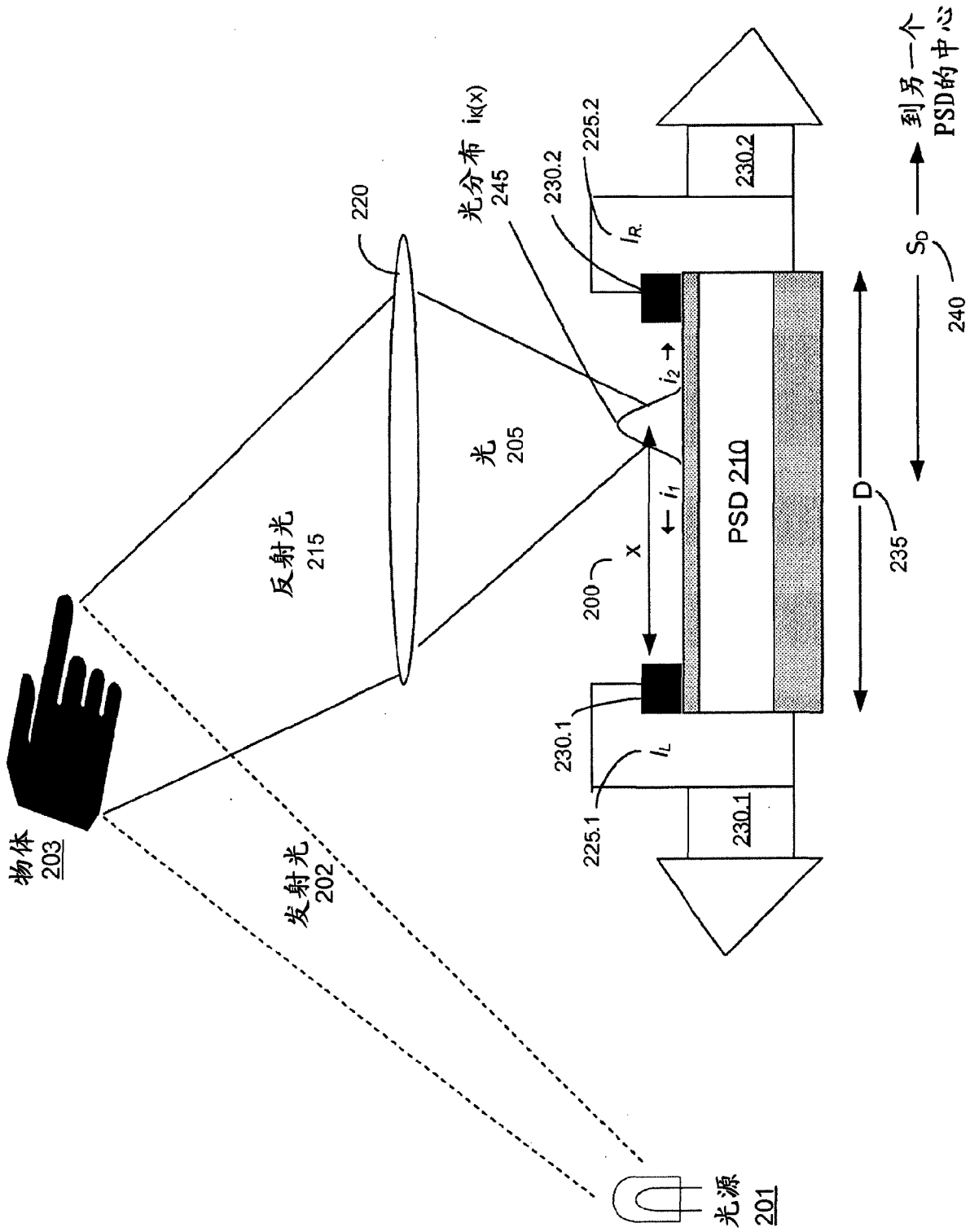


图 1

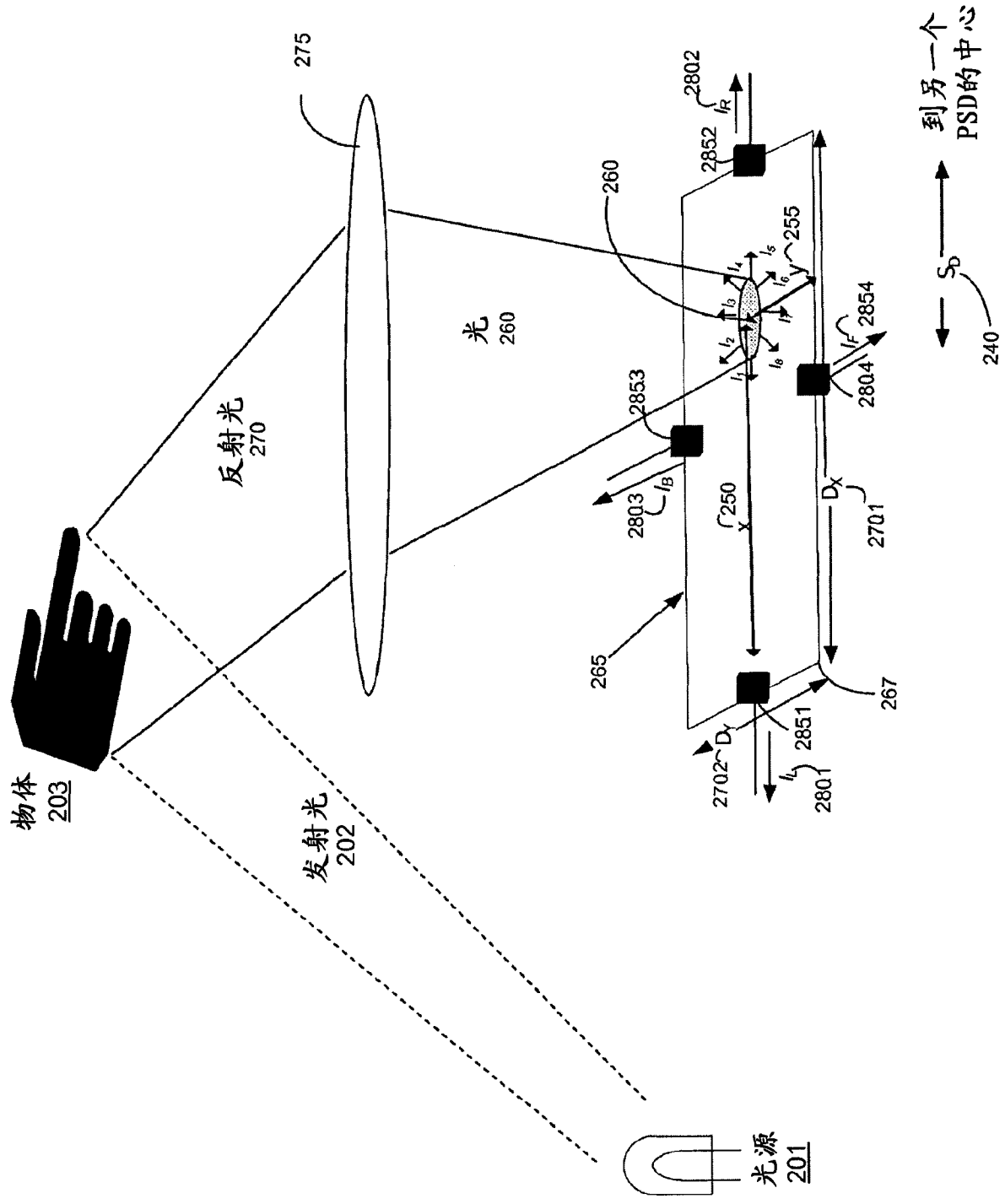


图 2

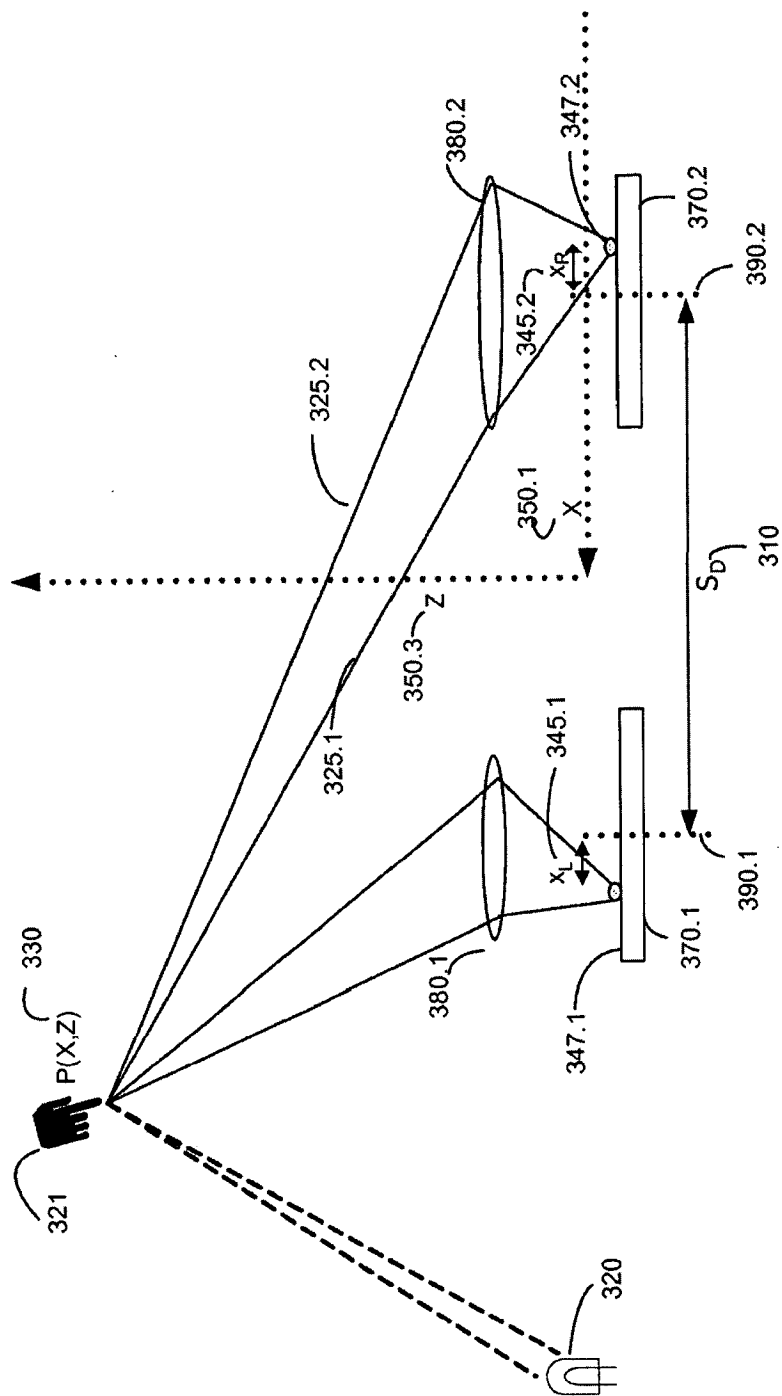


图 3

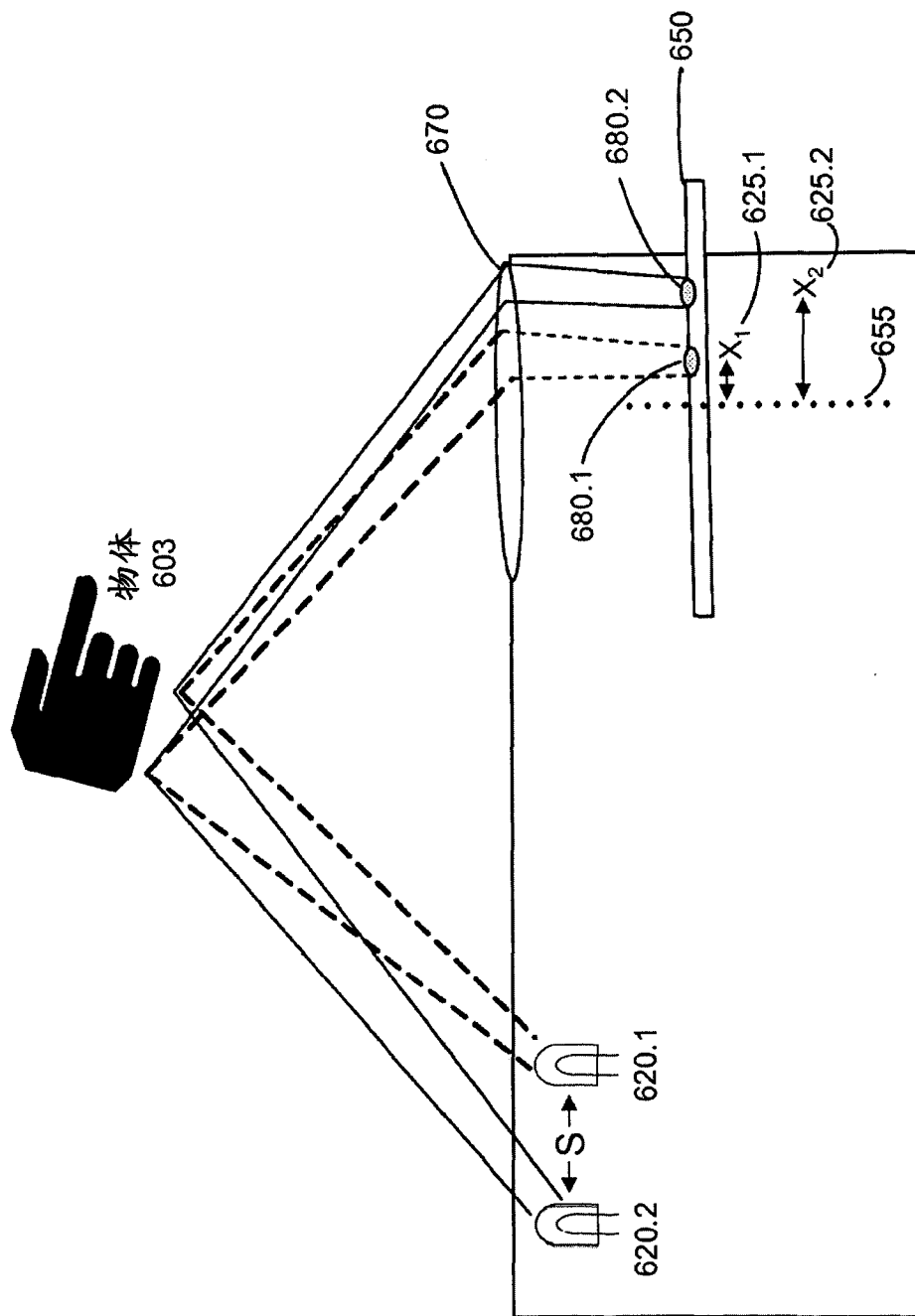


图 4

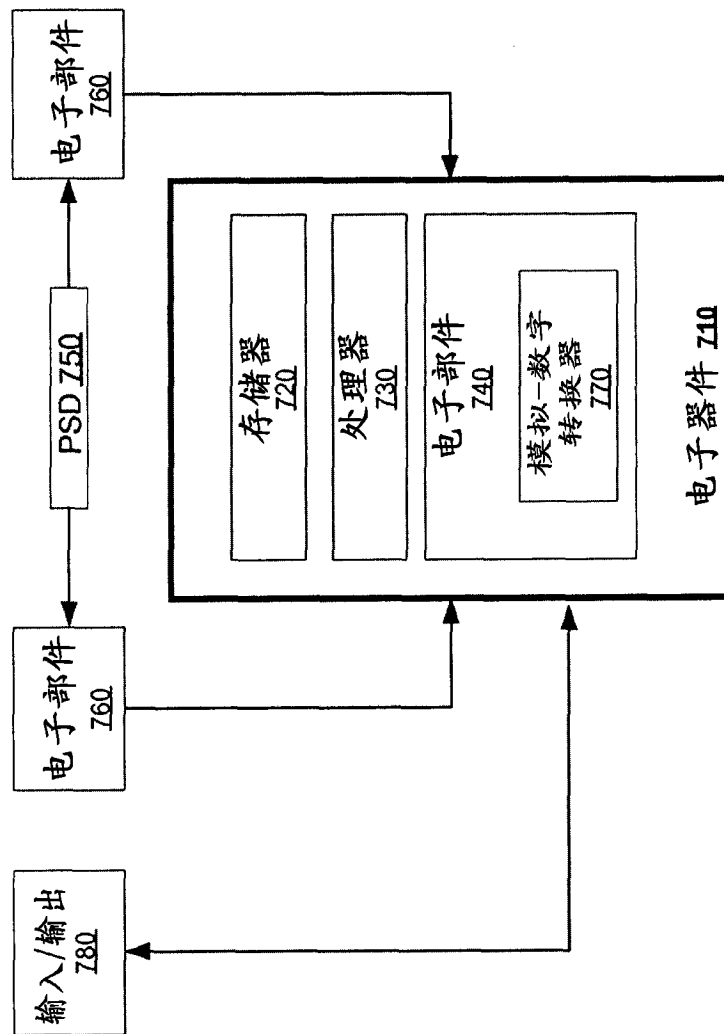


图 5

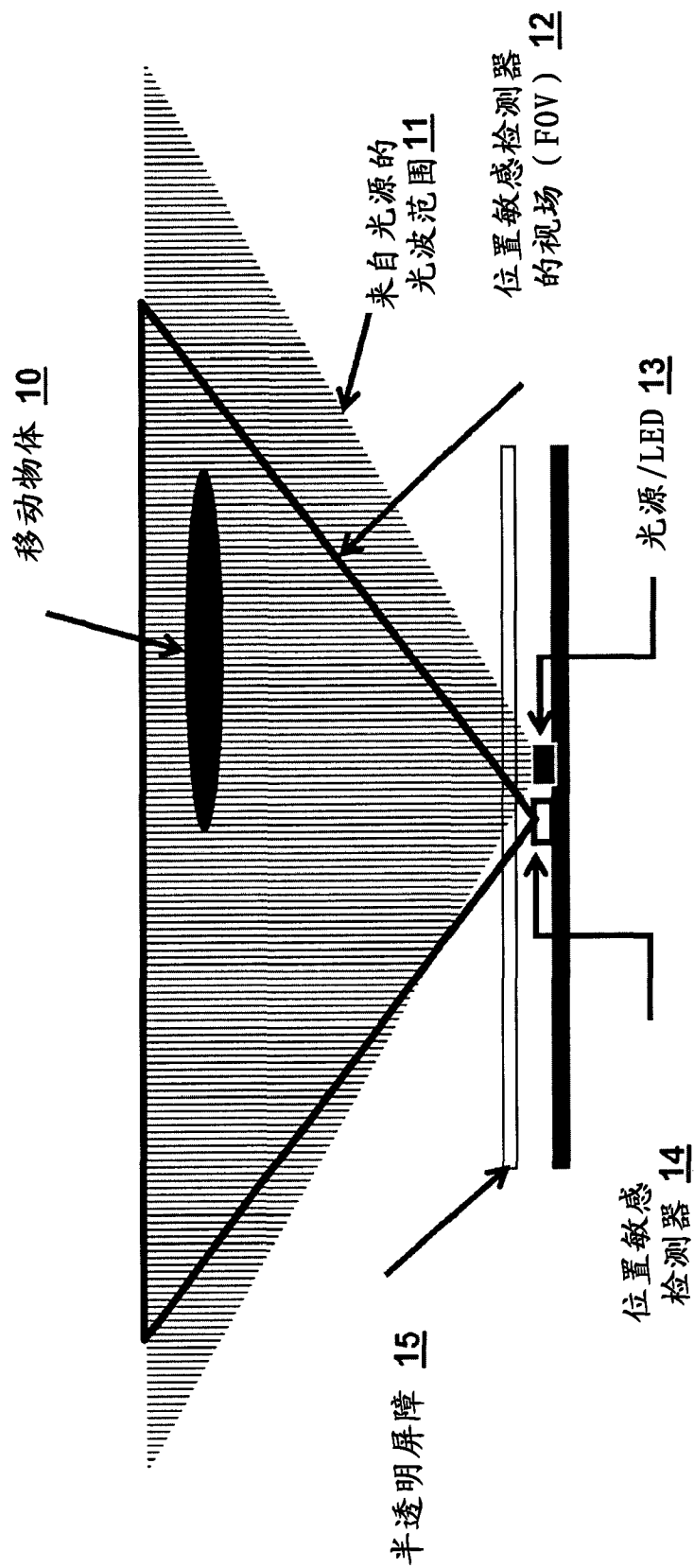


图 6

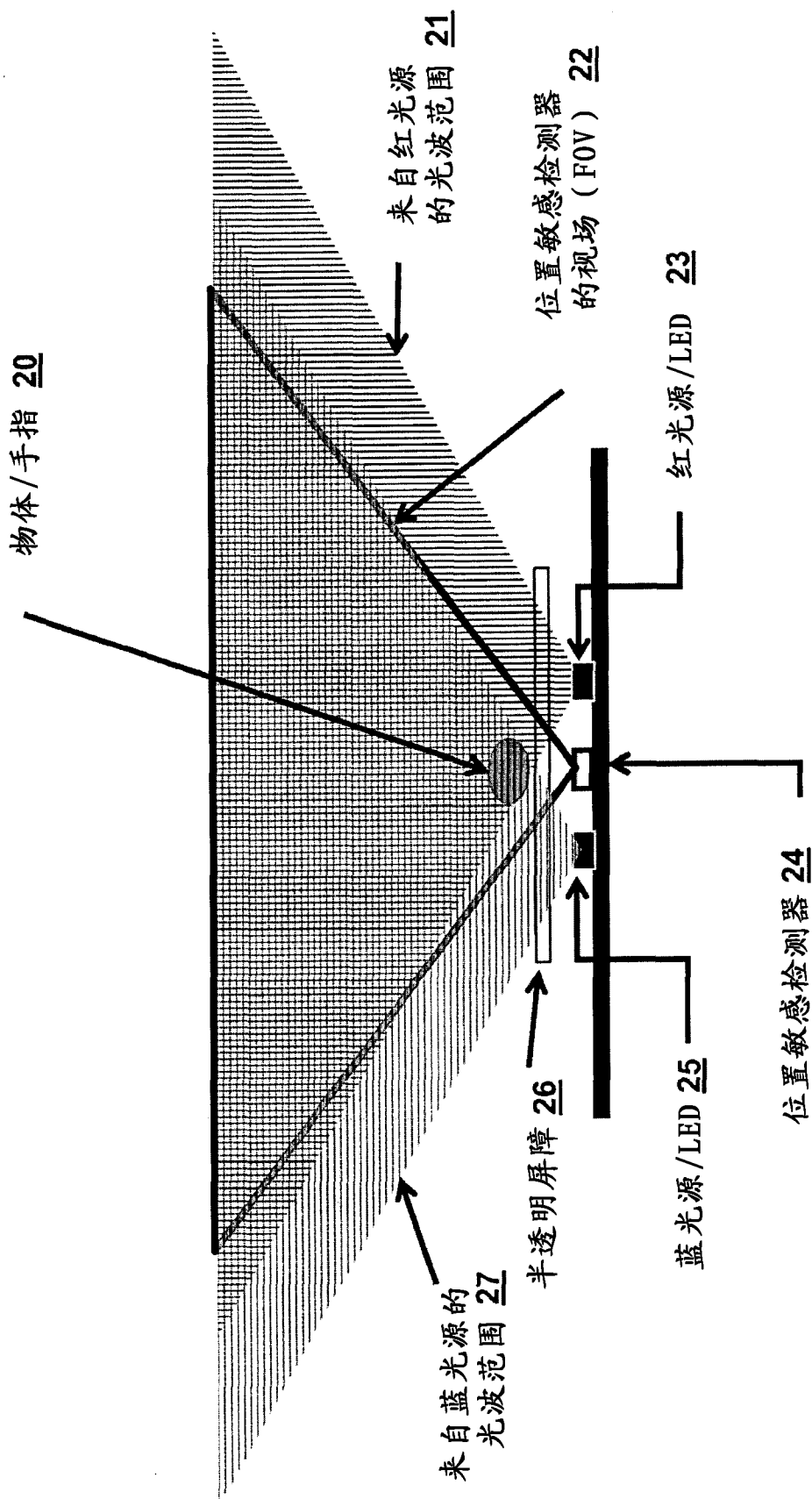


图 7

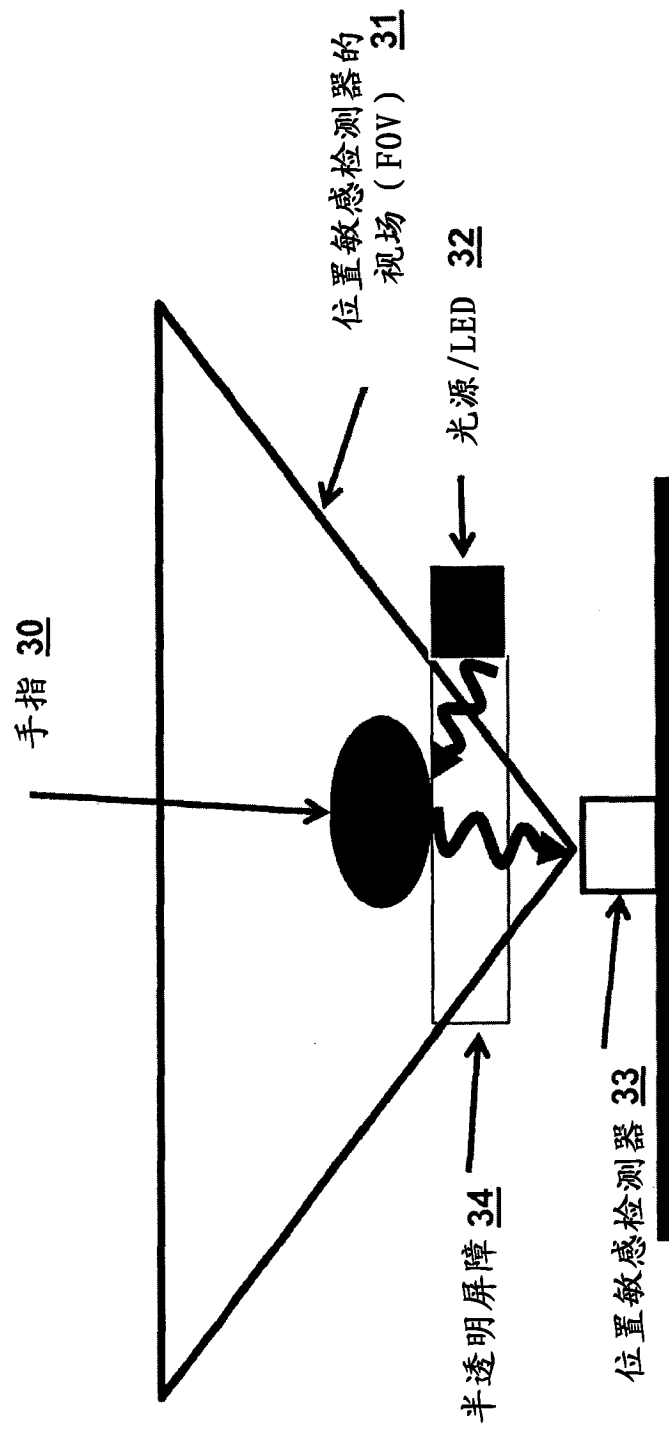


图 8

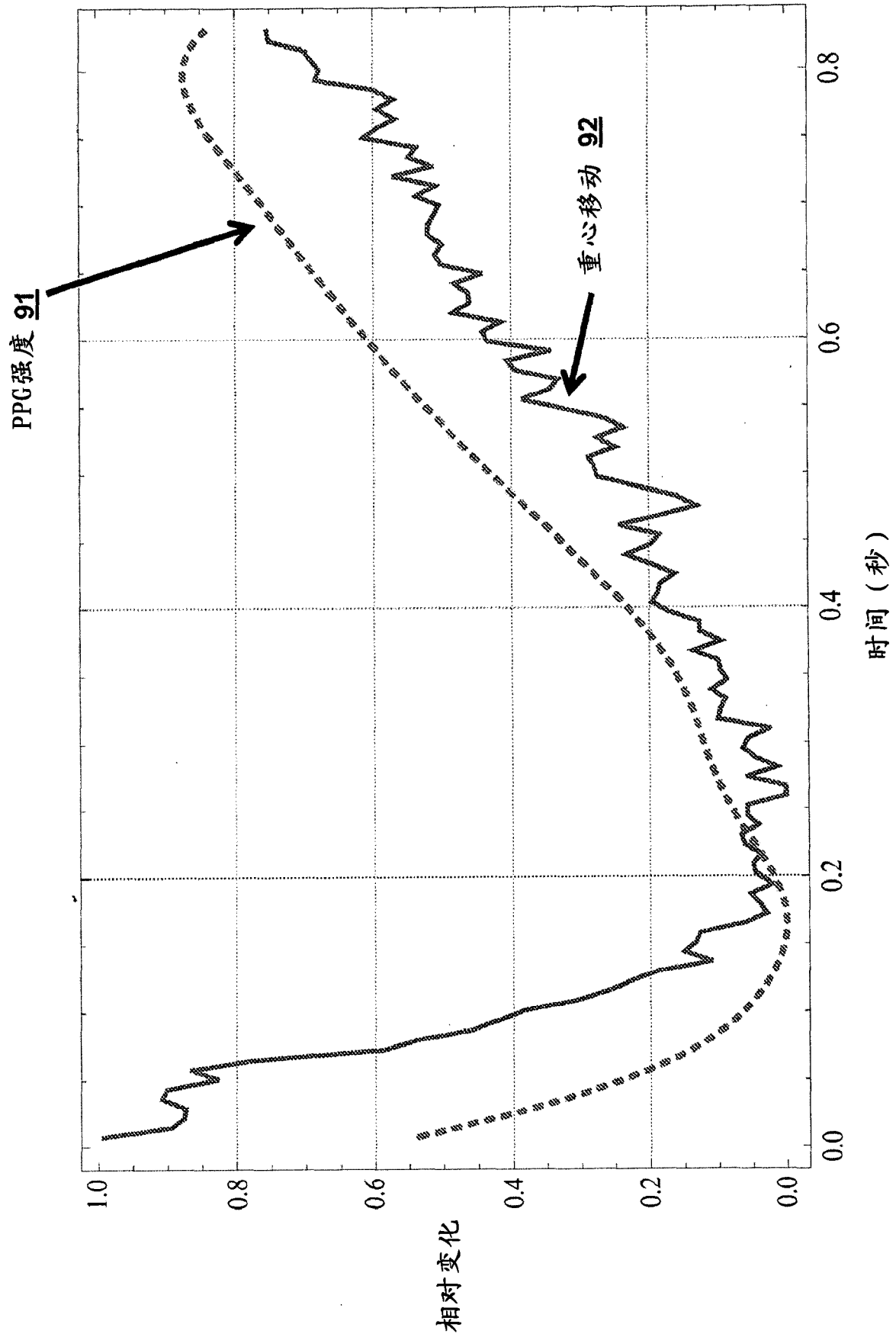


图 9

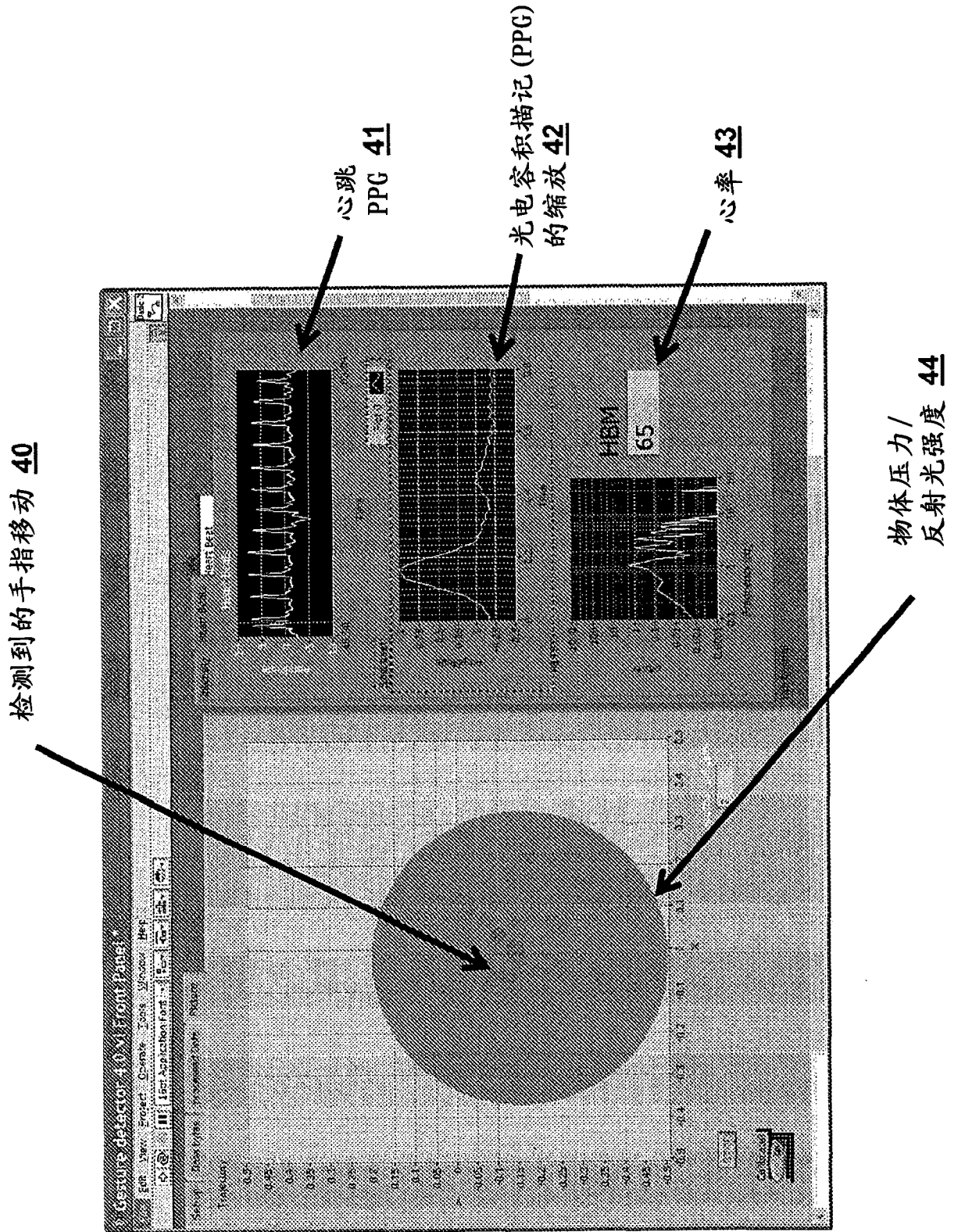


图 10