



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 00819306.1

[43] 公开日 2003 年 10 月 22 日

[11] 公开号 CN 1451243A

[22] 申请日 2000.2.11 [21] 申请号 00819306.1

[86] 国际申请 PCT/SE00/00282 2000.2.11

[87] 国际公布 WO01/60076 英 2001.8.16

[85] 进入国家阶段日期 2002.9.10

[71] 申请人 福特维索麦迪卡股份公司

地址 瑞典斯德哥尔摩

[72] 发明人 肯特·奥尔森 托斯坦·雷德马克

[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

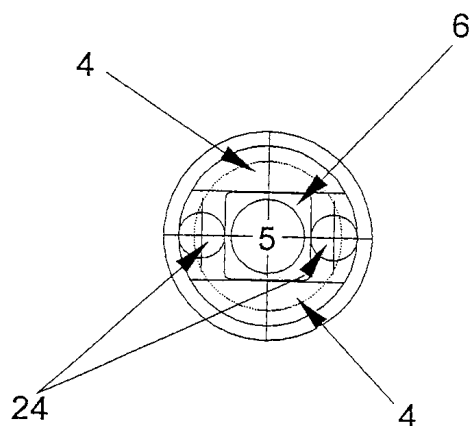
代理人 冯 谱

权利要求书 1 页 说明书 11 页 附图 9 页

[54] 发明名称 用于俘获三维图象的设备的设计, 功能与应用 很重要的。 这将比较容易估计距离, 尺寸等。

[57] 摘要

本发明考虑三维图象俘获设备的构造和使用。本发明基于对有预定位移的不同透视的两个图象的俘获, 预定的位移与数个参数相关。构造基于位于可替换的托架/滑架中的透镜。托架/滑架的每一侧有一所谓缓冲器系统。通过充满和抽空液体/气体/或其它物质这些缓冲器系统能够影响透镜的位移。被俘获的对象是通过相机, 例如 CCD 相机俘获的, 相机又将图象作物视频信号传输给计算机。计算机通过图象处理把两个图象融合为一个 3D 图象。该 3D 图象后来能够借助于 HMD(头装显示器), 在监视器上或通过 3D 眼镜看到。本发明能够有益地用于仪器的尺寸和直径对于结果至关重要的应用场合, 例如在医疗现场, 内窥镜检查法, 即关节内窥镜检查, 腹腔镜检查, 膀胱镜检查等等。此外, 对于外科医生获得对手术场所特别的感知是



1. 一种三维图象俘获设备的构造，以尽可能接近实时地产生或生成 3D-图象、静态或视频图象为目的，其特征为

一种光学管路，称为光学器件，有独立长度，柔性的或硬质的，或者独立形式或这些的组合，及

具有能够由玻璃覆盖的一透镜，及

这一透镜的位置处于在由一个，两个或多个独立方向的衬垫系统包封的托架/滑架中，及

托架/滑架并从而透镜在伸缩，水平，垂直和/或旋转方向的位移，及通过其侧向位移，同一对象及其环境的不同投影俘获的图象。

2. 根据专利权要求 1 的构造，其特征在于，能够被交替地以气体/液体/任何其它物质充满和抽空的衬垫系统。

3. 根据专利权要求 1 的构造，其特征在于，所述托架/滑架在特定方向位移。

4. 根据专利权要求 1 的构造，其特征在于，衬垫系统使透镜从原位位移精确的距离。

5. 根据专利权要求 1 的方法，其特征在于，例如 CCD 相机的一个相机连接到光学器件，俘获从透镜在不同瞬间所在位置处的对象反射的光的图象。

6. 如专利权要求 4 位移的光学器件，其特征在于，使用连接的相机俘获有不同透视的两个图象。

7. 根据专利权要求 6 的构造，其特征在于，俘获对象及其环境的设备，并用作为产生 3D 图象的图象俘获设备。

8. 根据专利权要求 5 的构造，其特征在于，图象俘获设备的使用在应用中是有益的，其中可视化取决于设备的尺寸。

9. 根据专利权要求 6 的构造，其特征在于，计算机处理两个俘获的图象并融合为一个 3D 图象，使用头装显示器或任何其它可视化设备对观察者呈现该 3D 图象。

用于俘获三维图象的设备的设计，功能与应用

定义

用于俘获不同对象的三维图象的设备的设计，功能和应用。

技术范围

本发明涉及用于俘获医疗用途的三维图象的设备的组成，应用和功能，例如对于微创(invasive)外科中的应用，用于俘获对象的三维图象。

不久以前人类并不知道存在间隔的双目‘深度感觉’。很久以前个别人，例如欧几理德和列昂纳德认为，我们用每一个眼睛看到不同的现实图象。1838年是惠斯通以其立体镜和图示向世界说明存在唯一的‘深度感觉’，即由视网膜投影之间的差别产生的立体影象。欧几理德，开普勒及其它人想知道为什么我们不能看见现实的幻象。惠斯通过论证大脑把两个平面视网膜图象融合为有立体影像的图象(“实体视觉”)通解释道，问题已实际解决(actual solution)。 (Weatstone, charles. On some remarkable, and hitherto unobserved, phenomena of binocular vision (Part the first). Philosophical Transactions of the Royal Society of Lodon, 1838, 371-94).

立体图象

立体图象向观察者左和右眼呈现带有来自不同透视的象素的图象，好象是观察者看到视觉现实。这两个有轻微不同透视的图象由大脑皮层合成为有立体深度的图象。合成的图象大于图象之和。

现实还能够由相机俘获。不论图象是被计算的还是被俘获的，必须发生来自两个透视的图象的产生拷贝，一个是对左眼，一个是对右眼。如果能够产生一个透视，在概念上就能够生成另一个透视。

单目的，或特殊立体的，深度变量是对视觉显示有深度感觉的条件。它们象立体影像生成被感觉为三维的图象那样重要。这些条件包

括光线和阴影, 相对尺寸, 插入, 文本的斜度, 空间透视, 运动视差, 而最重要的是透视。当增加双目立体观察时, 单目深度变量丰富的图象将甚至更容易察觉。

立体显示

立体显示是人类大脑为最终单元的一种光学系统。该系统通过向大脑呈现左和右现实图象而发挥作用。

大多数人认为那些立体图象比它们的平面等价物更真实。虽然对显示添加立体影像意思就是深度感, 但如果这种添加使得显示更为真实则就能够对其进行讨论。立体影像增加了格式信息, 这在感觉上是舒服的又是有用的。

与现实具有一对一依存同构的立体图象可能对于科学家, 工程师, 技术人员, 医生和艺术家看起来是不舒服的, 并且是有可争议的评价。

有很多不同的方法使立体图象能够从与现实同构分叉出来, 心理学, 深度感觉的心理学, 及几何或光学变化。它们能够有以下的状态: 调节/会聚的失控, 围绕监视器的相互作用变量, 及正立体状态。

有很多不同的装置产生时间共享多元图象, 用于电子立体显示。而且, 图象的格式化是从选择技术, 或者说从供给每一眼睛必须的图象的方式分开的(并删除不必要的图象)。格式化和图象的选择必须是同时的, 并通过这种系统的设计, 选择技术决定了格式。

立体图象俘获设备

立体图象俘获设备的意思是俘获现实三维图象的设备。

首先, 能够有两个带有平行透镜的相机。目标以两个透镜被同时俘获, 并从而生成在同一时刻俘获的有不同透视的两个图象。

其次, 能够有带有一个透镜的相机, 该相机在伸缩, 垂直, 水平或旋转方向机械运动。这里也有两个从运动周边俘获的图象。图象是以规定的时间差被俘获的, 因而总不是实时的。如果对象和/或透镜在运动, 这就有重要性, 并因而必须被校正。

本专利涉及与视觉呈现设备同时起作用并使用时间多元方法的格式与俘获设备。通过使用液晶(LC)快门这种视觉呈现设备是有效的,

或者它可以是被动极化的。

本发明定义为使用 3D-观察(三维)设备接近实时或实时俘获对象的方法。

更具体来说, 本发明能够定义为使用这种设备更好地俘获对象并生成就对象及其环境关系来看的一种深度感觉。

技术的当前状态

相机模型

产生计算机生成电立体影像无畸变图象的基本算法的几何学示于图 1, 左和右相机位于数据区。它们的轴间间隔由 t_c 给出。相机透镜的轴线在 z -轴方向平行。相机到对象之间的距离是 d_o 。

设想, 相机是两个其透镜轴线平行的安装在平面底座上的静止图象或视频相机。 t_c 是相机之间轴线或更确切说是透镜中心的间隔或距离。相机是这样安装的, 使得透镜轴线, 即对图象平面成直角通过每一透镜的中心的直线, 总是平行的。

两个相机产生同一对象的两个不同透视, 因为它们视频位移距离 t_c 。两个相机使用相同的焦距的透镜。短焦距的透镜产生广角度的图象。长焦距的透镜产生窄角度的图象。例如, 对于 35 毫米摄影的广角度透镜通常在 50 毫米以下, 而长焦距或远光学透镜通常超过 50 毫米。

假设两个视频相机其透镜直指前方。每一相机俘获一个对象的透视。两个视频信号之间的变化以一定的比率出现²(Lipton, Lenny, and Meyer, Lhary. A time-multiplexed two-times vertical frequency stereoscopic video system. International Symposium Gigest, SID 1984, Vol. XV)。如果在 TV-监视器上观看该图象, 能够看到两个不等同的图象, 因为相机彼此间隔 t_c 。因为相机以平行的透镜轴线直指前方, 它们将获得对象不同的部分。在水平方向彼此移动这两个图象, 使得图象的部分融合。只要图象融合得使视差为零, 且对象(或场景)的部分在监视器平面中。这已称为 '会聚', 但是该术语容易与人类生理学术语 '眼睛旋转' 交换, 这对于融合是必须的。因而, 我们使用使用 HIT(水平图象平移), 这用来获得 ZPS(零视差设置)。

如果图象水平移动,使得图象的任何部分刚好位于另一图象的顶部,图象的部分有 ZPS。对象不仅在 x-和 y-轴线上存在,而且在 z-轴线上存在。因为对象是三维的,能够只对于对象的一点(或朝向一个平面的点组)能够达到 ZPS。如果 ZPS 用于对象的中间部分,对象的后面的部分有 ZPS 正视差,前方部分有 ZPS 负视差。

对于立体计算机产生图象的平行透镜轴线算法使用两个相机透视它们之间有平行透镜轴线距离 t_c 。透视和相机透镜都有相同的角度。图象的水平平移度更多的是一个体验的问题。以前,生成低视差图象的优点受到推崇。必须考虑的是 ZPS 的使用是要对于整个图象产生最佳视差平衡。

这一方法并不意味着任何旋转且结果是产生垂直视差的几何畸变,但是已经实现对于立体图象的两个必须的透视。

如果使用所述的 HIT,其它条件(透镜角度,到对象的距离, t_c)不变,则深度内容不会有任何变化。对于不同的视差值眼睛再会聚要用一些时间,但是图象的全部深度内容将是相同的。在眼睛调节之后,图象如以前同样的深。通过 HIT 能够产生完全在监视器前或监视器后面所示的图象。如前所讨论,最好把 ZPS 定位在对象的中心或附近,以降低调节和会聚的间隔,并降低人为现象。

视差

已建议使用小的 t_c 值和大角度,至少是水平 40 度。立体画者所使用的深度方程式,

$$P_m = Mf_c t_c \left[\frac{1}{d_0} - \frac{1}{d_m} \right]$$

描述了当改变相机设置时,视差最大值(P_m)如何变化。设想 HIT 的使用,对于在距离 d_0 一个对象的视差值将为零。这时说在距离 d_0 达到 ZPS。现在最大距离 d_m 的对象有视差值 P_m 。

目的是要产生最强的立体效果而不超过最大 1.5° 的视差。方程式的形式在理解这一点时是有帮助的。放大率(M)的值改变着 P_m 的值。

例如,大屏幕上的图象比小屏幕上的图象视差大。在其它参数不变时,24-英寸监视器是12-英寸监视器的视差的两倍大。降低 t_c 将降低监视器的视差值。减小透镜 f_c (使用广角度透镜)的焦距也减小 P_m 。

控制立体效果最重要的因素是两个相机透镜之间的距离 t_c 。 t_c 越大,视差值越大,且立体深度感觉越大。反之亦然。如果观看很靠近相机的对象,例如一个硬币,昆虫或小对象, t_c 变小,并仍然产生很强的立体效果。另一方面,如果给出远方的山,则 t_c 可能变形为数百米才能产生某种立体效果。改变 t_c 是控制立体图象深度的方法。

使用广角光学器件(低 f_c)能够达到小 t_c 值。考虑透视,能够看到,对于广角对象四周部分和对象远方部分的相对位置将被夸张。透视的这种夸张决定了立体深度效果的程度。使用广角光学器件,能够降低 t_c 。³(Macadam, D.L. Stereoscopic perceptions of size, shape, distance and direction. SMPTE Journal, 1954, 62; 271-93)。

带有平行透镜轴线的方法对于使用广角靠近对象是特别重要的。如果在这种情形下使用旋转,几何畸变将夸大伪造的垂直视差的产生。

立体效果的强度内轴距离 t_c 来控制,它转而控制对象的视差值。只要建立了内轴值,HIT将用来通过缓冲器的两个部件的彼此相对运动控制图象的ZPS,并将常常由软件接收。缓冲器的上和下部分中的左和右图象的水平运动产生HIT,这用来控制ZPS。对于图象与对象,对象的中间部分是ZPS的好位置。如果遵从这一建议,用户将还遇到困难,因为破坏了调节,会聚,并伴随的‘串扰’。很重要的是实现图象处理软件的ZPS条件作为默认值。此外,当图象的尺寸改变时,希望保持ZPS,而这能够在软件中实现。在对于平行透镜轴线的相机模型中,当 t_c 改变时,ZPS也改变;因而,希望软件实现当 t_c 改变时不变的ZPS。这对用户给出更好的质量并更易于观看立体图象。

要在监视器上得到立体的三维图象有两个重要的要求:

1. 软件必须对每一眼睛以给定的偏移进行透视,从而模拟假如眼睛处于软件描绘所基于的三维世界中的每一眼睛所看到的对象,及
2. 左和右眼睛的描绘必须对计算机监视器这样格式化,使得允许

立体化硬件分开左和右眼的信息。

平行透镜轴线

立体图象的计算包括来自两个不同位置的两个单目透视。在以前，计算机产生的立体对是通过对象旋转很小的度数生成的，但不推荐这样作(参见图 2)。使用旋转产生立体对结果造成对应的左和右图象点垂直不协调。这种垂直不协调引起眼肌以非正常方式工作，得此大部分人感觉是不舒服的。如果眼睛试图融合没有任何深度信息的垂直视差，其结果可能是痛苦的。

左侧的矩形 ABCD 有标以虚线的垂直轴。如图中绕轴线旋转，角点 A', B', C', D' 比对应的点 A, B, C, D 可能高或低。无论如何，这例子包含一简单的图示，这是当使用旋转产生立体对时所发生的典型的情形。要推荐的是以沿 x 轴的水平平移产生两个透视，以结果图象的水平位移(HIT 水平图象平移)建立 ZPS(零视差设置')。

本发明

本发明基于透镜在伸缩，水平，垂直或旋转方向的机械位移。位移可调节到被俘获的对象两个平行图象之间所希望的距离，同一对象两个不同的透视不是完全实时的。图象速率除其它之外与相机的快门速度有关。

优点是尺寸(直径)比两个平行相机小得多的图象俘获设备，并在俘获设备的尺寸至关重要之处成为重要的因素。

对比以下专利：

US4956705 A A set-up to electronically capture images of an object to be used for three-dimensional representation of the object.

对比以下出版物：

Weatstone, charles. On some remarkable, and hitherto unobserved, phenomena of binocular vision (Part the first). Philosophical Transactions of the Royal Society of Lodon, 1838, 371-94

Lipton, Lenny, and Meyer, Lhary. A time-multiplexed two-times

vertical frequency stereoscopic video system. International Symposium Gigest, SID 1984, Vol. XV

Macadam, D.L. Stereoscopic perceptions of size, shape, distance and direction. SMPTE Journal, 1954, 62; 271-93

本发明的说明

本发明的目的是通过增加第三维, 即 3D, 要解决上述那些涉及被俘获的图象相对于其周围的不良的形象和空间定向问题。

本发明

本发明由称为光学器件的管组成, 带有可传输从对象反射的光的光学和/或光纤系统。光通过光纤从外部光源通过管传输。在管的末端是在一滑架或托架中的透镜。在透镜托架的两侧有充以气体/液体的衬垫。这一衬垫能够交替地以微米级精度被充满或抽空, 其中当托架向一旁位移时透镜被位移。通过与计算机的控制器卡连接的外部泵调节气体/液体。

在管的另一端是所谓‘光束分离器’, 把进入的光在考虑用于不同任务的不同相机之间分离。‘光束分离器’物理上意思是当光束在两个外部单元/相机之间被分离时, 光的一部分将丢失。

一个相机, 例如 CCD 相机拧紧在末端, 并涉及在收集器(gitter)中俘获进入的光。从而所有从对象被反射的光点得到一个光点。每一光点有记录在图象上的一个值。相机的快门直接决定了需要多长的曝光时间。希望相机的选择结果是曝光时间越短越好, 因为模糊严重损失图象的 3D-信息。此外, 相机最好至少可摄取 30 个图象/每秒, 即两倍于 3D-图象之多。

而且能够同时使用 IR-相机。IR-相机的目的是检测对象中及周围的热变化和梯度, 并例如能够用来测量循环, 区分活组织和死组织, 并观察组织的反应等等。

外围设备

然后计算机使用立体照相数学算法处理两个图象。图象作为视频信号从控制器卡传送到计算机。来自同一对象有不同透视的两个图象

的视频信号被处理，并然后被融合为一个图象，然后呈现给观察者的显示器中。

在已收到中断信息之后，计算机使用控制器卡控制系，该中断信息在图象处理之后能够被抽取。其精度在微米级。

两个控制器卡：一个用于视频信号，这是通常的有高分辨率的视频卡；一个在充满或抽空侧-衬垫之后用于透镜位移控制。

头戴显示器(HMD)用来向观察者显现 3D-环境。例如，外科医生能够使用 HMD 获得对体腔或中空组织的空间感觉。HMD 连接到传送对象的一个/两个透视的视频信号的计算机。在计算机已经对其发出命令之后发生图象在眼睛之间的移动。

3D-眼镜是精度和分辨率相当低的廉价的替代品，但可起到有 3D 显现俘获的对象及其环境的作用。存在具有极化和 LCD-技术的不同的变型。3D-眼镜连接到传送对象的一个/两个透视的视频信号的计算机。在计算机已经对其发出命令之后发生图象在眼睛之间的移动。

替代两个相机，即双系统，使用一个透镜系统是有优点的，

1. 当透镜能够在伸缩，垂直，水平或圆周方向位移一定距离时，
2. 因为仪器的尺寸或直径变小，
3. 因为设备能够用于狭窄的场所，且其中尺寸的其它因素决定了关于仪器的用途，
4. 其中本发明对于某些应用有特别的价值，即当如果将发生三维图象的产生而俘获设备的尺寸(直径)至关重要时，

有这种要求的产品的例子是医疗刚性和柔性内窥镜，例如关节内窥镜，腹腔镜，膀胱镜，气管镜等等。

其它的例子是刚性的以及柔性的纤维(光)显微镜，及其它相机应用，其中要求的尺寸是对于要求的使用至关重要的因素。

图文

以下将参照附图说明本发明当前一种建议的变型，其中包括

图 1：无畸变图象。相机轴线(透视中心的轴线)必须平行。

图 2：旋转产生畸变。

图 3: 测试台(从上面)。左侧是安装在测试台的内窥镜, 右侧是带有附属的控制器卡的伴随控制器单元。该图示出相机控制器单元(7), 光源(8), 带有螺杆的线性步进激励器(9), 用于步进电动机的 9-路 D-型控制器单元(10), 带有单轴和卡上芯片的可编程电动机控制器单元(11), 背板(12), 至电动机(13), PSU (14), 刚性盒子中的 KM6 II 3U 托架(15), 带有被连接的端点的线性滑架(16), 内窥镜(17), 测试板(18)及相机(19)。

图 4: 测试台(从侧面)。左侧是安装在测试板上的内窥镜, 右侧是控制器单元的伴随面板。该图示出加电按钮(20), 融合按钮(21), 接通/断开按钮(22)及托架(23);

图 5: 测试台(靠近)。

图 6: 内窥镜(从内窥镜侧面和光学器件边缘的前面)。

图 7: 光学器件的透镜(前面)。该图示出所谓侧垫(24)。

图 8: 光学器件透镜的位移(前面)。

图 9: 透镜(细节)。

图 10: 线性步进激励器(细节)。

详细的制造说明

以下是对于本发明适当的位移的几个例子。

例图 1 示出透镜的水平或垂直位移。当在垂直位移生成垂直透视时, 水平位移是较好的。水平位移对周边给出较少的清晰度损失, 但只是需要进行透镜很小的侧向位移。在每一侧向图象由 CCD-相机俘获, 它们后来被融合为一个 3D-图象。该图示出内窥镜的外适配(1), 内适配(2), 托架/滑架(4), 透镜(5), 透镜支托(6)及位移距离(FA)。

例图 2 示出透镜的循环位移。透镜围绕其自身的轴线旋转。旋转运动能够造成端点的精度问题。在两个确定的位置图象被俘获, 然后它们被融合为一个 3D-图象。

例图 3 示出透镜的伸缩位移。透镜位移的距离决定了由被俘获的对象反射的什么纵座标光将达到。透镜位于对象越近, 点越在周边, 从而增加了细节的数目, 即透镜离对象越远, 点越是中心的, 从而减

少了细节数。在内和外位置各一个图象被俘获，它们后来被融合为一个 3-D 图象。该图示出俘获玻璃(3)。

与以下图示相关，示出本发明在不同场合应用的某些例子。

外科都是或多或少与组织损坏相关的手术。力图减小在外科手术期间可能出现的组织的损坏被认为是重要的。在外科手术期间出现的组织损坏显示伤口的治愈，复原和完全恢复到正常功能。

外科手术可以开放地，封闭地，或称为微-创外科的两种技术组合进行。

开放的外科手术是在外科医生切开解剖结构和器官以达到手术所集中的器官的手术。当切开越多时组织损坏越多。

封闭外科手术是在外科医生不对病人使用解剖刀，即不造成外部伤口情形下处置器官的手术。封闭外科手术的例子是骨折的固定法。固定(fixation)处本身继续了一种创伤，并且是骨折封闭校正，其中可能出现内伤。该方法与开放外科手术比较使身体遭受大大减少的组织损坏。

开放和封闭的组合可描绘为微-创或微小创外科手术。通常形成用于光学仪器 1-2cm 的小切口，然后该光学仪器被传送进入身体。如果没有已经自然存在象结合处这样的，则设法生成一个中空的内脏。通过向其泵入液体或空气/气体混合物而生成该中空内脏。

除其它之外，本发明考虑使用内窥镜仪器用于在过程中身体内的 3D-观察(三维)方法。

更具体来说，本发明能够被定义为，使用这种设备使手术场所可视化以生成更好的空间感觉的方法。

图 3 中示出我们已经用来测试本发明的测试台一例。目的是得到最小必须的侧位移并比较不同的侧位移及其 3D-效果。测试结果已经用来建立本发明的原型。测试台由与本发明连接的 CCD-相机和能够侧向位移的对象组成。

相机有向接收输入的视频信号的计算机的连接。该相机由计算机的控制器卡控制。诸如曝光时间，每秒帧数和感光度可被控制。

本发明由连接到相机的硬光学器件(稍后将说明)组成。该器件锚定在底板中。

对象已经位于与透镜成直角的线性滑架中。滑架被前后推拉,使得对象在水平方向以微米精度位移。滑架由线性步进激励器拉动,后者又由计算机的控制器卡控制。

图4的侧面示出测试台。控制器盒的前面有两个按钮,一个是电源通/断,一个是要融合俘获的图象。此外,还有一个电源指示灯。

图5示出更详细示出测试台。

图6示出本发明与连接到CCD-相机。光学器件的末端表明光学器件由带有不同绝缘封套的管子组成。

图7详细示出一图象,本发明的透镜如何位于两个水平衬垫之间。这些衬垫能够以空气/气体或任何液体充满。通过充满一个衬垫并抽空一个衬垫,获得透镜在水平方向的侧位移。此外,能够使用其它振动机构实现侧位移,例如振动纤维。透镜被位移的距离由数个测试决定由连接的计算机控制。

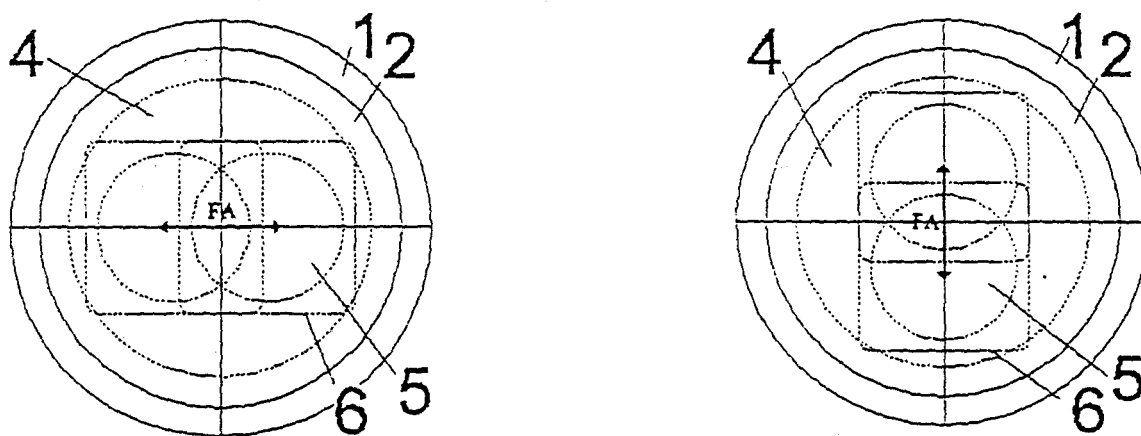
图8仅详细示出透镜的的位移。

图9示出由防止推压和弯曲的外封套组成的光学器件。内部有用光学组件的隔离层。透镜系统置于由衬垫系统水平支撑在两侧的滑架中。在透镜前方有玻璃盖罩防止透镜的外部损伤。沿侧面,与管子平行,放置有作为开放通道的用于侧位移的机构,因为泵本身必须位于光学器件之外。

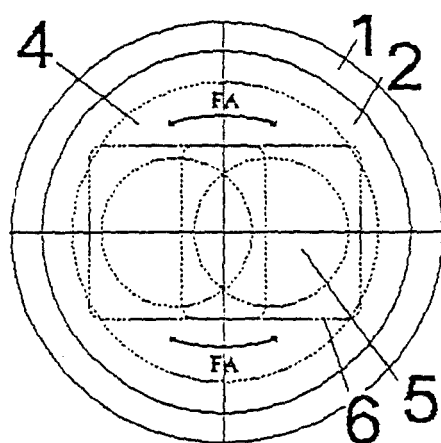
此外,能够看到透镜及其侧运动/位移的前方图示。

图10全投影示出线性步进激励器。

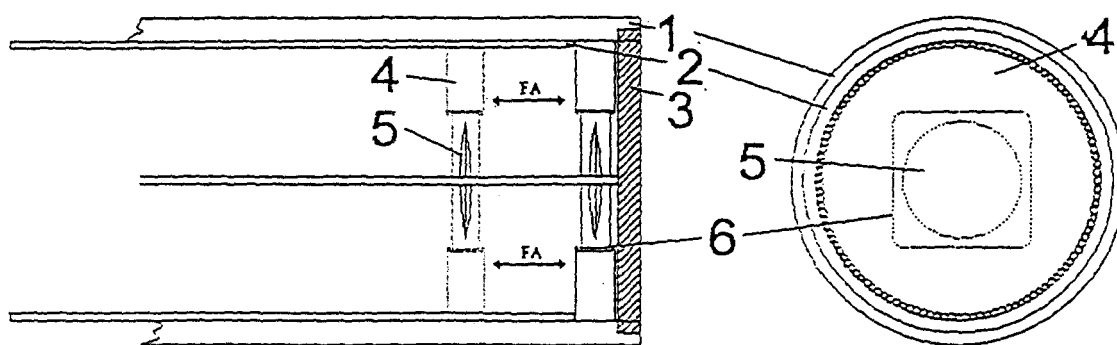
本发明不限于上述以上给出的设计,在以下专利描述框架内可被改变。这样,机械位移能够在两个或以下几个方向:伸缩,水平,垂直和旋转。本发明绝不限于医用,内窥镜,而是还能够用于其它类型三维俘获,特别是在仪器尺寸是一限制因素的情形下。



实例图 1



实例图 2



实例图 3

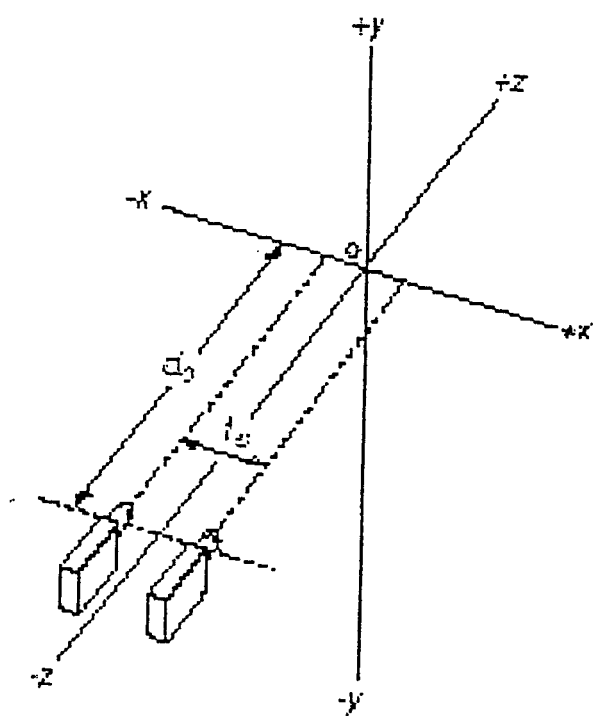


图 1

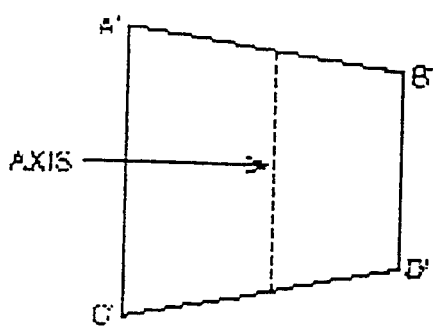
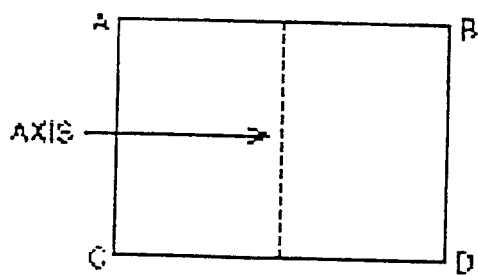


图 2

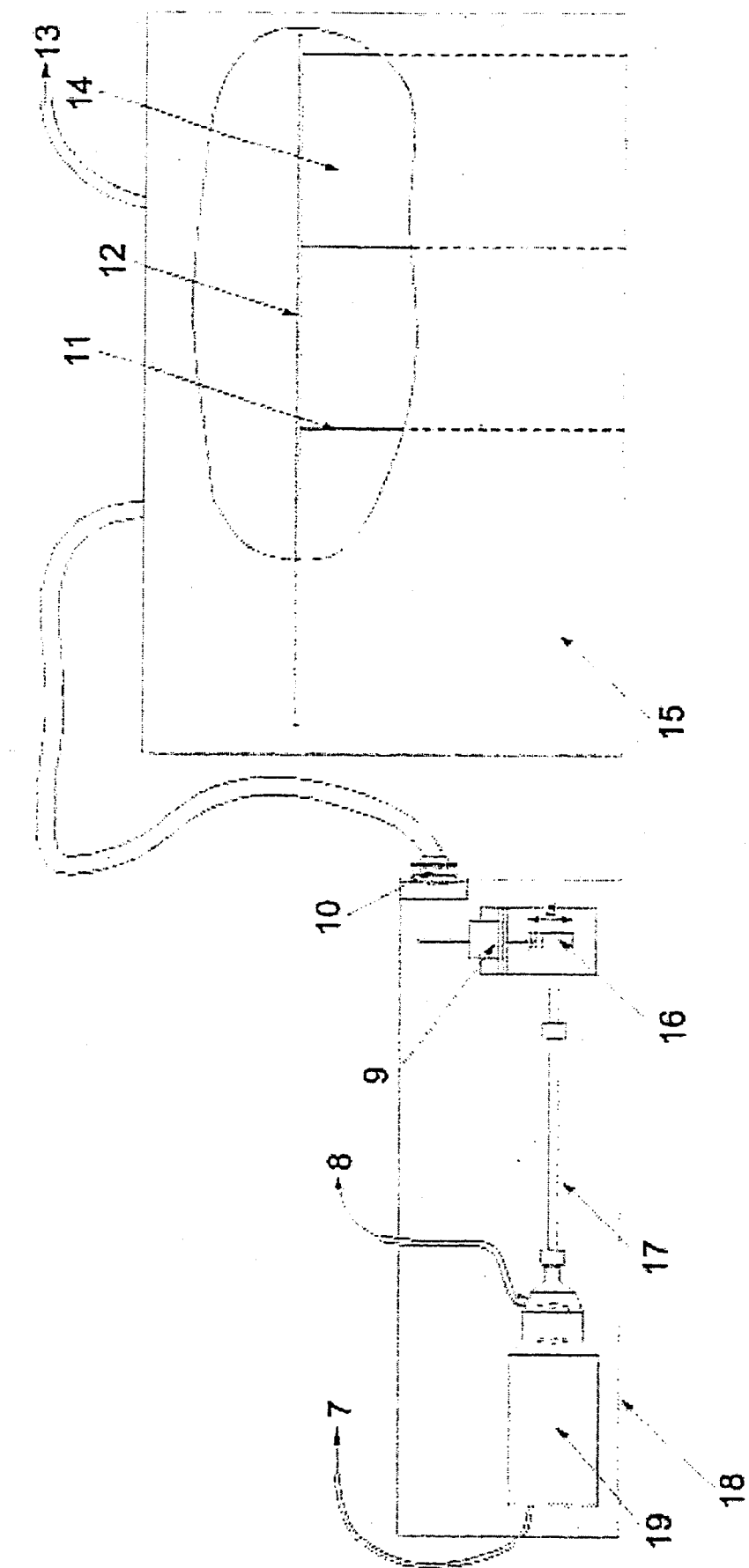


图 3

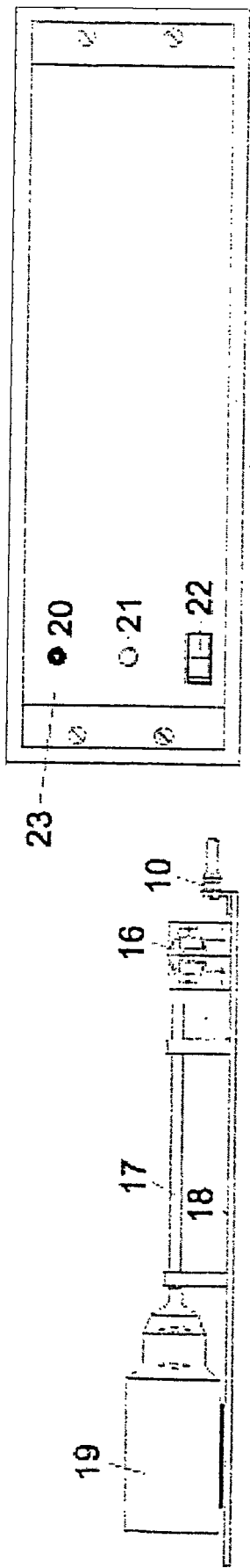


图 4

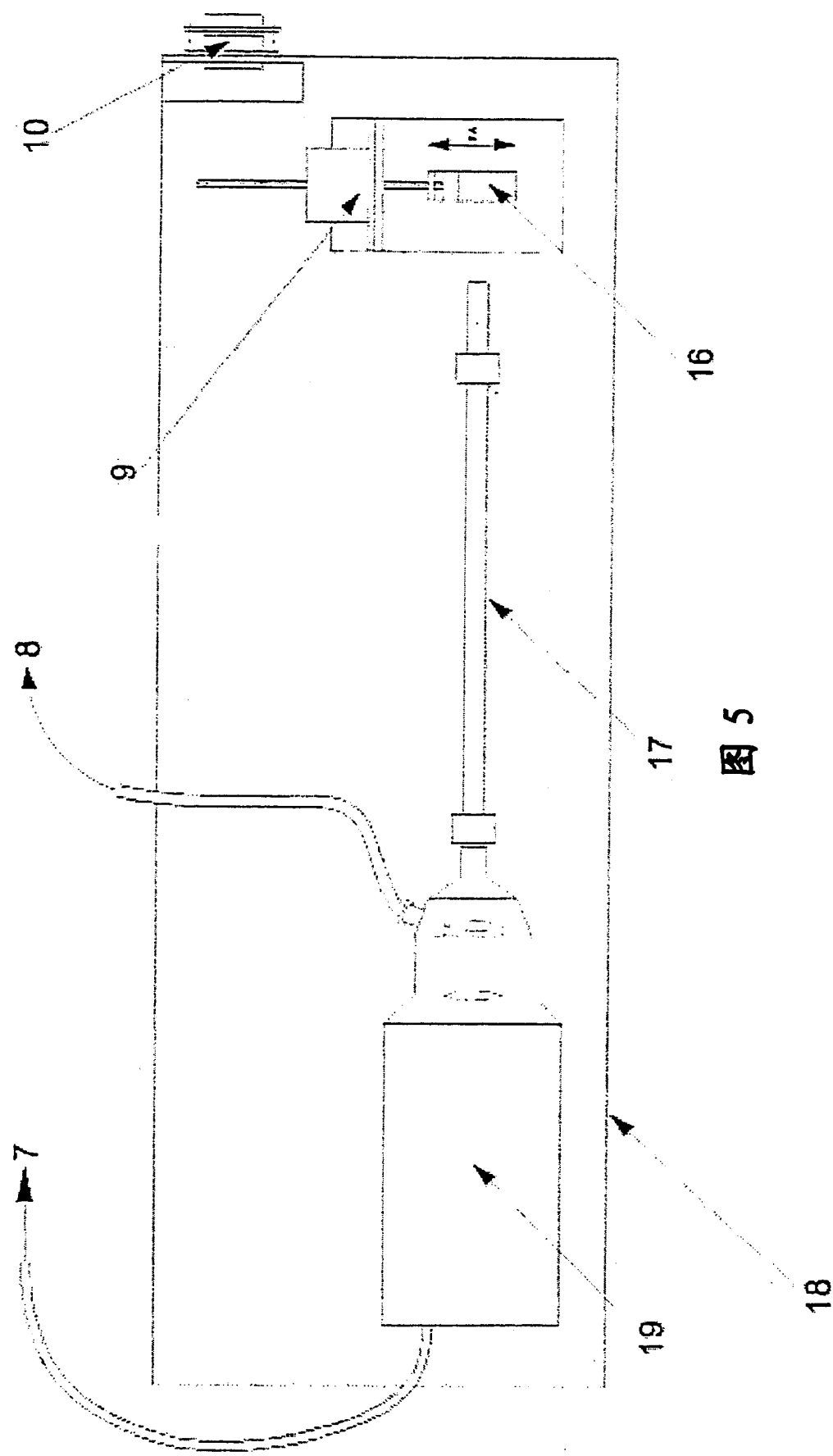


图 5

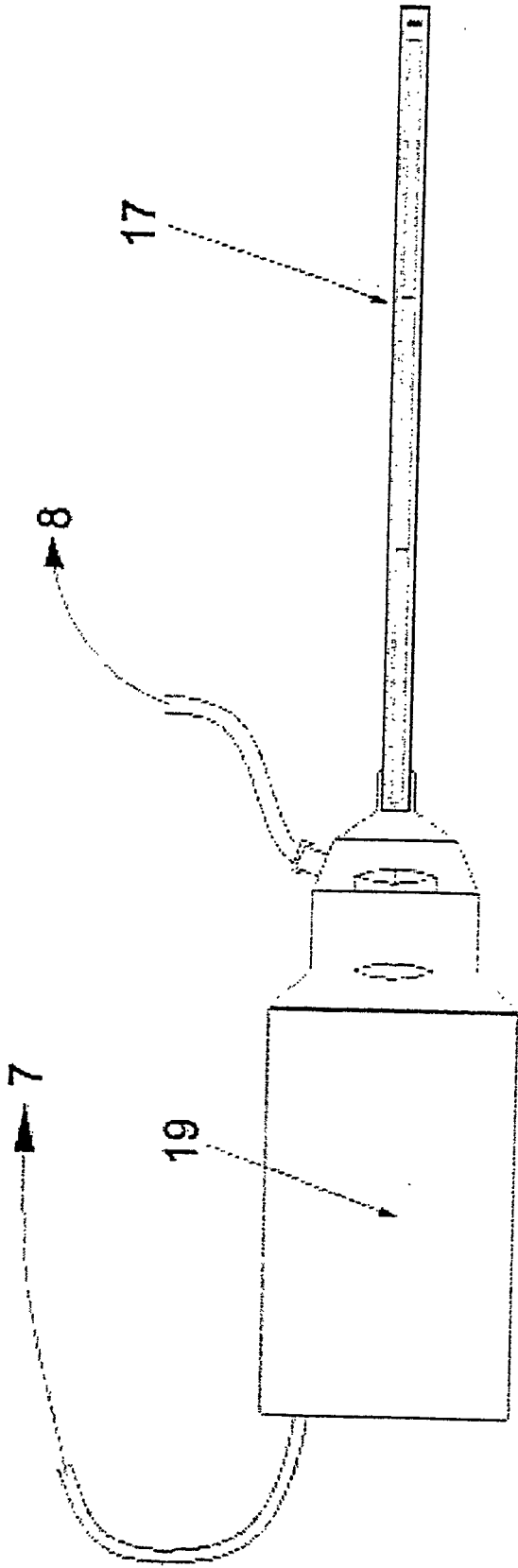


图 6

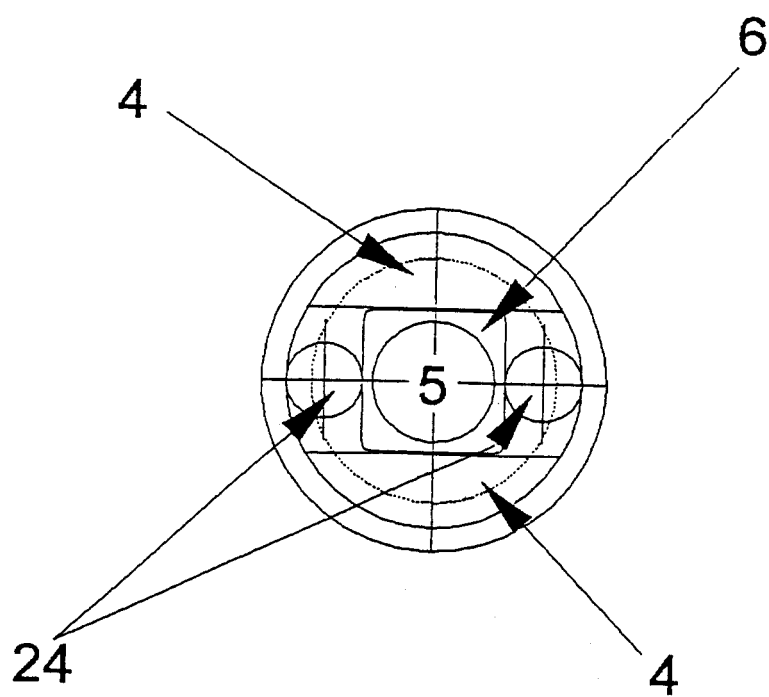


图 7

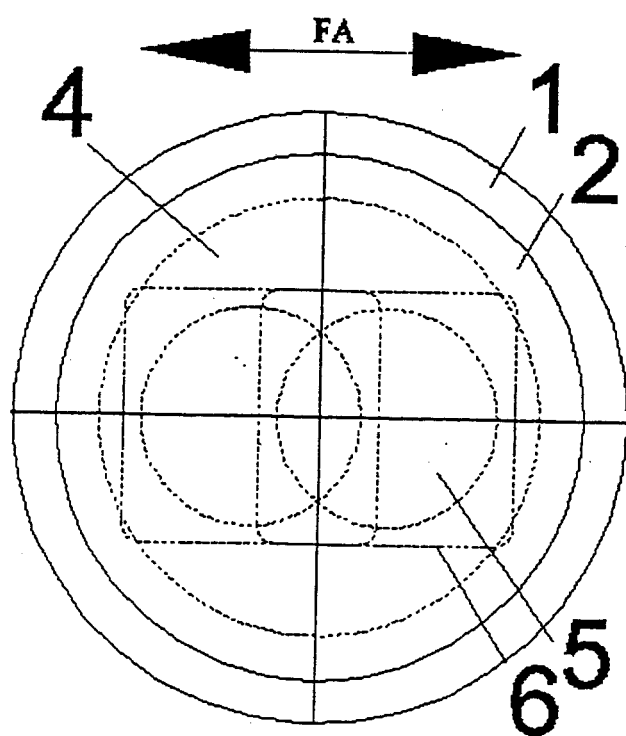


图 8

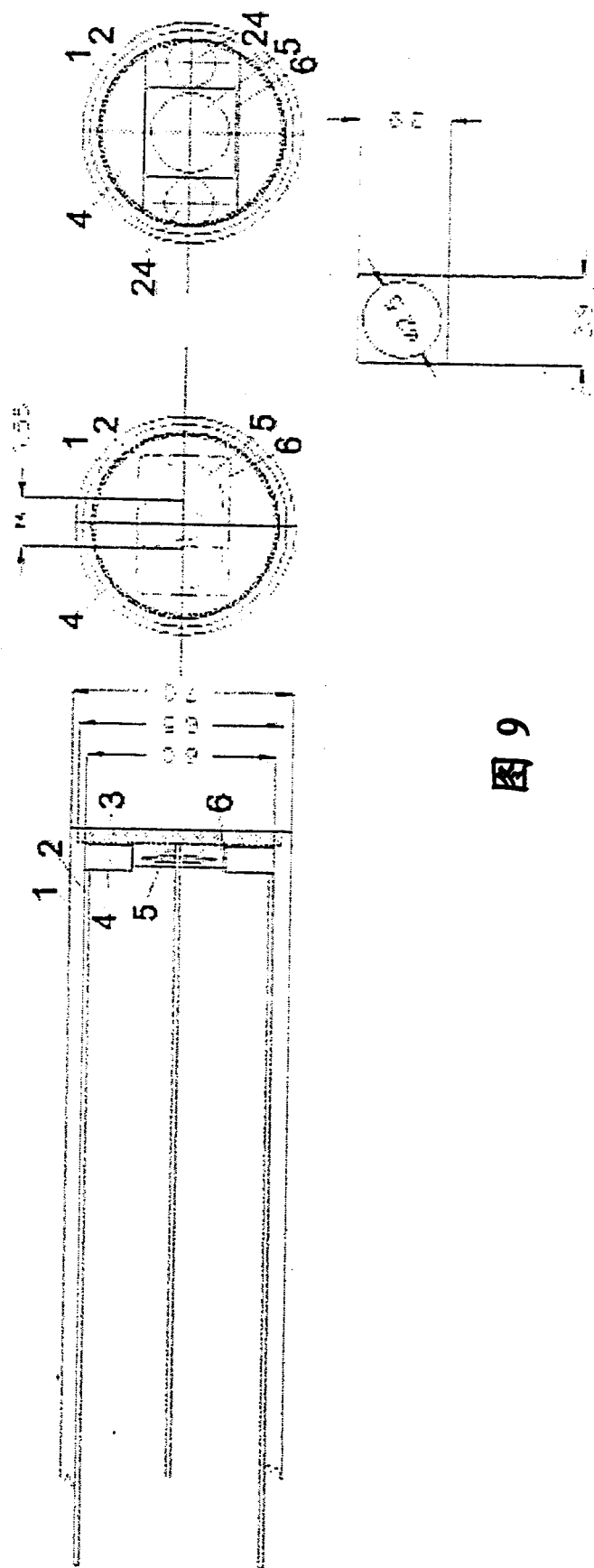


图 9

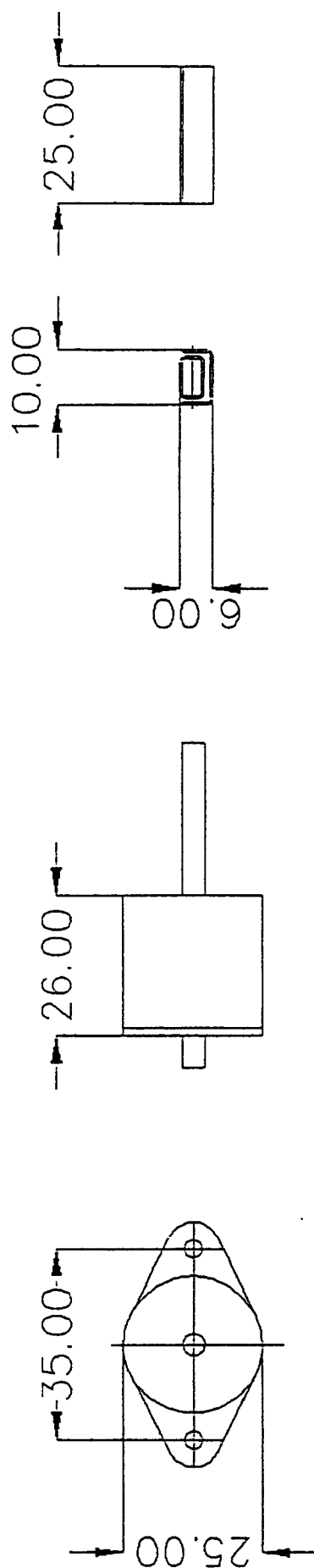


图 10

专利名称(译)	用于俘获三维图象的设备的设计,功能与应用		
公开(公告)号	CN1451243A	公开(公告)日	2003-10-22
申请号	CN00819306.1	申请日	2000-02-11
[标]发明人	肯特奥尔森 托斯坦雷德马克		
发明人	肯特·奥尔森 托斯坦·雷德马克		
IPC分类号	G02B23/24 A61B19/00 G02B23/26 H04N13/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明考虑三维图象俘获设备的构造和使用。本发明基于对有预定位移的不同透视的两个图象的俘获，预定的位移与数个参数相关。构造基于位于可替换的托架/滑架中的透镜。托架/滑架的每一侧有一所谓缓冲器系统。通过充满和抽空液体/气体/或其它物质这些缓冲器系统能够影响透镜的位移。被俘获的对象是通过相机，例如CCD相机俘获的，相机又将图象作物视频信号传输给计算机。计算机通过图象处理把两个图象融合为一个3D图象。该3D图象后来能够借助于HMD(头装显示器)，在监视器上或通过3D眼镜看到。本发明能够有益地用于仪器的尺寸和直径对于结果至关重要的应用场合，例如在医疗现场，内窥镜检查法，即关节内窥镜检查，腹腔镜检查，膀胱镜检查等等。此外，对于外科医生获得对手术场所特别的感知是很重要的。这将比较容易估计距离，尺寸等。

