



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103781400 B

(45)授权公告日 2016.10.12

(21)申请号 201280043550.0

(22)申请日 2012.06.21

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103781400 A

(43)申请公布日 2014.05.07

(30)优先权数据

61/531,630 2011.09.07 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.03.07

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IL2012/000305 2012.06.21

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/035086 EN 2013.03.14

(73)专利权人 改进的视觉系统(I.V.S.)有限公司
司

地址 以色列埃文犹大

(72)发明人 D·奥兹

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 蔡胜利

(51)Int.Cl.

A61B 3/08(2006.01)

A61F 9/00(2006.01)

G02B 27/00(2006.01)

(56)对比文件

US 6099124 A, 2000.08.08,

US 7206022 B2, 2007.04.17,

US 5875018 A, 1999.02.23,

US 2004/0100567 A1, 2004.05.27,

US 2005/0168569 A1, 2005.08.04,

US 2010/0177179 A1, 2010.07.15,

US 6099124 A, 2000.08.08,

审查员 涂燕君

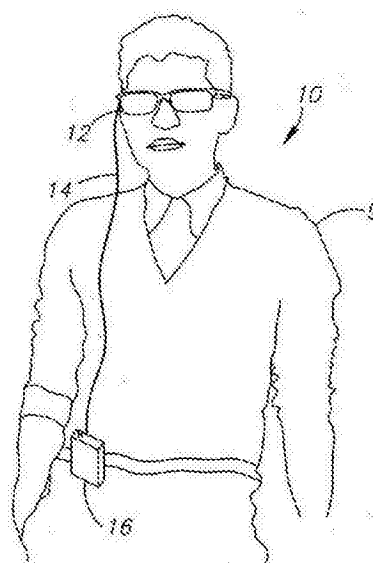
权利要求书1页 说明书12页 附图9页

(54)发明名称

用于治疗视力损害的方法和系统

(57)摘要

本发明描述了用于治疗与患者眼睛之间的偏斜相关的视力损害的方法和系统。本发明允许电子地获得患者的一只眼睛凝视着的目标的图像,计算这只眼睛和第二只眼睛的凝视方向之间的角偏差并且在图像已被电子地处理之后在第二只眼睛前面显示该图像以便矫正该角偏差和获得该图像,该图像作为单一的三维的立体图像将可由大脑感知。



1. 用于治疗与患者眼睛之间的偏斜相关的视力损害的系统,所述系统被确定尺寸成和被构造为:眼睛佩戴物,所述眼睛佩戴物具有附着至其的能跟踪患者眼睛的至少之一移动的跟踪装置;

大致静止的广角数字图像产生装置,其能电子地产生患者凝视着的景物的图像,其中所述图像产生装置固定在所述眼睛佩戴物上,使得所述图像产生装置和所述眼睛佩戴物之间没有相对位移;

处理单元,其能电子地处理该图像,所述处理单元构造成计算患者眼睛的凝视方向之间的角偏差,并且所述处理单元构造成电子地处理该图像使得处理后该图像根据该角偏差被电子移位;

显示装置,其能在患者眼睛的所述至少之一前面视觉地显示被电子地处理过的图像,并且所述眼睛佩戴物与用于为该系统供能的能量源电连接。

2. 如权利要求1所述的系统,其中所述图像产生装置包括被限定出至少70度视角的广角高分辨率数字摄像机。

3. 如权利要求2所述的系统,其中所述眼睛佩戴物被构造为设有框架的眼镜,所述框架具有附着于其上的镜片,并且所述框架设有第一侧臂并设有第二侧臂。

4. 如权利要求3所述的系统,包括第一眼睛跟踪装置和第二眼睛跟踪装置。

5. 如权利要求4所述的系统,其中所述摄像机被附着至所述侧臂之一,并且所述显示装置被附着在至少一只眼睛的前方,这种布置使得摄像机接近显示装置。

6. 如权利要求3所述的系统,包括被附着至第一侧臂的第一摄像机和被附着至第二侧臂的第二摄像机,位于一只眼睛前方的第一显示装置和位于第二只眼睛前方的第二显示装置。

7. 如权利要求1所述的系统,其中所述图像产生装置设有测距特征。

8. 如权利要求2所述的系统,其中所述摄像机设有自动对焦特征。

用于治疗视力损害的方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及眼科学,并且更特别地涉及由下面的情况导致的视力损害的治疗:其中患者的眼睛没有正确地对准使得每只眼睛的注视没有指向空中的同一点,因此阻止了正确的双眼视觉。

[0002] 更尤其地,本发明涉及用于治疗与眼外肌病状或与导致被称为复视(双重视觉)现象的其它问题相关的视力损害的方法和系统。导致复视的病状之一被称为斜视。然而,应被牢记的是,本发明并不仅仅限于对斜视的治疗并且其也可以被用于治疗与复视相关的其它种类的视力损害。还应牢记的是,本发明不仅可以被用于治疗处理本身,而且也可以用于遭受视力损害的人们的锻炼和/或康复。

背景技术

[0003] 正常的人在他/她的头部和眼睛被固定时具有水平视野(FOV),为一只眼睛大约 160° 并且两只眼睛近似为 190° 。这被示意地描绘于图1中。竖直的FOV为大约向上 50° 和向下 80° 。

[0004] 被双眼同时看到的双眼水平区域在图2中被示出。该区域被限制在大约 130° 的角度并且是造成深度感知的原因。

[0005] 人的眼睛凝视目标的正常方式是相当复杂的。眼睛的移动由六块眼外肌支配。眼睛的各种移动必须由双眼以协调的方式执行以确保正确的固定和深度感知。主要的移动为:

[0006] • 跳视移动与平缓追踪

[0007] • 微跳视

[0008] • 转向移动

[0009] 那些移动在下面更详细地进行解释。

[0010] 跳视移动允许人盯着期望的目标。该凝视由眼睛移动和眼睛旋转至正确的注视方向两者组成。

[0011] 如图3中所见,头部固定的水平跳视能够具有可达总计 130° (75° 的颞部方向和 55° 的鼻部方向)的幅度,但在正常的情况下该跳视要小得多,并且注视方向的大于大约 20° 的任何移位是由头部移动完成的。在这种注视跳视期间,首先眼睛产生跳视以便达到对目标的注视,同时头部更慢地跟随并且眼睛转回以便保持注视着该目标。

[0012] 对于高达大约 60° 的跳视幅度,跳视的速度线性地依赖于该幅度(所谓的“跳视主序(saccadic main sequence)”)。例如, 10° 的幅度与 $300^{\circ}/\text{秒}$ 的速度相关,并且 30° 幅度与 $500^{\circ}/\text{秒}$ 相关。在大于 60° 的跳视中,峰值速度开始朝向眼睛可达到的最大速度(非线性地)变平。

[0013] 平缓追踪眼睛移动允许眼睛紧密跟随在运动的目标之后。

[0014] 微跳视是一种固定的,微小的和急速的眼睛移动,具有通常可达 2° 的幅度。它们是小,类似抽搐的,无意识的眼睛移动,类似于小型版的有意的跳视。微跳视在视觉感知中

的作用已经是高度争议的话题,其仍然在很大程度上未被解决。

[0015] 转向是双眼在相反方向上的同时移动以便获得和维持单一的双眼视觉。当人盯着目标时,眼睛必须围绕竖直轴线旋转使得图像的投影处在双眼中的视网膜中心。为盯着近的目标,眼睛朝向彼此旋转(会聚),而为了盯着远的目标,它们远离彼此旋转(发散)。

[0016] 对于至目标例如350mm的远的距离而言眼睛必须“向内”旋转(rotate “in”)的角度 δ 的实例被示于图4中。该角度 δ 按照 $\text{Arctg}\delta = \text{IPD}/2xD$ 被计算,其中IPD为瞳孔间的距离并且D为至目标的距离。在图4中所描绘的情形中IPD被假定为65mm并且D=350mm。

[0017] 因此可以容易地意识到,眼外肌应当能够以非常复杂且同时协调的方式移动眼睛以确保正常的视觉感知。可以容易地被意识到的是,在至少一只眼睛的移动中的任何干扰将与引起视力损害的偏斜相关。

[0018] 在进一步的公开中,下列术语将被使用:

[0019] • 术语“主眼”指的是正常的,健康的眼睛。在交替性斜视的情况下,主眼将由处理单元确定。

[0020] • 术语“非主眼”或“斜眼”指的是具有如下问题的眼睛:例如,局部或完全不能移动导致其不是凝视着期望的方向并且不能以与主眼协调的方式被移动。

[0021] • 术语“广角摄像机”指的是具有容许宽于大约70°视角的相对短的焦距的摄像机。

[0022] • 术语“数字摄像机”指的是配备有能够以数字形式拍摄并提供所拍摄的图像的固态传感器(CCD或CMOS或其它传感器)的摄像机。

[0023] • 术语“眼睛跟踪”指的是要么对注视点(“我们正看着的地方”)要么对眼睛相对于头部的运动的测量过程。

[0024] • 术语“眼睛跟踪器”指的是用于测量眼睛位置和眼睛移动的装置。

[0025] • 术语“注视”,“凝视”和它们的同根词可以被替代的使用并且意指“盯着景物目标”。

[0026] 要解决的问题

[0027] 所有年龄段的许多人遭受眼外肌或眼球运动神经或大脑的可变的病状。这些病状可能导致所谓的斜视,其中一只眼睛不能够凝视与另一只眼睛相同的空中方向并且因此双眼之间存在偏斜的情况。由于该偏斜,双重视觉(复视)可能出现。

[0028] 眼睛的偏斜可以是水平的,和/或竖直的,和/或扭转的。

[0029] 在某些种类的斜视中,非主眼具有偏离期望方向的不变的角偏差(这被称为内斜视或外斜视);其可以凝视着空中的固定方向,自由地来回转动等。所有这些现象可以是与水平的和/或扭转的和/或竖直的视野都相关的。

[0030] 非麻痹性斜视,以及其所有的衍生现象,是一种视力损害:其中尽管眼外肌起作用,然而,这些肌肉不能转动非主眼以便精确地跟踪由健康的主眼指示的需要的方向。外斜视,内斜视,上斜视,隐斜视等只是非麻痹性斜视的几个实例。

[0031] 麻痹性斜视,以及其所有的衍生现象,是一种视力损害:其中一些或所有的眼外肌是局部地或完全地不起作用的,导致非主眼的局部或完全麻痹。

[0032] 在更严重的情形中,所有那些问题可以出现在双眼中。

[0033] 上面提到的病状由各种原因导致。在可能的原因中,大脑在协调眼睛移动时的无

序,与眼球运动神经相关的问题或者与一块或多块眼外肌相关的问题可能被提到。

[0034] 在避免双重视觉的尝试中,大脑有时可能忽视来自一只眼睛的图像,被称为抑制或弱视的过程。在童年期当大脑仍旧在发育时抑制更频繁。因此,具有斜视的孩子几乎从不抱怨复视,而发育成斜视的成人几乎总是抱怨。在发育中的孩子身上,这会阻止受影响的眼睛视觉的正常发育而导致弱视。一些成人也能够抑制他们的复视,但他们的抑制很少是同样深度的或同样有效的,并且花费更长的时间来建立。于是,那些具有双重视觉的人中的许多遭受模糊的视觉,眼睛疼痛,头痛,恶心,平衡问题等等。如果未以另外的方式进行治疗,非主眼不得不被盖住,抑制或退化。这是与深度感知的恶化相关的。

[0035] 然而,应当意识到的是,上述病状应当被看作仅仅是可通过本发明被治疗的视力损害的非限制性实例。

[0036] 已存在解决与因眼睛之间的偏斜而产生的视力损害相关的问题以及尤其与有关于斜视的损害相关的问题的已知尝试。

[0037] 在GB1096997中,用于治疗斜视的装置被公开。该装置被设计用于矫正斜视并且其包括屏幕,用于在屏幕上产生两个互补图像的电影放映机和两个检眼镜装置,这两个检眼镜装置被设置成使得其向患者的不同眼睛传送那些不同的图像并且允许检查形成在每只眼睛视网膜上的那些图像,这两个检眼镜装置可独立地被调节以用于与患者眼睛的各自的光学轴线对准。该装置的检眼镜装置使得被患者观察到的合成图像看起来是在屏幕上并且该屏幕可以被患者触碰以便再训练其眼睛。

[0038] 最接近本发明的是由J.Lamprecht在其于1994年9月26日提交的美国专利No.5,875,018中提出的方法和装置。

[0039] 在该专利中所描述的发明是基于使用被机械地回转的摄像机以便产生如果非主眼是正常的话应被其看见的图像并且经一束光纤将该图像显示在位于非主眼前面的屏幕上的想法。在所产生的图像被显示之前其在考虑到主眼和非主眼之间的角偏差的情况下与主眼所看到的图像产生角度的一致性。

[0040] 为建立成角度的一致性,主眼的凝视角度应当由眼睛跟踪器确定,然后为非主眼产生图像的摄像机被机械地回转以便以该凝视角度被定向并且由该摄像机产生的图像被投影在位于非主眼对面的屏幕上。

[0041] 然而,该想法从未被具体实施为适合于遭受各种类型斜视的人们的现实的商业上可用的装置。

[0042] 可能阻止Lamprecht的想法在实践中实现的原因中的一些在此被列出:

[0043] a.应当跟踪主眼凝视角度的被机械地回转的摄像机需要时间以便改变该摄像机的观察方向。由于眼睛移动是非常迅速的,由被机械地回转的摄像机产生的图像将滞后于主眼的快速移动,并且因此代替真实的图像的非现实的瞬时图像将被摄像机产生,并且被主眼看到的真实图像和由被机械地驱动的摄像机产生的滞后图像将不能被大脑集成。

[0044] b.被机械地回转的摄像机是麻烦的和沉重的;其是复杂的、昂贵的并且需要维护。

[0045] c.机械系统一般地需要并且被机械地回转的摄像机尤其地需要更高的能量以用于它们的运转并且因此需要更重的电池。

[0046] d.Lamprecht的装置中采用的图像产生装置通过光纤被连接至观察屏并且图像经导光的纤维束被传递至观察屏。该方案是麻烦的并且因为该束中的导光绞线(光纤)的数目

是有限的而不允许实现高分辨率的图像。用于高质量图像的所需像素数目是在数百万的范围内；然而由数百万根绞线组成的光纤束将是不切实际的。

[0047] 由于上述的原因，Lamprecht的方案导致了被设计成头盔的大的，沉重的和麻烦的装置。然而，即使这一头盔装置可能是可行的，其对于日常使用而言将是不实际的，并且因为由导光缆线提供的分辨率是有限的，将不允许足够的分辨率以便获得质量好的图像。

[0048] 总之，可以声明的是，尽管Lamprecht的想法早在1994年就被想出，长期以来感受到的与眼睛偏斜相关的受损视力的问题仍旧未被解决并且需要合适的解决方案。

发明内容

[0049] 本发明的主要目标是提供一种用于治疗视力损害的改进的方法和系统，使能够充分地减少或克服本领域中已知的解决方案的缺点。

[0050] 特别地，本发明的首要目标是提供一种用于治疗视力损害的新的改进的方法和系统，其采用广角数字摄像机，所述广角数字摄像机是大致静止的并且其不需要机械位移，例如回转，而跟踪眼睛的观察角度。

[0051] 本发明的更进一步的目标是提供一种用于治疗视力损害的新的和改进的方法和系统，其采用位于非主眼附近的广角小型CCD或CMOS摄像机并且不需要在处理单元和显示器之间电连接用的导光缆线。

[0052] 本发明的更进一步的目标是提供一种用于治疗视力损害的新的和改进的方法和系统，其采用处理单元。

[0053] 本发明的另一个目标是提供一种用于治疗视力损害的新的和改进的方法和系统，其可以被具体实施为紧凑的，轻的和方便的眼睛佩戴物。

[0054] 本发明的又一个目标是提供一种用于治疗视力损害的新的和改进的方法和系统，其使能够以与眼睛的移动速度相当的速度进行可靠的眼睛跟踪。

[0055] 本发明的再又一个目标是提供一种用于治疗视力损害的新的和改进的方法和系统，其使能够产生具有所需分辨率的质量好的图像并且没有失真地在非主眼前面显示该图像。

[0056] 当本发明被具体实施为视力损害的治疗方法和治疗系统时，上述的目标被本发明实现。

[0057] 特别地，当本发明被具体实施为方法时，其包括下列特征：

[0058] 选择一只眼睛作为主眼同时选择第二只眼睛作为非主眼，

[0059] 在主眼凝视着景物时跟踪其当前位置，并确定主眼的当前凝视方向，

[0060] 电子地获得患者所凝视的景物的图像，所述图像被限制在至少70度的视角内，

[0061] 跟踪非主眼的当前位置并确定非主眼的凝视方向，

[0062] 计算主眼的凝视方向和非主眼的凝视方向之间的角偏差，

[0063] 电子地处理景物的图像使得处理后该图像将根据该角偏差被电子地移位，并且在非主眼的前方显示移位后的图像。

[0064] 当本发明被具体实施为系统时，其被确定尺寸成和被构造成眼睛佩戴物，所述眼睛佩戴物具有能跟踪患者眼睛的至少之一移动的附着至其的跟踪装置，能电子地产生出现在患者前方景物的图像的图像产生装置，能电子地处理该图像连同由跟踪装置产生的跟踪

数据的处理单元,能在患者眼睛的所述至少之一前面视觉地显示被电子地处理过的图像的显示装置,并且所述眼睛佩戴物与用于为跟踪装置、图像产生装置、处理单元和显示装置供能的能量源电连接。

[0065] 位于本发明背后的主要想法是采用可以是静止的并且不需要机械位移而获得主眼所看到的景物的完整图像的小型广角数字摄像机。该摄像机将电子地产生该景物的虚拟图像并且随后在该图像已被电子地处理之后传送该图像至非主眼。这一摄像机能够电子地扫描整个所需的视野。该扫描可被可靠地并以与眼睛的移动速度相当的速度完成。由于该摄像机是小型的,整个系统可以被实现为例如方便地被患者佩戴的紧凑的眼睛佩戴物。

[0066] 凭借处理单元,自动地监控处理结果并且如果需要的话改变处理参数将是可能的。

[0067] 应被强调的是,数字摄像机已经在相对长的时期以来是已知的,并且特别地它们在Lamprecht的专利申请的提交之时是可用的。然而,尽管因眼睛的偏斜而产生的受损视力的问题持续了很长时间,但数字摄像机既在那时未被采用而在现在也未被使用。该事实表明本发明不是显而易见的。

[0068] 在本发明中采用的另一个特征是使用小型的图像产生装置和将图像产生装置放置于紧邻眼睛的至少之一。凭借该设置,发送至显示装置的图像可以具有高的分辨率,因为不需要麻烦的光纤束来传递图像。

[0069] 本发明将适合于遭受与至少一只眼睛的至少局部复视相关的视力损害的患者。

[0070] 本发明可以被用于对视力损害的锻炼,视觉疗法,康复,评估,测量,诊断和分析。

[0071] 特别地,本发明可以被用于对遭受各种类型的斜视,如双侧斜视,单侧斜视,交替性斜视,内斜视,外斜视和上斜视的患者的治疗。

[0072] 特别地,本发明将适合于治疗下列三种情形中的视力损害:

[0073] 1. 健康的主眼,非主眼保留一些移动能力。

[0074] 2. 健康的主眼,非主眼完全麻痹。

[0075] 3. 双眼的视觉偏斜(双眼具有交替性斜视,不稳定或双眼具有共轭的注视麻痹)。

[0076] 本发明仅仅已被简要地概括。现在将参考下列说明同时参照附图以便更好地理解本发明及其实施方式和优点。

附图说明

[0077] 图1示意地示出了正常眼的单眼视野。

[0078] 图2示意地示出了正常眼的双眼视野。

[0079] 图3示意地示出了正常眼的移动幅度。

[0080] 图4示意地示出了会聚角的计算。

[0081] 图5描绘出当其作为眼睛佩戴物由患者佩戴时本发明的系统的总体视图。

[0082] 图6a示出了本发明的系统具体实施为眼睛佩戴物的实施方式的等距视图。

[0083] 图6b示意地示出了沿图5呈现的视图中的a-a,b-b和c-c截取的横截面。

[0084] 图7示意地示出了用于横截面c-c的替代的实施方式。

[0085] 图8示出了本发明的系统的方块图的实施方式。

[0086] 图9示出了本发明的系统的方块图的替代实施方式。

- [0087] 图10示意地示出了在矫正角偏差之前主眼的和非主眼的注视方向及头部方向。
- [0088] 图11示意地示出了在矫正角偏差之前由主眼以及由非主眼对目标的图像感知。
- [0089] 图12示意地示出了在矫正角偏差之前主眼的观察方向和摄像机的观察方向。
- [0090] 图13示意地示出了在矫正角偏差之后由主眼以及由非主眼对目标的图像感知。
- [0091] 图14a,b,c为本发明的方法的各实施方式的流程图。

具体实施方式

- [0092] 参照图5-7,本发明的系统的一实施方式被示出。
- [0093] 总体上,示出了系统10,其包括可由患者9佩戴的经连接缆线14电连接至外部处理与供能元件16的头部单元12。该元件包括处理单元和能量源,例如电池包。
- [0094] 在示于图6a中的替代的实施方式中,系统被构造成整体的头部单元18,其包括被改型在头部单元内的处理单元与电池包30。
- [0095] 头部单元优选地被构造成且尺寸被确定成当其被戴上时方便使用。该单元可被构造成眼镜。
- [0096] 在进一步的公开中,其将被称为眼睛佩戴物以便包括被用于辅助视觉或用于保护眼睛的任何相关的装置,诸如眼镜,护目镜,玻璃眼镜等。
- [0097] 在进一步的说明中,术语眼睛跟踪将主要关于通过在水平方向上扫描的眼睛跟踪而被提到。然而,应当牢记的是,该术语也适用于竖直方向并且本发明的系统被设计成有能力测量,处理和解决与在扭转的,水平的和竖直的注视方向上的偏斜相关的视力损害问题。
- [0098] 参阅图6a,本发明的系统被设计成眼睛佩戴物,例如其被构造成具有设有镜片L2的框架20的眼镜。镜片L2是透明的以便为主眼提供没有障碍的视野。就其可以具有规定的屈光度数的意义上而言,其可以是常规的镜片或光学镜片,只要患者具有聚焦问题。
- [0099] 框架设有两个侧臂LA1和LA2。一旦该眼睛佩戴物被戴在患者的头部上,镜片L2就与主眼相对。镜片34被设置成处于与非主眼相对。
- [0100] 眼睛佩戴物承载着一对眼睛跟踪器22,24,位于眼镜的前方和下方。每个眼睛跟踪器的精确位置以使得其位于相应的眼睛下面大约2.5cm处并且大约向下/向前45度的方式被选择。凭借该规定,不会存在遮挡。实践中,眼睛跟踪器可以是以摄像机为基础的眼睛跟踪器,其具有至少30Hz的采样频率。合适的眼睛跟踪器的实例为由德国Sensomotoric Instruments GmbH公司制造的SMI GazeWear跟踪器。
- [0101] 该眼睛佩戴物包括与至少非主眼的视野相重叠的至少一个广角显示装置26。实践中该显示装置位于与非主眼相对的位置。作为合适的广角显示装置,可以使用由eMagin Corporation,USA制造的微显示彩色屏幕EMA-100502SXGA XL。该显示具有1292(x3)x1036像素的总像素阵列。
- [0102] 该眼睛佩戴物还包括至少一个广角、高分辨率、小型的数字摄像机28,其被附着至所述侧臂之一,优选地在非主眼附近。这是必需的以便实现主眼和摄像机之间的正确的视差以用于正确的立体图像。实践中摄像机位于非主眼的侧边并且从其分离大约2.5cm的距离。该摄像机应当具有至少70度、优选地超过100度的视角并且如果该摄像机被设置有自动对焦特征的话可能是有利的。该摄像机被固定在框架上因而基本是静止的并且在其视野内其电子地扫描景物的图像。

[0103] 合适的摄像机的实例为由DCS Systems Ltd., England配给的DogCam Bullet HD WIDE数字摄像机。该摄像机为720p高清晰度摄像机并且其具有135度的广角镜片。

[0104] 该眼睛佩戴物还包括小型的处理单元30和供能单元32。没有明确示出然而应被意识到的是,该处理单元设置有适当的存储器和其它的外围电路。

[0105] 实践中该处理单元被附着至所述侧臂之一。参阅图6b,可看到处理单元30被附着至臂LA1并且供能单元32被附着至臂LA2。

[0106] 没有详细示出但应被意识到的是,在摄像机,眼睛跟踪器,显示装置和处理单元之间能够凭借合适的布线或者无线地进行信号交换和通信。

[0107] 还应被意识到的是,供能单元与上面的元件电连接以用于为它们供能。

[0108] 此外应当牢记的是在某个情形中单一摄像机和单一显示装置将是足够的。这被示于图6a, 6b和8中。在一些其它的情形中多个摄像机和多个显示装置将是必需的。这将在稍后参照图9进行详细说明。

[0109] 再次参照图6b,目镜镜片34被设置。该镜片允许非主眼NLE聚焦于距离非主眼只有几厘米的显示装置26上。代替光学镜片34的,如示于图7中的,戴在非主眼上的接触镜片36,可以被用于相同的目的。

[0110] 现在参照图8-9,本发明将关于视力损害的一些典型案例进行说明。

[0111] 案例1:

[0112] 本案例涉及患者的左眼是主眼而患者的右眼是非主眼时的情形。非主眼仍旧能够执行一些有限的运动。

[0113] 该系统的配置在图8中以方块图被示出。适合于该案例的方块图包括已经在上面关于图6a, 6b被提到的那些元件。

[0114] 可以看出,镜片L2位于主眼LE的前方。镜片L2为常规的镜片。如果主眼没有聚焦的问题,为该镜片规定的屈光度数可以为零。在所有其它的情况中,主眼镜片L2的屈光度数可以由验光师规定。透过该镜片,患者的主眼具有对景物的无障碍的视力使得其能够看到例如在其前方的目标38。

[0115] 第一眼睛跟踪器24位于主眼镜片L2的下部以便不遮挡主眼视线(与实际上一样多)并且同时有能力可靠地跟踪主眼的位置。这作为正常的视图在图8中被标明。

[0116] 广角显示装置26位于非主眼的前方。

[0117] 目镜镜片34位于广角显示装置26和非主眼NLE之间以便允许非主眼以正确的焦距观察出现在该显示装置上的目标的图像。该目镜镜片应当具有为患者的眼睛所需的矫正的屈光度。因此,非主眼仅看到出现在该显示装置上的目标的虚拟图像。这作为虚拟的视图在图8中被标明。

[0118] 第二眼睛跟踪器22位于非主眼显示装置26的下部以便不遮挡非主眼视线并且同时可靠地跟踪非主眼位置。

[0119] 广角数字摄像机28位于非主眼的右侧以便对在患者头部前方的外部景物具有无障碍的视力,如同被健康的非主眼看到的那样。摄像机可被设置有合适的CCD或CMOS固态传感器(或其它种类的传感器)并且具有镜片,该镜片具有足以覆盖非主眼NLE如果有能力正常移动就能够看得见的整个潜在视野的视野。实践中该角度被限制在至少70度的角度范围内并且优选地为大约100度。

[0120] 由于摄像机具有广角镜片,其在非主眼位置处即时地获得能够被正常眼睛看见的视野的大部分。该位置是关键的,因为为了感知三维的图像,人类的大脑必须同时接收来自两个位置-主眼位置和非主眼位置的两个稍微不同的图像。所获得的图像随后被处理单元30以快速的方式处理和操作以便正确地跟踪主眼的迅速移动。通过示出了由摄像机看到的图像被从摄像机电子地发送到处理单元的箭头,其被示意地示于图8中。另一个箭头示出了处理后被移位的图像被电子地发送到显示装置。

[0121] 如上所述,更可取的是摄像机有能力测量到目标的距离并且具有自动对焦的特征。

[0122] 案例2:

[0123] 本案例涉及患者的左眼是主眼而右眼是非主眼并且非主眼完全麻痹时的情形。

[0124] 适合于治疗本案例的系统的方块图将基本上与图8中所见的相同。然而,在本案例中第二眼睛跟踪器将不是必需的,因为非主眼由于麻痹是完全不能移动的并且其方向根据头部的方向被固定。相应地非主眼的注视角 α 是预先知道的并且其可以在为矫正主眼和非主眼之间的角偏差所必要的所有的计算中被考虑。

[0125] 案例3:

[0126] 本案例致力于患者的双眼都在不正常的方向上注视(即交替性斜视,眼球震颤等)时的情形。

[0127] 该系统的方块图被示于图9中。可以容易地看出,其基本上类似于图8中看到的图表所呈现的系统。

[0128] 因此,相似的元件由相似的附图标记指定。然而,适合于治疗本案例的系统的配置将需要定位在主眼附近的额外的摄像机40和定位在主眼前方的额外的广角显示装置39。

[0129] 额外的目镜镜片42可以被设置在主眼前方。

[0130] 通过直线指定了在摄像机和目标之间的虚拟的视图的方向,以及在眼睛和目标之间的所需要的视图的方向。

[0131] 下面的非限制性表格概括了上面的案例中的每个所需的系统的可能的硬件配置:

[0132]	所需的硬件	健康的主眼，具有一些移动能力的非主眼（案例 1）	健康的主眼，完全麻痹的非主眼（案例 2）	双眼都眼位偏斜（案例 3）
	主眼前方的眼睛跟踪器	1	1	1
	非主眼前方的眼睛跟踪器	1	0	1
	主眼附近的广角数字摄像机	0	0	1
	非主眼附近的广角摄像机	1	1	1
	主眼附近的广角高	0	0	1
[0133]	清晰度显示装置			
	非主眼附近的广角高清晰度显示装置	1	1	1

[0134] 根据本发明治疗视力损害的方法现在将参照图10-14关于上述的三个案例进行说明。

[0135] 案例1：

[0136] 在下列计算中，让我们假定目标远离患者因此双眼应当在严格的相同方向上平行地凝视。主眼凝视着空中的目标。

[0137] 让我们假定该目标位于偏左（相对于头部）的角度 $\beta=10^\circ$ 处，如在图10的左侧所示。当患者凝视该目标时第一眼睛跟踪器探测主眼的注视方向，确定主眼的凝视角度 β 并将此数据发送至处理单元。

[0138] 第二眼睛跟踪器被定位在非主眼附近。

[0139] 非主眼凝视着空中的任意角度。让我们假定非主眼正注视着偏右的角度 $\alpha=30^\circ$ 处，如在图10的右侧所示。该角度 α 可能是由该患者遭受的斜视造成的。第二眼睛跟踪器确定非主眼的凝视角度 α 并且将该数据发送至处理单元。

[0140] 于是主眼在其视野的中间看见目标的图像而非主眼可能在偏向其注视方向左侧的角度 $\alpha+\beta=40^\circ$ 处看见目标的图像。该情形被示于图11中。这种角偏差带来了不能在大脑中被组合的两个不同的图像并且可能已被非主眼看见的图像必须被消除以便防止复视。

[0141] 让我们假定拍摄目标图像的摄像机相对于头部以角度 $\gamma=15^\circ$ 倾斜向右侧。这在图12的右侧被示出。作为倾斜的结果，如由摄像机所“看见”的目标图像将被以角度 $\beta+\gamma=25^\circ$ 向左侧移位。该情形被示于图12的右侧。

[0142] 由摄像机拍摄的图像被发送至处理单元。

[0143] 利用由摄像机产生的图像,处理单元计算目标离患者的眼睛的距离并将该距离存储在其存储器中。该计算可通过使用在摄影术中使用的聚焦技术而被执行,所述聚焦技术例如基于被动式自动聚焦,相位探测,对比度测量,主动式自动聚焦等的那些。

[0144] 广角显示装置位于非主眼的前方并且阻挡来自非主眼的整个自然的观察。让我们也假定广角显示装置被以角度 $\gamma = 15^\circ$ 永久地倾斜向右侧因此其显示中心将位于非主眼的潜在的 160° 视野的中心处。这在图13的右侧被示出。

[0145] 处理单元30如上所述完成所需的图像处理并计算用于电子移位该图像所需的的角度移位以便在非主眼的实际注视方向的前方精确地显示图像。在我们的案例中,图像必须以等于 $(\beta + \gamma) + (\alpha - \gamma) = \beta + \alpha = 10 + 30 = 40^\circ$ 的角度向右侧电子地移位。在移位之后,在双眼的注视方向上的角偏差将被矫正并且双眼都能够在视野的中间,严格地在它们相应的光学轴线的注视方向的前方看见该图像。这被示于图13中。因此患者的大脑将能够把这两个图像合并成单一的、正常的立体图像,好像双眼都以正确的角度凝视着目标一样。

[0146] 图像处理,计算以及矫正角偏差将由系统连续地执行,使得始终被投影在非主眼前方的图像将处在取决于主眼凝视方向的所需方向上。

[0147] 现在让我们假定目标离患者不远因此双眼不应当平行地而是应以某个会聚角凝视着目标。

[0148] 让我们假定,例如测距特征测量出至目标的距离为350mm。处理单元计算出会聚角 δ 为 5.3° ,如上面所解释的并且如图4所示。容易显示移位角度的总增加量应当为该 δ 角度。

[0149] 因此,在我们的案例中,如果目标距离患者350mm,并且如上面所计算的,会聚角 $\delta = 5.3^\circ$,那么显示在非主眼前方的图像必须向左被移位的总的角度为 $\alpha + \delta = 30 + 5.3 = 35.3^\circ$ 。

[0150] 因此同样在本案例中,非主眼将会感知到投影在其前方在显示装置上的图像,如同其是正常的并且在正确的方向上凝视着该目标一样。这将允许大脑感知三维图像,即使非主眼并未如其本应当的那样凝视着目标。

[0151] 实践中当目标和患者的头部之间的距离为例如小于2米时,计算会聚角是必要的。

[0152] 现在参照图14,该处理流程将关于全部三个案例被概括。

[0153] 在第一案例中,该处理步骤被示于图14a中。

[0154] 该治疗过程从步骤1400开始,该步骤为探测主眼的注视方向并获得凝视角度。这由眼睛跟踪器24完成。所获得的凝视角度被存储在处理单元的存储器中。

[0155] 下一个步骤由数字1410指定并且其获得由广角数字摄像机28看到的完整图像景物,该广角数字摄像机具有足以覆盖该景物的大部分的角度视野。

[0156] 在由1420指定的下一个步骤中,到所观察到的目标的距离被测量并且所测量的值被存储在处理单元的存储器中。

[0157] 在由1430指定的随后的步骤中,摄像机焦距被调整。

[0158] 由1440指定的进一步的步骤包括探测非主眼的注视方向并获得其凝视角度。这由眼睛跟踪器22完成。所获得的凝视角度被存储在处理单元的存储器中。

[0159] 在由1450指定的下一个步骤中,主眼和非主眼的注视角之间的偏差由处理单元计算出。取决于先前计算出的到目标的距离,会聚角也可以被计算出。

[0160] 在由1460指定的下一个步骤中,由摄像机产生的图像以使得在处理之后该图像将被移位以便矫正非主眼的角偏差的方式被处理。

[0161] 在由1470指定的最后步骤中,被移位的图像被显示在位于非主眼前方的广角显示装置26上。

[0162] 以上次序的步骤被不断地重复。

[0163] 适合于案例2的治疗方法的处理流程被示于图14b中。

[0164] 应当牢记的是,适合于案例1的方法与适合于案例2的方法将是基本上类似的,并且因此类似的处理步骤在图14b中由类似的附图标记指定。

[0165] 然而,在适合于案例2的治疗方法中,缺少了步骤1440,因为该麻痹的非主眼的注视方向是预先已知的。

[0166] 适合于案例3的治疗方法的处理流程被示于图14c中。

[0167] 这里类似的步骤再次由类似的附图标记指定。然而,在本案例中,双眼的凝视角度都应当根据某额外的算法被确定。根据这些算法之一,一只眼睛被处理单元永久地定义为主眼,并且其凝视角度的平均值而不是与该主眼相关的瞬时值在计算中被使用。

[0168] 根据其他的算法,定义主眼可以基于对双眼的移动的分析而自动地交替。

[0169] 用于案例3的处理流程从步骤1405开始,该步骤中双眼的注视角都被获得。在此之后步骤1480被执行。步骤1480包括在广角摄像机28,36的辅助下获得两个完整的景物的图像。下一个步骤由1490指定并且其包括计算所需的注视方向。再进一步的步骤1420,1430类似于参阅案例1的先前的处理流程。在步骤1500中,基于从双眼采集到的数据,主眼被指定。后面的步骤1450,1460类似于参阅案例1的处理流程。最后的步骤由1510指定并且其包括在位于每只眼睛前方的相应的广角显示装置上显示被移位的图像。

[0170] 在该配置中,患者将看到比他在实际生活中没有对角偏差任何矫正时看到的不稳定图像稳定的图像。

[0171] 因此凭借本发明的系统和方法,治疗与复视型以及麻痹相关的视力损害是可能的。

[0172] 由不包括机械运动构件的紧凑的系统治疗视力损害是可能的,并且该治疗可在对患者而言方便的眼睛佩戴物的辅助下完成。

[0173] 应被意识到的是,本发明不限于上述的实例,并且本领域的普通技术人员在不偏离本发明的范围的情况下可做出改变和修改,如将在所附的权利要求中被限定的。

[0174] 因此,例如,代替电池包或除电池包之外的到该系统的外部连接可被设置。该连接可以被用于电力输入(例如用于充电),诸如校准,历史数据,眼睛锻炼练习,虚拟图像插入等的数据输入和输出。

[0175] 为了更高的分辨率,广角数字摄像机可被配备有多个图像传感器。

[0176] 代替被附着至眼睛佩戴物镜片的广角显示装置,视网膜扫描显示器或其它技术可被使用。商业上可用的视网膜扫描显示器的实例,可以提到由日本兄弟公司(Brother, Japan)开发的视网膜扫描显示器。

[0177] 还应被意识到的是,在前述的说明中,和/或在随后的权利要求中,和/或在附图中所公开的特征可以单独地和以它们的任意组合作为用于以其各种形式实现本发明的重要要素。

[0178] 当在权利要求书中被使用时,术语“包含”,“包括”,“具有”以及它们的同根词意指“包括但不限于”。

- [0179] 附图标记列表：
- [0180] 9 患者
- [0181] 10 系统的总体视图
- [0182] 12 头部单元
- [0183] 14 连接缆线
- [0184] 16 外部处理和供能单元
- [0185] 18 构造成眼睛佩戴物的系统
- [0186] 20 框架
- [0187] 22 眼睛跟踪器
- [0188] 24 眼睛跟踪器
- [0189] 26 显示装置
- [0190] 28 广角数字摄像机
- [0191] 30 处理单元
- [0192] 32 能量源
- [0193] 34 目镜镜片
- [0194] 36 接触镜片
- [0195] 38 目标
- [0196] 39 显示装置
- [0197] 40 广角数字摄像机
- [0198] 42 目镜镜片
- [0199] LE 主眼
- [0200] NLE 非主眼
- [0201] L2 镜片
- [0202] LA1 侧臂
- [0203] LA2 侧臂
- [0204] 1400,1405,1410,1420,1430,1440,1450,1460,1470,1480,1490,1500,1510步骤

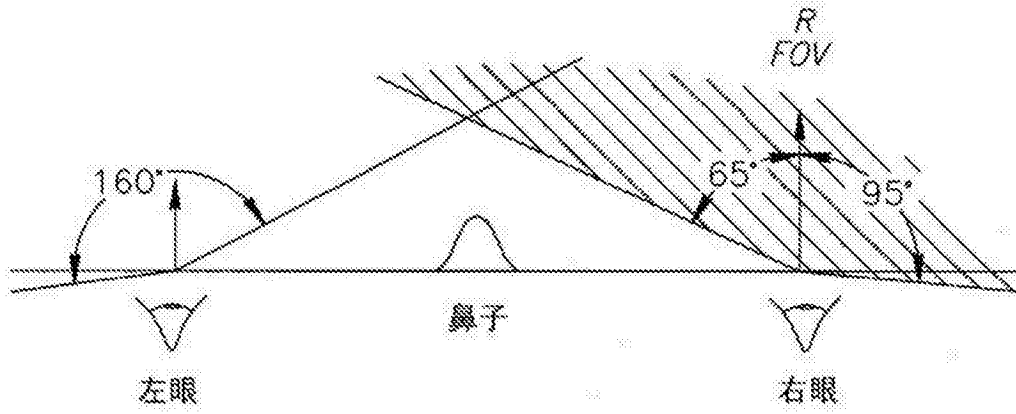


图1

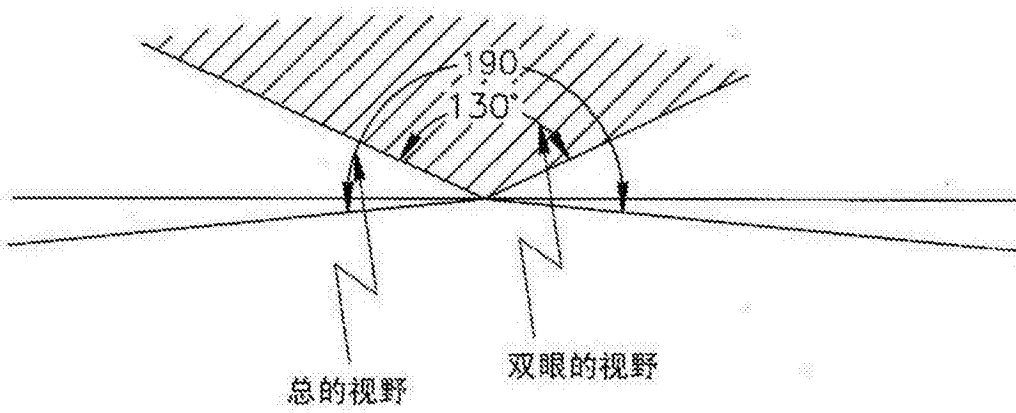


图2

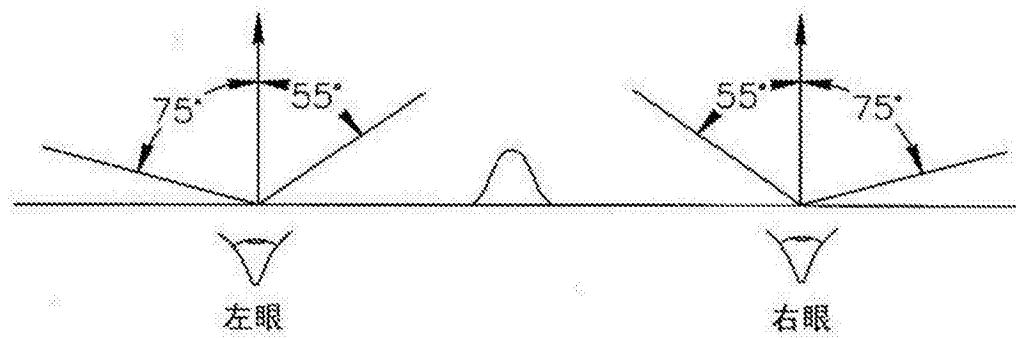


图3

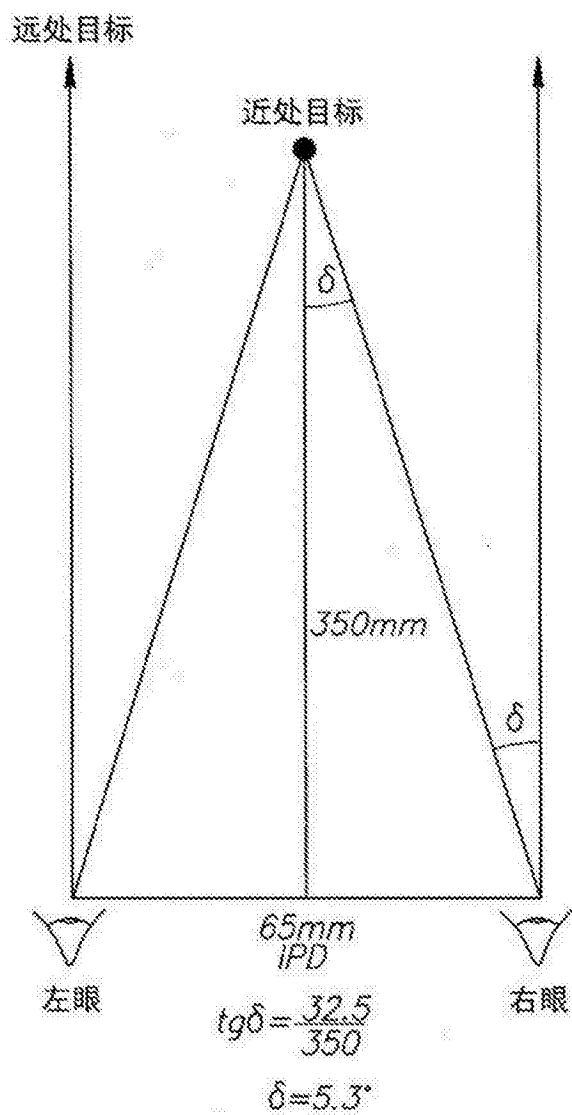


图4

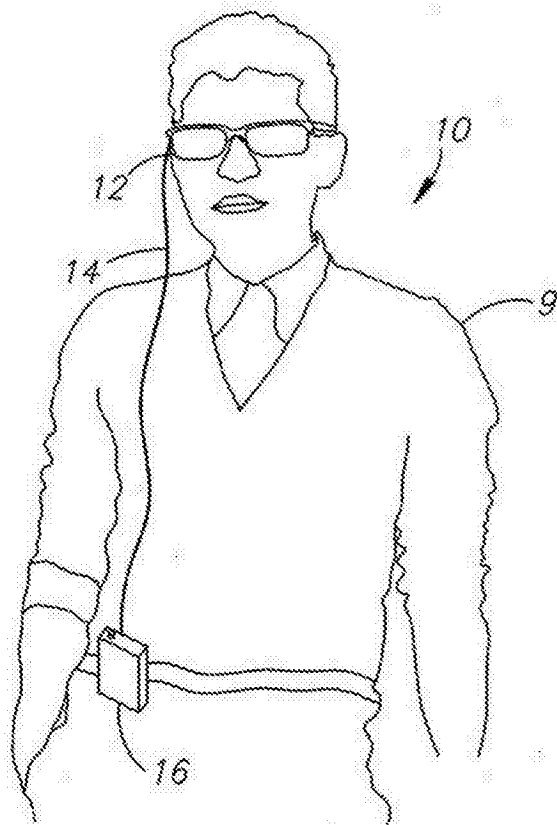


图5

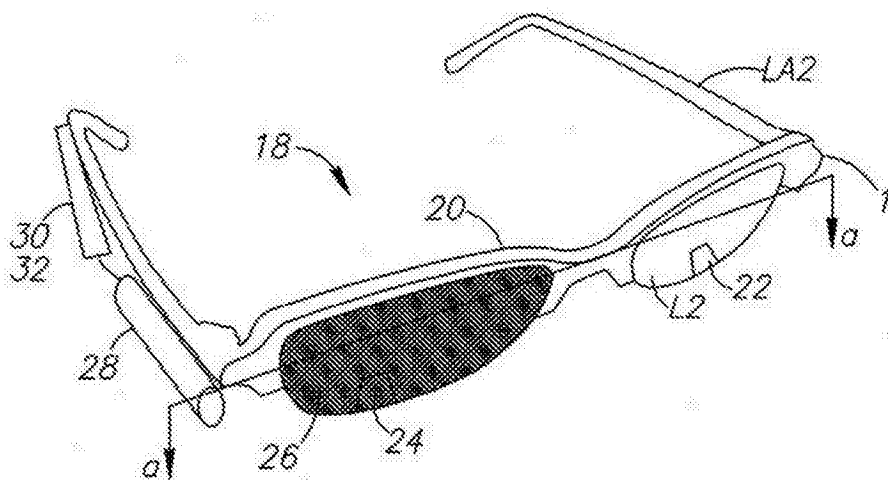


图6a

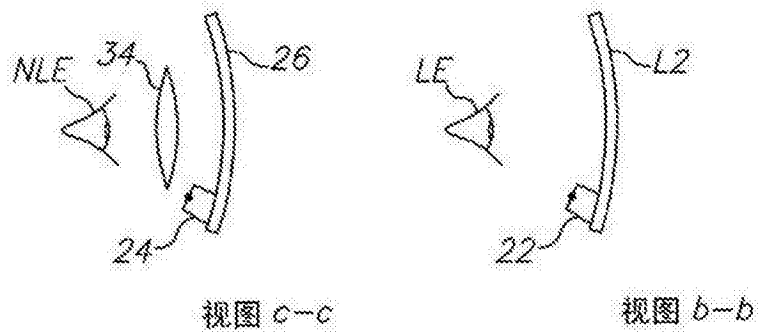
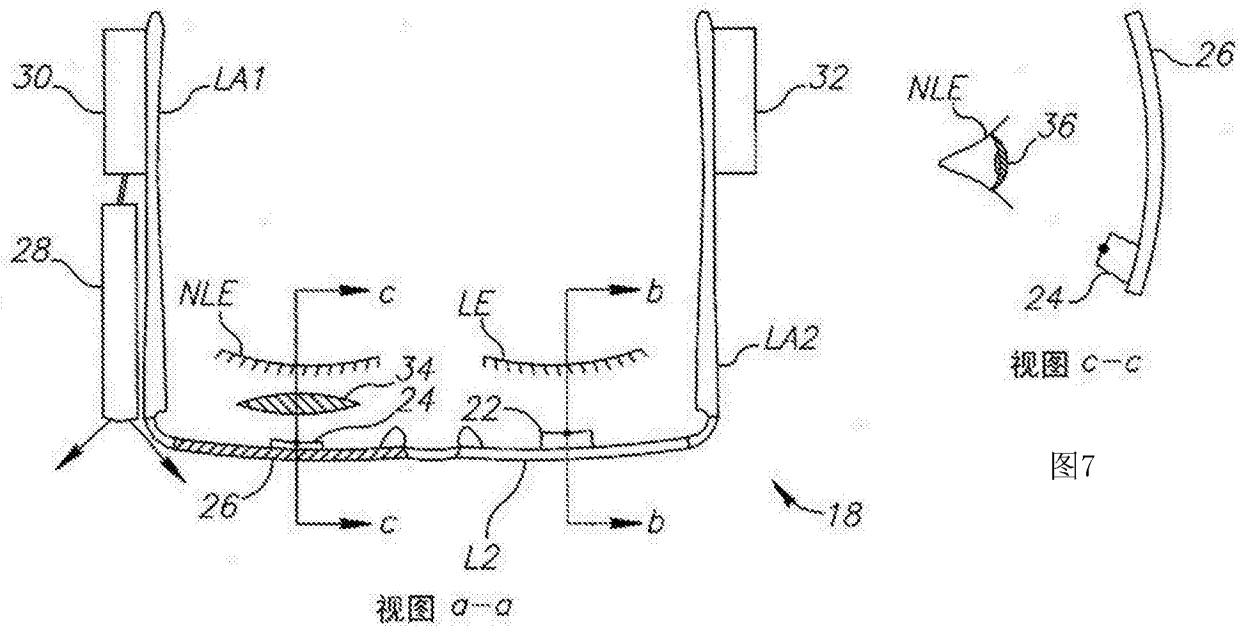


图6b

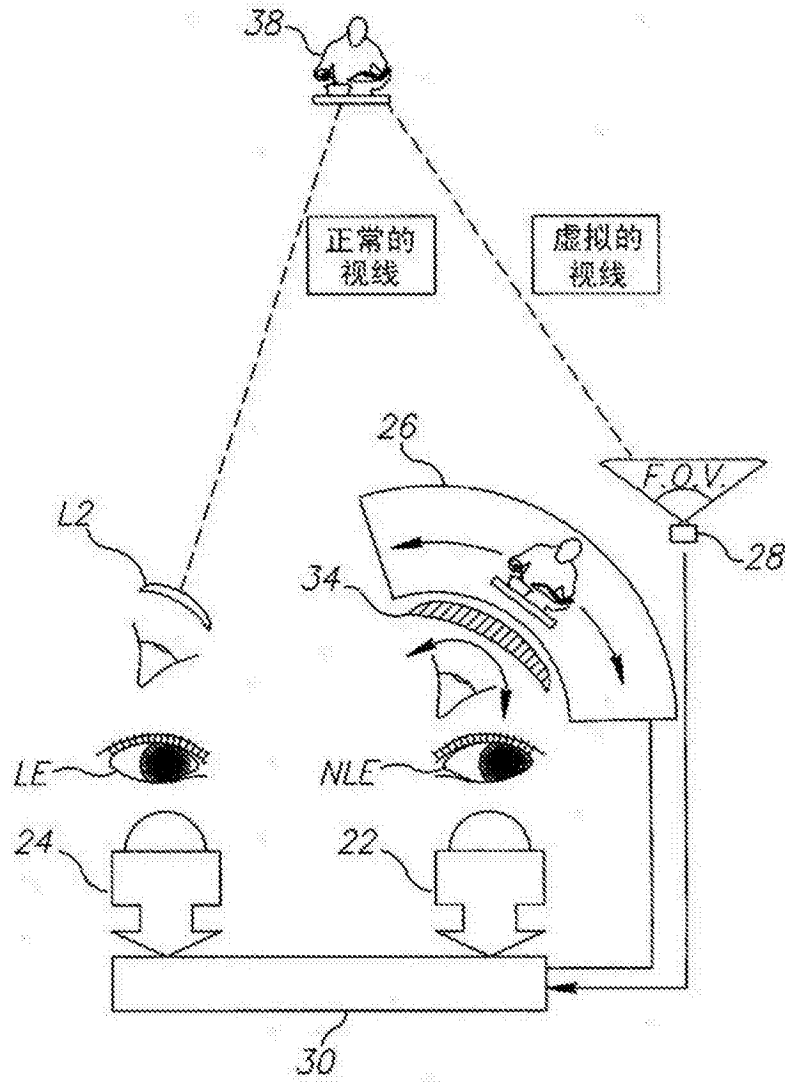
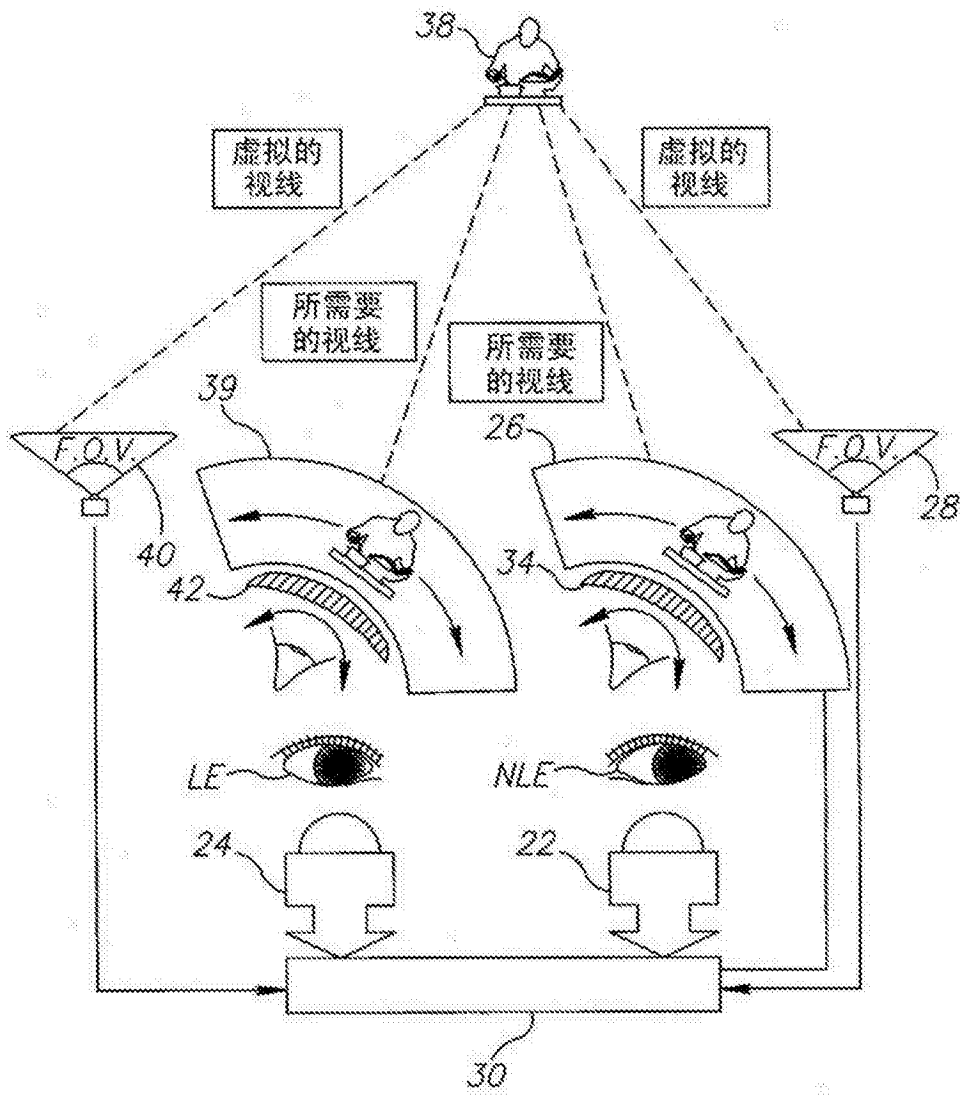


图8



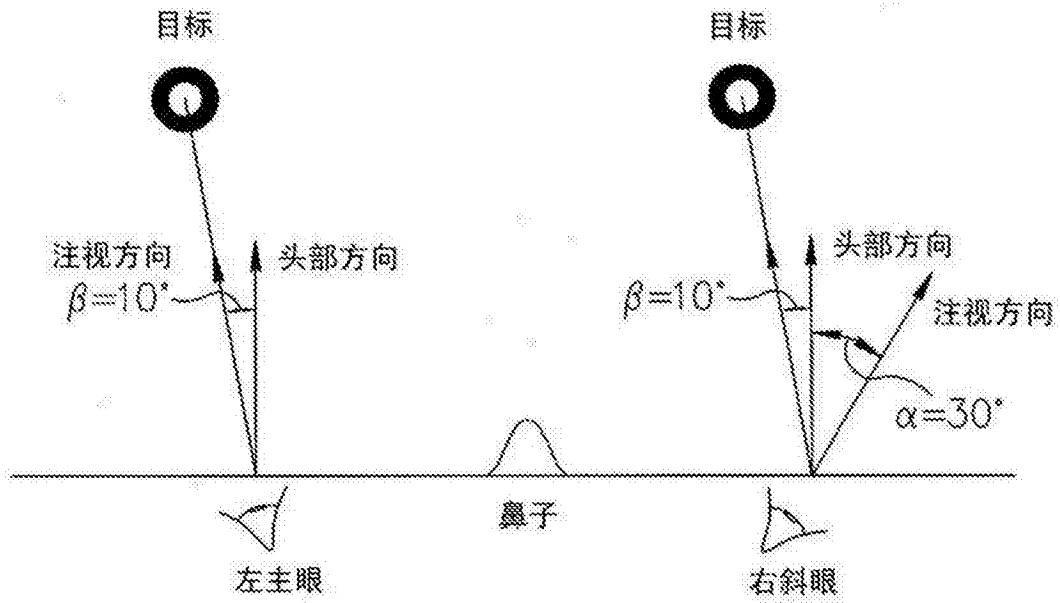


图10

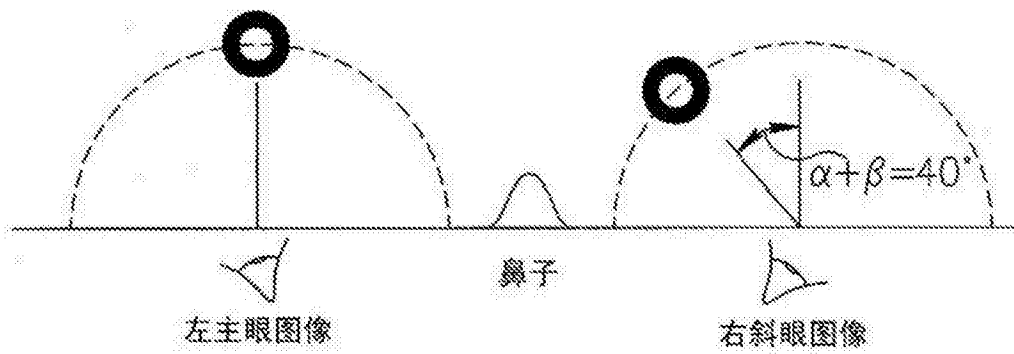


图11

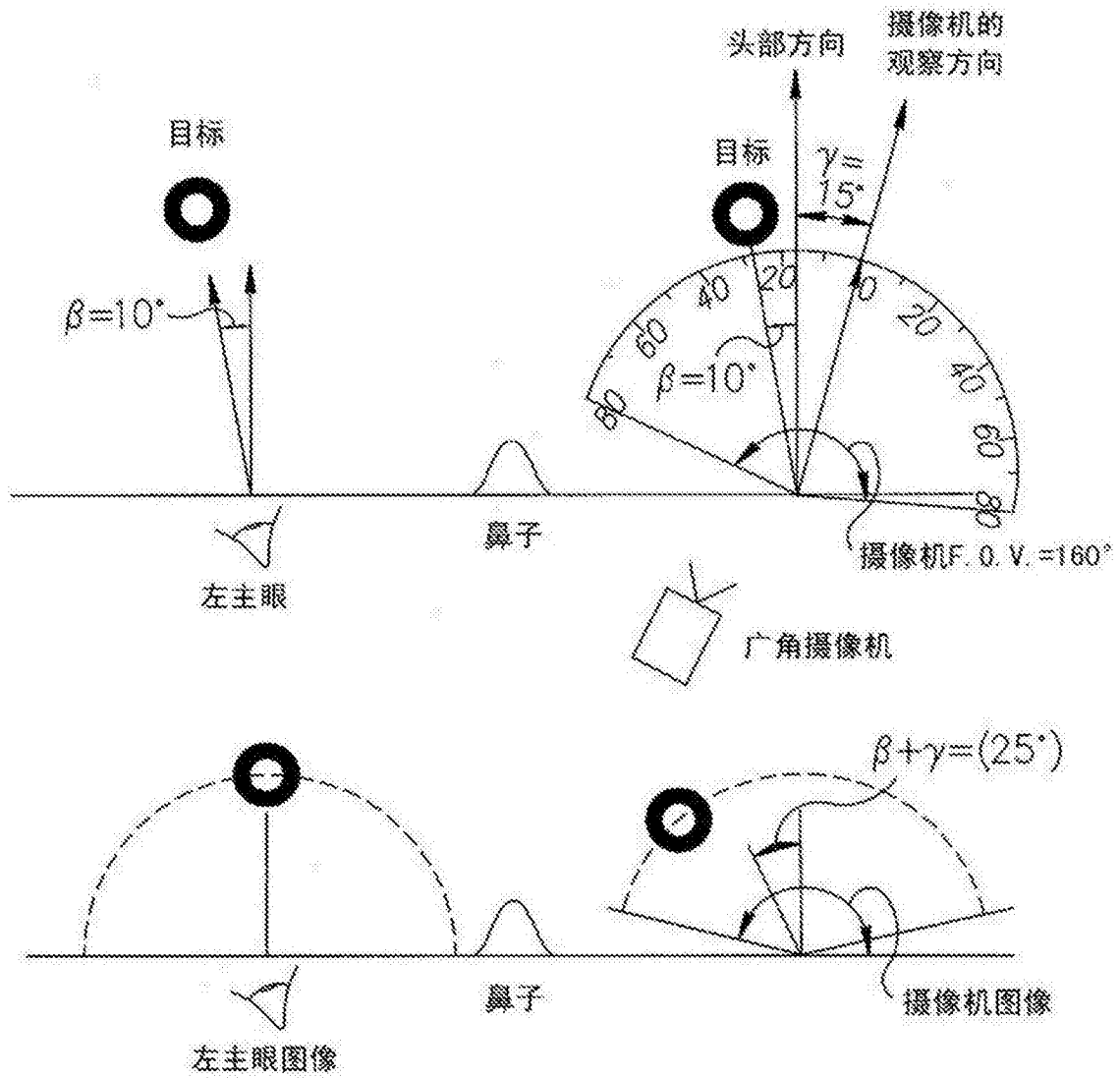


图12

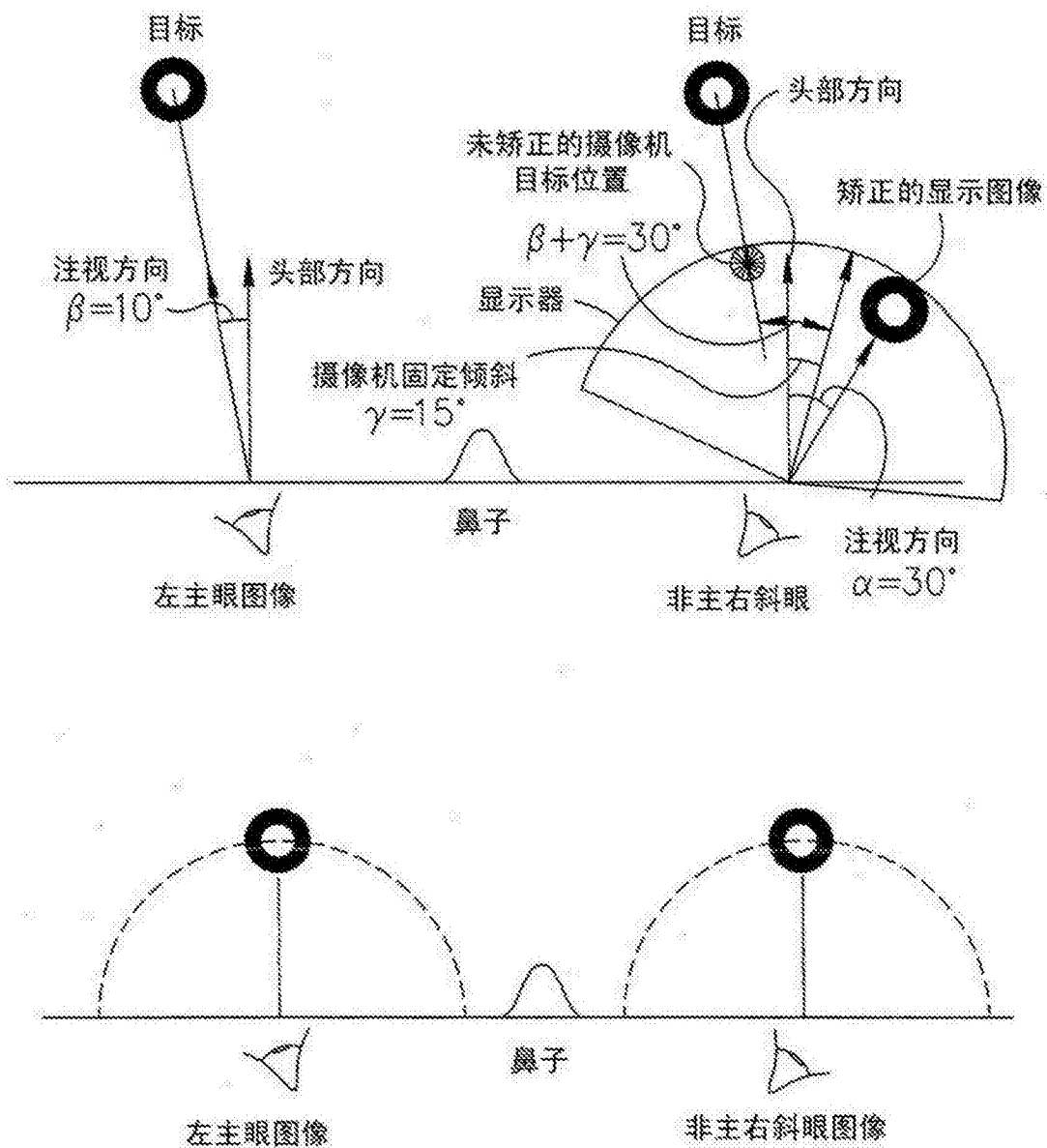


图13

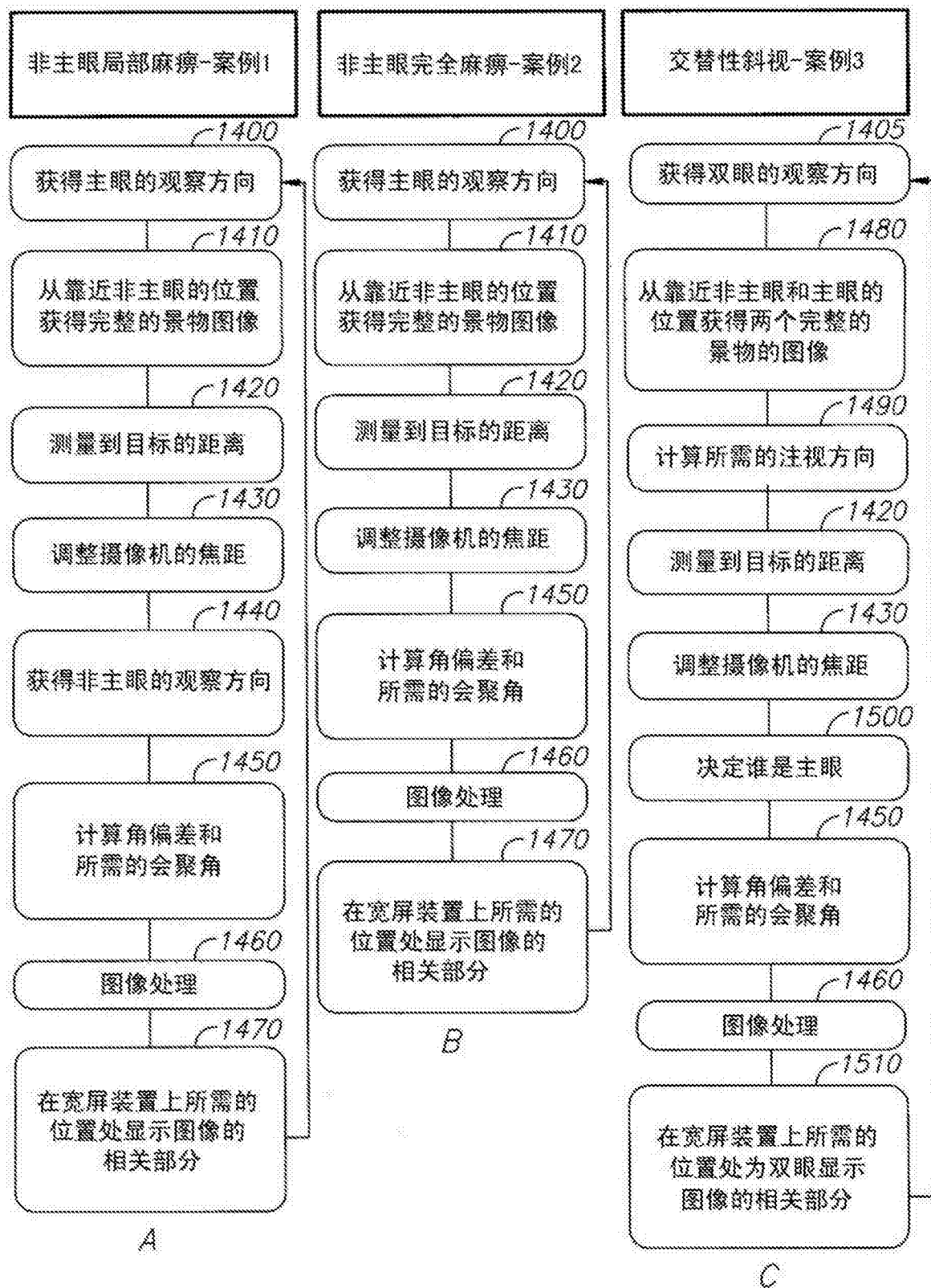


图14