



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 01811903.4

[43] 公开日 2003 年 9 月 10 日

[11] 公开号 CN 1441647A

[22] 申请日 2001.6.28 [21] 申请号 01811903.4

[30] 优先权

[32] 2000.6.30 [33] US [31] 09/608,321

[32] 2000.11.3 [33] US [31] 09/706,059

[86] 国际申请 PCT/US01/20588 2001.6.28

[87] 国际公布 WO02/01934 英 2002.1.10

[85] 进入国家阶段日期 2002.12.27

[71] 申请人 内窥成像有限责任公司

地址 美国密执安

[72] 发明人 理查德·法卡斯 理查德·费希尔
史蒂文·亨克[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

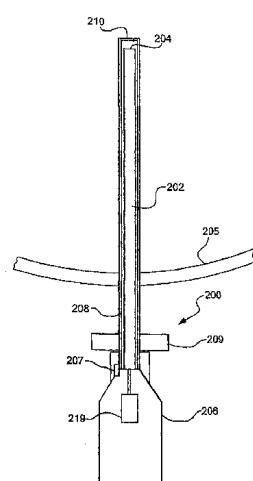
代理人 李德山

权利要求书 4 页 说明书 12 页 附图 9 页

[54] 发明名称 内窥镜

[57] 摘要

公开了一种具有一外壳的内窥镜装置，适合于由医务人员如外科医生进行操作。一细长的透镜管使其一端固定到该外壳上，而一细长的构架可拆卸地固定在该外壳上，以使该构架环绕镜管并与该管同轴。该构架与透镜管一起适合于插入体腔中。设置在透镜管中的透镜组将来自该构架自由端的光学图像中继到外壳。而且，外壳内的透镜组在宏观与微观放大之间改变图像的放大率，其中可在细胞级别上检查组织。对于宏观放大，白光通过透镜管，并且通过透镜管从目标组织反射回来，到达外壳。对于微观检查，利用激光辐射代替白光照明。外壳中所包含的线扫描共焦装置，使得能够从该构架的端部到组织中的不同水平面上对目标组织进行微观检查。



1. 一种内窥镜装置，包括：

一外壳，

一细长的透镜管，其一端固定到所述外壳上，所述透镜管适合于插入体腔中，

一包含在所述透镜管中的管透镜组，将来自透镜管自由端的图像光学中继到所述外壳，

一外壳透镜组，从所述透镜管接收图像，

摄像机装置，从所述外壳透镜组接收光学图像，以便将所述光学图像转换成电信号，

用于在微观与宏观放大之间改变所述外壳透镜组的装置。

2. 如权利要求1所述的内窥镜装置，包括：

一与所述外壳耦合的可见光辐射源，

一与所述外壳耦合的红外辐射源，

用于有选择地将来自其中一个所述辐射源的辐射从所述外壳进行引导，并且通过所述透镜管装置的装置。

3. 如权利要求2所述的内窥镜装置，其中所述有选择地引导的装置，包括与所述可见光源光学串联连接的第一快门，和与所述红外辐射源光学串联连接的第二快门。

4. 如权利要求1所述的内窥镜装置，其中所述外壳透镜组包括一
共焦透镜组。

5. 如权利要求4所述的内窥镜装置，其中所述共焦透镜组包括线
扫描成像装置。

6. 如权利要求1所述的内窥镜装置，包括用于传送所述外壳外部
的电子信号的装置。

7. 如权利要求1所述的内窥镜装置，其中所述外壳透镜组包括用
来对从所述透镜管接收的图像进行自动聚焦的装置。

8. 如权利要求1所述的内窥镜装置，其中所述外壳透镜组包括一

自适应透镜。

9. 如权利要求 1 所述的内窥镜装置，包括一细长的管状构架，所述构架一端是开口的，并且具有一设置在其另一端的窗口，所述构架的所述开口端可滑动地设置在所述透镜管上，以及用于可拆卸地将所述构架固定到与所述外壳相邻的所述透镜管上的装置。

10. 如权利要求 9 所述的内窥镜装置，包括在所述外壳处易于使用的装置，用来在伸长与缩进位置之间相对所述透镜管沿纵向移动所述构架。

11. 如权利要求 1 所述的内窥镜装置，包括用来记录通过所述透镜管观看的图像的装置。

12. 如权利要求 11 所述的内窥镜装置，包括用来记录通过所述透镜管观看的多个连续图像的装置。

13. 如权利要求 12 所述的内窥镜装置，其中所述记录装置包括一具有一输入端的计算机，和用于将所述摄像机装置的输出信号连接到所述计算机输入端的装置。

14. 如权利要求 13 所述的内窥镜装置，包括用于存储所述图像的计算机装置。

15. 如权利要求 13 所述的内窥镜装置，包括用来将所述图像与物理上远离内窥镜的位置进行电子通信的装置。

16. 如权利要求 13 所述的内窥镜装置，其中所述摄像机包括一线扫描成像装置。

17. 如权利要求 9 所述的内窥镜装置，其中所述可拆卸的固定装置包括一卡口式联接器。

18. 如权利要求 10 所述的内窥镜装置，其中所述构架上的所述窗口与所述透镜管的另一端纵向间隔开，从而在所述窗口与所述透镜管的所述另一端之间形成一腔，以及用于保持所述腔充以液体的装置。

19. 如权利要求 18 所述的内窥镜装置，其中所述保持装置包括一设置在所述构架中，并且与所述腔相通的气泡。

20. 一种内窥镜装置，包括：

一外壳，

一细长的透镜管，其一端固定到所述外壳上，所述透镜管适合于插入体腔中，

一包含在所述透镜管中的管透镜组，将来自透镜管自由端的图像光学中继到所述外壳，

一外壳透镜组，其从所述透镜管接收图像，并且在所述外壳外部提供所述图像，

一与所述外壳耦合的光辐射源，

用于将来自所述光源的辐射通过所述透镜管装置进行引导的装置。

21. 如权利要求 20 所述的内窥镜装置，包括一红外光辐射源，其中所述光辐射源包括一可见光源，并且其中所述引导装置还包括用来有选择地将其中一个所述源的辐射通过所述透镜管装置进行引导的装置。

22. 如权利要求 20 所述的内窥镜装置，包括一红外摄像机，其中所述外壳透镜组包括一与所述红外摄像机光学串联连接的共焦透镜组。

23. 如权利要求 22 所述的内窥镜装置，其中所述红外摄像机包括一线扫描红外摄像机。

24. 如权利要求 20 所述的内窥镜装置，其中所述辐射源包括一激光器。

25. 如权利要求 24 所述的内窥镜装置，其中所述激光器为激光二极管。

26. 如权利要求 25 所述的内窥镜装置，其中所述激光器具有大体上 950nm 的波长。

27. 一种内窥镜装置，包括：

一外壳，

一细长的透镜管，其一端固定到所述外壳上，所述透镜管适合于插入体腔中，

一包含在所述透镜管中的管透镜组，将来自透镜管自由端的图像光学中继到所述外壳，

一外壳透镜组，从所述透镜管接收图像，并且在所述外壳外部提供所述图像，

远离所述外壳的用来在微观与宏观放大之间改变所述透镜组的装置。

28. 如权利要求 9 所述的内窥镜装置，包括一固定到所述构架上的接头。

内窥镜

发明背景

发明领域

本发明概括来说涉及医疗仪器，更准确地说涉及一种内窥镜。

相关技术的讨论

腹腔镜外科已经被越来越多地接受，尤其是对于涉及腹腔的外科。在这种外科中，构成一或多个通过患者皮肤的切口。此后，将包括内窥镜在内的多种医疗仪器通过切口插入诸如腹腔的体腔中。

为了使外科医生能检查腹腔，一般外科医生使用内窥镜，通过套管插入腹腔中。已知的内窥镜一般包括一具有一或多个固定透镜的细长的管子。这些透镜将体腔内部的光学景像提供给目镜或者其他显示装置，使身体外面的外科医生看到体腔的内部。通常由光纤来提供内窥镜的照明，光纤沿内窥镜的长度方向延伸，并且形成一围绕内窥镜自由端的外围的环。光纤的相对端与光源相连。

不过，这些已知的内窥镜均具有若干缺点。也许这些已知内窥镜的最大的缺点在于，由于光学透镜固定在内窥镜中，故内窥镜的放大视场是恒定的。一般，这些已知的内窥镜使用在体腔内提供低倍或者宏观放大（此后，统称为宏观放大）的透镜，以便获得体腔的相当宽的视场。

然而，在许多情况下，需要内窥镜提供体腔内所包含的器官的微观放大。例如，在某些怀疑身体器官内长有癌的情形中，已知内窥镜所提供的宏观放大不足以足够详细地检查器官组织，以便确定该组织异常是癌还是良性的。结果，外科医生必须切除组织以进行活检，在许多情形中，切除整个器官以便随后在身体外部进行病理检查。

从身体上切除生物组织，并且随后在身体外部进行病理检查具有

两个严重的缺点。首先，如果该器官异常是良性的，活组织切片检查以及从身体切除整个器官导致对患者不必要的伤害，甚至会损失器官功能。第二，由于随后的身体组织病理检查经常在手术结束很长时间之后进行，如果病理检查显示出在身体组织内长有癌，外科医生常常必须再次进入体腔，切除另外的身体组织，以便完全根除癌。不过，这使患者遭受第二次手术，是不利的。

已知内窥镜的另一缺点在于照明和观察光路是分离的，并且每个光路仅使用内窥镜可用直径的一部分。需要使用内窥镜的整个可用直径作为观察光路，因为这允许使用具有更大孔径的光学透镜，从而在透镜所形成的光学图像中提供增大的分辨率，无需增加内窥镜的全径。

发明概述

本发明提供一种用于腹腔镜外科的内窥镜，它克服了已知装置的上述缺点。

本发明的内窥镜具有一透镜组，在内窥镜管中形成光路，其中由用于照明诸如体腔内组织的物体的光，和从该物体采集的光共用该光路。内窥镜管与具有附加光学装置的外壳相连；内窥镜管与外壳光学装置的组合在外壳内的一或多个将图像转换成电信号的探测器上形成图像。在外壳和诸如个人计算机、电源和照明源的外部控制系统之间设置用作电光界面的电缆。

该内窥镜装置所实现的放大可以在宏观或者低倍放大与微观或者高倍放大之间改变。使用宏观放大来为外科医生提供体腔内相当宽区域的光学视野，而在微观放大模式中，该系统能够在细胞级别上分辨其结构。在微观模式中，该系统不仅提供身体组织表面层的高分辨率图像，而且利用外壳内包含的共焦装置提供表面下面的层的高分辨率图像。使用近红外照明增强深入成像，与可见波长相比，在该波长下身体组织一般更加透明。

该外壳中的光学装置包括用于宏观和微观成像模式的分离的或者部分分离的光路。设置分束器，以将内窥镜透镜的组合光路分成外壳

光学系统的分离光路，并且可随意在单个 CCD 摄像机上重新组合光路。宏观放大光路使用白光照明，并且最好使用三芯片 (three chip) CCD 探测器来提供全彩色成像。微观放大模式中所使用的光源最好为工作于大约 950nm 波长的近红外光谱领域的激光二极管。外壳中的微观放大光路包括一共焦装置，以提供组织表面上以及组织内部深处薄断片的高分辨率图像。该共焦装置包括扫描装置，它最好工作在线扫描格式，不过可以使用其他扫描技术，如点扫描或 Nipkow 盘扫描。

在宏观模式中，当将内窥镜移动到更接近于感兴趣的物体时，通过在外壳中移动透镜、内窥镜管，或者移动两者，可以改变放大率。当在白光和激光照明之间进行切换时也发生放大率的改变。设置滤波器、偏振器和延迟器，来适当的控制照明和成像光的光谱和偏振特性。

该内窥镜组件包括另一个管或构架 (stage)，其在内窥镜管上滑动，并且可拆卸地固定到外壳上。构架与内窥镜管的组合适合通过套管插入体腔中。通过外壳中所包含的驱动装置，内窥镜管可相对该构架在伸出与缩进位置之间移动。

该构架具有一窗口，以在体腔与内窥镜光学系统之间提供一光学界面。可以将该窗口紧贴着身体组织放置，并且内窥镜管可以沿垂直于窗口的方向移动，以聚焦在组织中不同深度处。当在微观模式中内窥镜管处于缩进位置时，内窥镜光学系统在构架窗口外表面上聚焦，与组织表面接触；当伸出内窥镜管时，焦点从窗口移动到该组织表面下面一定深度。在构架窗口与内窥镜光学系统之间设置一充以具有预先确定的折射率的液体（最好是盐溶液）的腔，以便适当的匹配身体组织的折射率。设置一容器，当伸出或缩进内窥镜管时，使充以液体的腔能够膨胀或者收缩。

该构架还在体腔与内窥镜管之间提供消毒屏障。由于其简单性，在使用之间易于对该层进行消毒，或者可以将其抛弃。

在本发明的最佳实施例中，由内窥镜装置的光学装置所形成的光学图像被聚焦在 CCD 探测器上，并且作为电信号被传送给计算机系统。该计算机系统反过来通过网络和/或电话线将数字化的图像传输给

远离患者的病理学家。从而，病理学家能够通过内窥镜实时的观看图像。由于本发明的内窥镜成像系统能够进行可疑组织的实时病理检查和诊断，故可防止不必要的活检和/或器官切除。

附图的简要说明

结合附图进行阅读，参见下面的详细描述将更好地理解本发明，其中遍及该视图的相同附图标记表示相同的部分，其中：

图 1 为表示本发明最佳实施例的示意图；

图 2 为表示本发明最佳实施例用的透镜管与其所包含的透镜组的示意图；

图 3 为表示本发明最佳实施例的物镜的透镜组的示意图；

图 4 为本发明最佳实施例的中继透镜组的示意图；

图 5A 和 5B 为表示本发明最佳实施例用的透镜管自由端的示意图；

图 6 为光学示意图，说明本发明外壳的最佳实施例；

图 7A 和 7B 为说明本发明的自适应透镜的示意图；

图 8 为本发明第二最佳实施例的光学示意图；

图 9 为与图 6 类似的外壳的光学示意图，不过表示其一种变形；

图 10 为方块图，表示本发明最佳实施例用的控制电路；

图 11 为本发明的计算机和通讯系统的方块图；以及

图 12 为流程图，说明本发明最佳实施例的操作。

本发明最佳实施例的详细说明

首先参见图 1，表示本发明内窥镜装置 200 的一最佳实施例。该内窥镜 200 包括一细长的内窥镜透镜管 202，其具有一自由端 204 和一固定到外壳 206 上的相对端。该外壳被设计成由外科医生或者其他医务人员用手进行操作，尽管它可以选择为与机械支架或者机器人臂相连。一细长的管状构架 208 被加工成所需要的尺寸，可滑动地接纳在透镜管 202 的自由端 204，并且通过一机械联接器 207（如卡口式联接

器)可拆卸地固定到外壳 206 上。构架 208 具有一位于透镜管 202 自由端 204 上的透明窗口 210。该透镜管 202 与构架 208 一起可通过一套管插入患者 205 中, 而外壳 206 保留在患者外面。

现在参见图 2-4, 多个光学透镜被设置在透镜管 202 中, 使得这些透镜沿透镜管 202 的长度方向延伸。这些透镜包括一物镜 212, 在图 3 中更好地表示出, 从透镜管 202 的自由端 204 向内延伸到透镜管 202 中。窗口 215 被固定在透镜管自由端 204, 以提供一进入物镜以外空间的光学界面。透镜管 202 中包含一或多个从物镜 212 到外壳 206 间隔设置的传统的中继透镜 214。物镜 212 与中继透镜(或者透镜组) 214 一起, 将透镜管 202 自由端 204 处光学景色的光学图像提供至外壳 206。

现在参见图 5A 和 5B, 表示出内窥镜 200 自由端的示意图, 其中贴着被检查的组织 216 设置构架 208 上的窗口 210。透镜管 202 可以从图 5A 中所示的缩进位置沿轴向相对构架 208 移动到图 5B 中所示的伸出位置。当透镜管从缩进位置移动到伸出位置时, 物平面 220 从组织 216 的表面移动到组织内已知的深度。可以使用任何传统装置 219 (图 1), 如步进电机或者手动按钮相对此构架移动透镜管。

构架 208 具有一靠近外壳 206 安装的圆柱形接头 (collar) 209。接头 209 构成一安装结构, 通过它可以将此构架连接到机械支架如机器人臂上。

透镜管 202 自由端 204 处的窗口 215 与构架 208 上的窗口 210 之间的腔 222 被充以液体, 最好为盐溶液, 具有与被检查组织的折射率近似相等的折射率。当透镜管缩进或者伸出时, 该液体分别从容器抽出或者返回到容器, 保持到被观察物体为恒定的光学深度, 并且使光学象差最小。该容器可以是单独的汽泡, 或者可以简单地为在透镜管 202 与构架 208 之间的空间, 如图 5B 所示。

图 6 为该外壳的透镜组的光学示意图。如果对于每个光路从照明源开始分别描述宏观与微观模式的光路, 将能更好的理解。

宏观光路

最好从远离内窥镜设置的弧光灯对宏观光路进行照明。在该灯或者外壳中对该光源进行适当地滤波，以去除红外辐射。纤维光缆 258 将来自灯的光传送到外壳。透镜 262 在外壳的透镜组的宏观光路的光瞳平面上形成该光纤面 260 的图像。照明光通过透镜 262 和平面偏振器 264，被分束器 248 反射，并且被透镜 246 聚焦。照明光接着通过分束器 244、准直透镜 242 和场透镜 240，然后通过透镜管 202，以照射被观察的物体。

从被观察物体返回的光向后通过透镜管 202，到达外壳透镜组，通过场透镜 240，并且被透镜 242 准直。载有图像的光继续通过分束器 244 和聚焦透镜 246。它再次通过分束器 248 和平面偏振器 250，然后被摄像机镜头 252 聚焦在摄像机 254 的焦平面上。摄像机 254 最好使用 CCD 探测器，不过可以使用其他探测器，如 CMOS 探测器。

在图 6 中示意地表示成单个透镜元件的聚焦透镜 246，可以是一或多个包括多个透镜元件的透镜组。

运动装置 266 提供聚焦透镜 246 的轴向运动，以补偿内窥镜的不同物体工作距离，使得当改变内窥镜到物体的距离时，能够保持聚焦在摄像机焦平面处。可以通过手动装置、手动控制下通过电动机，或者计算机控制下通过电动机来完成透镜的运动。最好聚焦透镜 246 采用自动聚焦以及适当的伺服电动机，以保持图像适当聚焦。而且，这种电路在工业中是众所周知的，从而其进一步的描述是不必要的。

此处所描述的由照明光和载有图像的光共用透镜管光路的方法，能使所需的内窥镜透镜管 202 的直径最小，因为不需要分开的照明光路，并且允许对与构架窗口 210 相接触的物体进行照明。通过如下所述控制照明和载有图像的光的偏振态，可以使透镜表面多余的反射所导致的杂散光最小。

该宏观光路中的两个偏振器 250 和 264 使到达摄像机 254 焦平面的非成像杂散光量最小。平面偏振器 264 使照明光被线偏振，载有图像的光通过平面偏振器 250。偏振器 264 的方向垂直于偏振器 250，确

保内窥镜和外壳中透镜表面的镜面反射不能到达摄像机 254 的焦平面。由于物体所散射的光是非偏振的，故该光的一半透过偏振器 250，到达摄像机 254。作为另一种选择，或者是除了使用平面偏振器 250 和 264 以外，分束器 248 可以是偏振分束器，它透过一个偏振态的光，并反射正交偏振的光。

微观光路

最好一位于外壳中的激光器提供用于微观模式的照明，即在细胞级别上进行成像。虽然可以使用其他波长，不过该激光器最好是工作在大约 950nm 波长的激光二极管，以使对比度和组织渗透最佳。

微观模式包括一处于其光路内的共焦光学装置，以便得到高纵向分辨率以及高横向分辨率。在最佳实施例中，该共焦装置使用线扫描，不过可以使用其他已知的方法，如点扫描或 Nipkow 盘扫描。

继续参见图 6，来自激光二极管 290 的光被柱面透镜 292 聚焦成一条直线。可以将第一狭缝 294 设置在行聚焦处，以便作为空间滤波器对光束进行净化，和/或提供在制造过程中进行对准的参考。在通过狭缝 294 之后，照明光通过平面偏振器 296 和分束器 278。然后该激光被聚焦透镜 276 准直，并被反射离开扫描镜 272 的第一表面。在反射之后，照明光通过自适应透镜 270，并且被分束器 244 反射。分束器 244 优选具有二向色涂层，以便反射近红外光，透过可见光。然后准直透镜 242 和场透镜 240 将照明光引导到透镜管 202 中，其中的透镜将激光在被检查物体上聚焦成一条直线，该直线为狭缝 294 的图像。此外，如图 3 所示，照明光通过位于物镜 212 中的光学延迟器 218。

为了在摄像机 288 上形成图像，由透镜管 202 中的物镜 212 以及中继透镜（或透镜组）214 将物体反射的光聚焦成一中间图象 238。从而，成像光再次通过物镜中的延迟器 218。来自图像 238 的载有图像的光被场透镜 240 再次引导，并且被透镜 242 准直，被分束器 244 反射，并且被扫描镜 272 反射。可以将一自适应透镜 270 设置在该微观光路中，以校正折射率失配所导致的像差，如下所述。在光被分束器

278 反射并且通过平面偏振器 298 之后，聚焦透镜 276 在第二狭缝 300 处形成物体的被照明直线的图像。通过狭缝 300 的光被反射镜 280 反射，被透镜 282 准直，从反射镜 284 反射，并从扫描镜 272 的第二面反射。然后，摄像机镜头 286 将此线图像聚焦在摄像机 288 的焦平面上，且此摄像机最好使用 CCD 探测器，不过可以使用其他探测器，如 CMOS 探测器。随着旋转扫描镜，同步地在物体上扫描照明线，在摄像机的焦平面上扫描图像线，线图像变成完整的图像。可以使用任何传统的装置 274 来使扫描镜围绕垂直于图 6 的平面的轴振动。

使用外壳中的两个偏振器和物镜中的延迟器使到达摄像机 288 焦平面的非成像杂散光量最小。在通过平面偏振器 296 之后，照明激光被面偏振。在通过物镜中的延迟器时，变成圆偏振光，然后照明物体。在通过延迟器返回时，被物体镜面反射的光将沿垂直于照明光偏振方向的方向被线偏振。然后，从物体采集的光通过成像系统和平面偏振器 298 返回。偏振器 298 的偏振方向垂直于偏振器 296 的偏振方向。按照这种设置，偏振器 298 可消除从透镜表面到延迟器的多余的镜面反射，而物体所反射的光透过该偏振器。除了偏振器 296 和 298 以外，还可以使用偏振分束器 278 来实现偏振控制。

现在参见图 7A 和 7B，此处更加详细地表示出可任选的自适应透镜 270，其包括一刚性窗 302，一可变形窗 304，和一处于窗口 302 与 304 之间的充满液体的腔 306。通过改变液体 306 的压力，可变形窗 304 可以在图 7A 和图 7B 所示的状态之间变形。自适应透镜 270 被用来校正被检查组织和构架的窗口 210 与透镜管的窗口 215 之间的液体 222 的折射率之间的失配所引起的光学像差。对于焦阑物镜 212，所引入的仅有的光学像差为球差，可以通过将自适应透镜设置在孔径光阑的图像处而被校正。选择液体 306 使其具有与窗口材料相同的折射率。当改变液体压力时，可变形窗改变成预先确定的形状，以校正球差。通过与宏观模式中自动聚焦所用的类似的算法，可以实时地确定所需的变形量，利用反馈系统调节液体的压力。

实际上，以互斥方式利用宏观和微观光路。这可通过将电源切换

到另一个光源、通过使用快门阻挡另一光源的光输出，或者通过这两种方法的组合来实现。

参见图 8，表示出外壳中所包含的光学系统的另一种光学结构。图 8 中所示的光学结构与图 6 所示的不同之处在于，使用单个摄像机 320 代替图 6 中所示的两个摄像机 288 和 254。这通过使用反射镜 322 和分束器 324，将白光和激光图像均引导到摄像机 320 来实现。反射镜和分束器的其他设置，有可能将两个光路组合在单个摄像机上。最好是在组合光路中使用单个摄像机镜头，而不是两个分离的透镜 352 和 386。

如图 8 所示，一红外阻挡滤波器 326 被设置成与来自宏观光路光源 258 的输入光学对准。

现在参见图 9，图 9 说明了外壳 206 中光学元件的另一种变形。图 9 中的微观光路与图 6 或 8 的光学结构的区别在于，使用线性阵列探测器 326 代替摄像机 288。线性探测器 326 紧靠在图 6 中的狭缝 300 之后设置。如果探测器元件或者像素阵列的大小与狭缝的宽度相当，则线性探测器可以简单地取代狭缝，如图 9 中示意性所示。探测器阵列的长边垂直于图 9 中的图面，正如狭缝的长边垂直于图 6 中的图面。该线性探测器沿照明线接收来自物体的光；从而以相当于物体处照明线的扫描速率的速率读出线性探测器。可以由外部电子控制系统逐线地累积探测器的输出信号，然后对于物体每次完整的扫描，形成格式化的二维电子图像。与物体的扫描同步，由电子控制系统进行图像格式化。

线性探测器阵列的使用消除了对包括扫描镜在内的与摄像机相关联的光学系统，即狭缝 300 与摄像机 288 之间的光学系统的需要。设置仅在一个表面上具有反射镜的扫描元件 273，以在物体上扫描照明线。

应该理解，图 6、8 和 9 中所示的结构是示意性表示，本领域技术人员可以设计出众多其他结构来实现相同的目的。

图 10 以方块图说明构成具有其相关的输入和输出的外壳透镜组。

在宏观光路中，将前面在图 6 中详细说明的摄像机和照明装置表示为方块 340。用线 342 表示最好通过纤维光缆从外壳外部的弧光灯输入到方块 340 的白光照明。从外壳外面的一或多个计算机输入用来操作方块 340 内的诸如电动机、快门和摄像机之类元件的控制信号 344，并且从外部电源输入电功率 343。方块 340 的输出包括来自摄像机的视频信号 346 和控制信号 348，可能包括来自位置控制电动机的反馈信号和表示照明光存在的信号。

在微观光路中，将前面在图 6 中详细说明的摄像机和照明装置表示为方块 330。由激光器来提供输入照明 334，激光器可以在外壳外部，不过最好设置在外壳中。正如宏观方块 340 的情形，微观方块 330 的输入包括控制信号 332 和电功率 333。输出包括视频信号 336 和控制信号 338。

因此，从图 10 可以看出，微观成像模式和白光宏观成像模式均可以由电信号完全控制。结果，可能对内窥镜成像能力进行遥控。例如，病理学家可以通过计算机网络从遥远的地方控制内窥镜。

在上述实施例中，当内窥镜朝向或者远离体腔内的物体移动时，通过移动聚焦透镜 246 能够控制宏观放大率。

现在参见图 11，来自摄像机 254、288 和/或 320，或者来自线性探测器阵列 326 的视频信号被传送给计算机系统 104。然后计算机系统 104 在监视器 106 上显示图像。而且，最好如医务人员所需，将计算机系统 104 编程来把图像 106 彩色化。微观模式具有比宏观模式更高的内在分辨率，并且可以提供具有比监视器 106 上能在单个图像中显示的像素更多的像素的图像。在这种情形中，计算机系统可以提供电子全景拍摄 (electric pan) 和变倍能力，以允许以其全部分辨率显示图像。

在本发明的最佳实施例中，计算机系统 104 通过网络 108 与远离内窥镜的计算机系统 110 电子通信。通信网络 108 可以，例如包括在每个计算机系统 104 和 110 处都具有调制解调器的电话线。

实际上，计算机系统 104 将图像发送给计算机系统 110，然后计

计算机系统 110 将这些图像显示在其自己的监视器 112 上。监视器 112 能够例如被病理学家观看，以提供目标组织的实时病理检查及诊断，无需活检或者切除患者的器官。

实际上，活组织在检查过程中不能保持不变。相反，该组织不仅响应内窥镜的运动而运动，而且响应心脏收缩、患者呼吸等而运动。因而，在本发明的最佳实施例中，计算机系统 104 最好根据医务人员的命令获取并保存一系列连续的图像。

现在参见图 12，表示出用来增强视频图像的流程图。在步骤 120 接收一视频图像，然后步骤 120 转移到步骤 122。

在步骤 122，程序判断当前是否启动了帧抓取模式，即医务人员已经表明那就是所需的图像。如果没有，步骤 122 转移到步骤 124，其中将当前输入帧保存到一缓存器中，然后步骤 124 返回步骤 122。

相反，假设启动了视频抓取模式，则步骤 122 改为转移到步骤 126，其中将变量 COUNT 初始化为零。然后步骤 126 转移到步骤 128。

在步骤 128，程序判断变量 COUNT 是否大于变量 NFRAMES，而 NFRAMES 等于激活抓取模式之后所获取的视频帧的数量。假设 COUNT 小于 NFRAMES，则步骤 128 转移到步骤 130，在此将该帧输入给缓冲存储器。然后步骤 130 转移到步骤 132，在此增加变量 COUNT 的值，且步骤 132 返回步骤 128。

在步骤 128-132 已经获取到预定数目的帧之后，步骤 128 转移到步骤 134，在此冻结帧缓存器，然后转移到步骤 136，其中将变量 COUNT、FMMAX 和 FRAME# 均初始化为零。然后步骤 136 转移到步骤 138。

在步骤 138，首先变量 COUNT 与变量 NCOMPARE 进行比较，其中 NCOMPARE 等于帧数量，与之比较从而选择抓取帧。最初，COUNT 将小于 NCOMPARE，从而步骤 138 转移到步骤 140，在此处增大变量 COUNT，然后转移到步骤 142，在此从缓存器输入与变量 COUNT 相应的 FRAME#。然后步骤 142 转移到步骤 144。

在步骤 144，程序计算对于与变量 COUNT 相应的帧的品质因数

值 FM 的大小。确定出多种因素，诸如与相邻帧抓取相比帧部分的移动。然后步骤 144 转移到步骤 146，在此将计算出的变量 FM 与最大变量 FMMAX 进行比较。如果当前计算出的变量 FM 超过了以前存储的变量 FMMAX（一般在第一次执行步骤 146 时将会发生），则步骤 146 转移到步骤 148，在此将变量 FMMAX 设置成 FM 的大小，并且将变量 FRAME#设置成变量 COUNT。如果变量 FMMAX 超过了变量 FM，则步骤 148 和步骤 146 均返回步骤 138。

重复步骤 138-148 直到 COUNT 的值超过 NCOMPARE 的值。此时，已经针对每帧计算出值 FM，将最大 FM 的帧数保存在变量 FRAME#中。然后步骤 138 转移到步骤 150，在此保存所选择的视频帧 FRAME#，并且在步骤 152 显示在监视器上。

实际上将内窥镜设置成宏观模式，其中它起到标准内窥镜的作用，可用来在体腔内进行大体的观察。在这种模式中，它可用于定位疾患和其他可疑区域，以便进行更精细的检查。一旦决定查看之处，外科医生就将构架与透镜管组合的端部插入，与目标组织相接触。使用用于照明的该内窥镜成像光路，即使在构架窗口与组织相接触时也能提供组织照明。然后将该内窥镜切换到微观模式，提供该组织表面的高分辨率图像，并且通过将透镜管延伸到该构架，提供该表面下薄切片的图像。该图像具有足够高的分辨率，以使病理学家能够从远离手术室位置的计算机对目标组织在活的有机体内进行诊断。

本发明的另一个优点在于，可拆卸的构架能够对目标组织的不同层和深度进行成像。而且，由于可以从透镜管去除该构架，故实际上仅需要对该构架进行消毒以便保持患者体腔内的无菌环境。该构架可以是可丢弃的。在任何情况下都无需对透镜管和外壳进行整体消毒。

已经描述了我们的发明，不过，在不偏离所附权利要求书的范围所限定的本发明精神的条件下，本领域技术人员可对其进行多种改变。

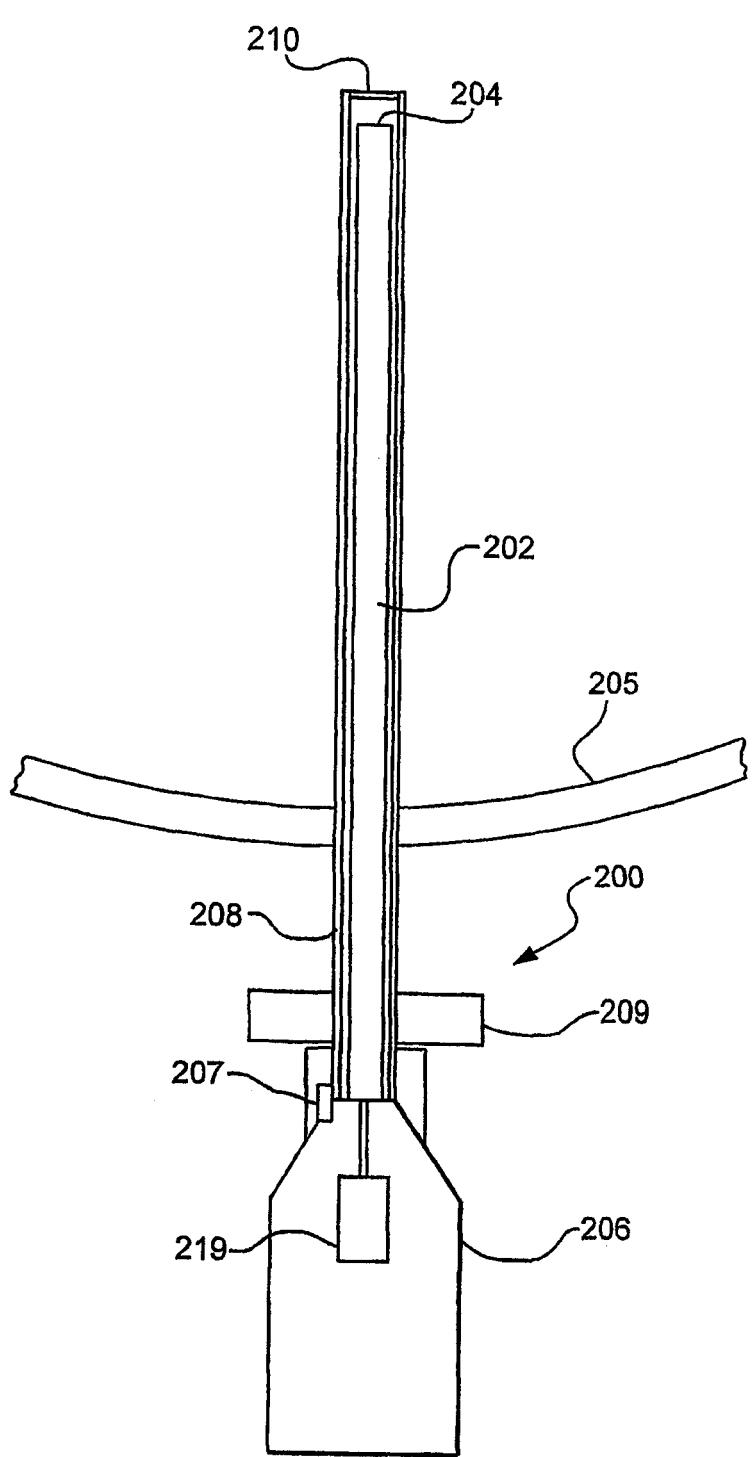


图 1

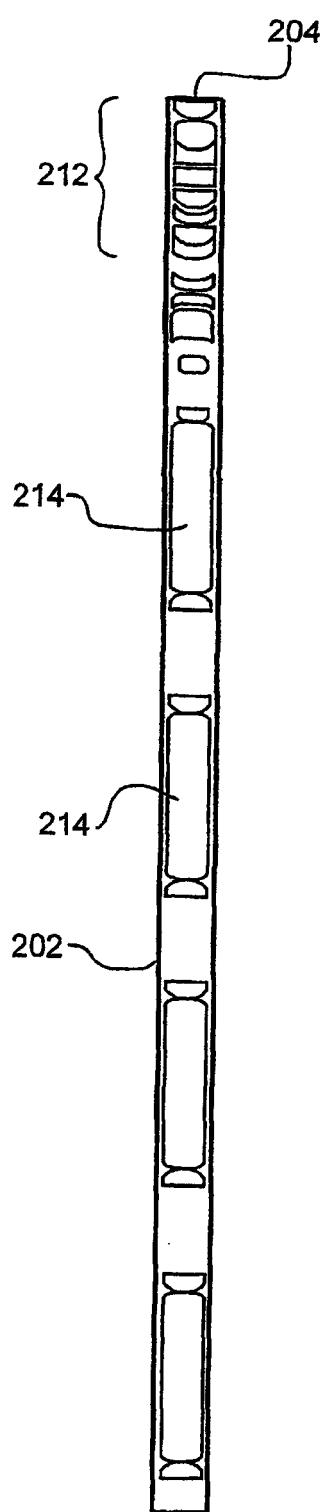


图 2

图 3

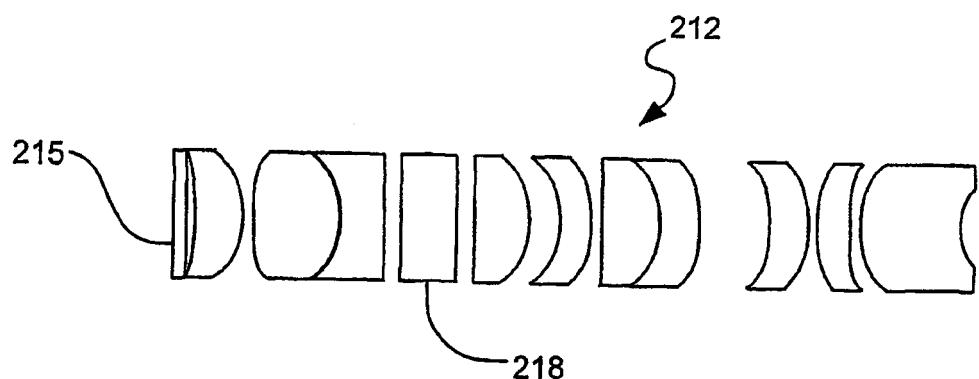


图 4

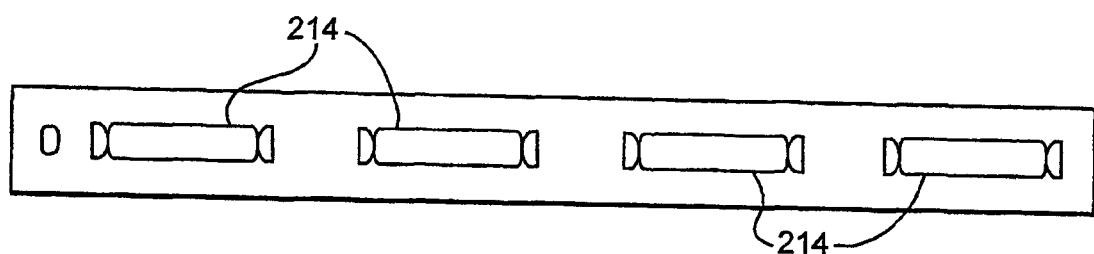


图 7A

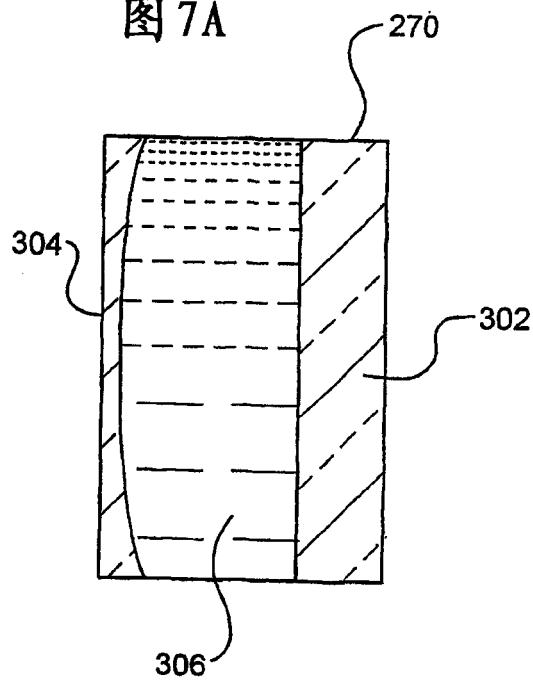


图 7B

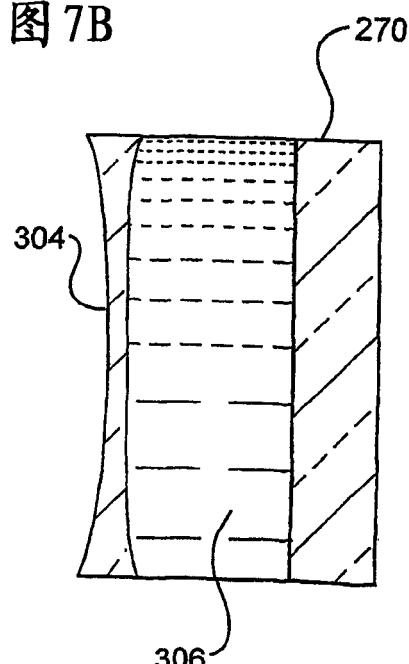


图 5A

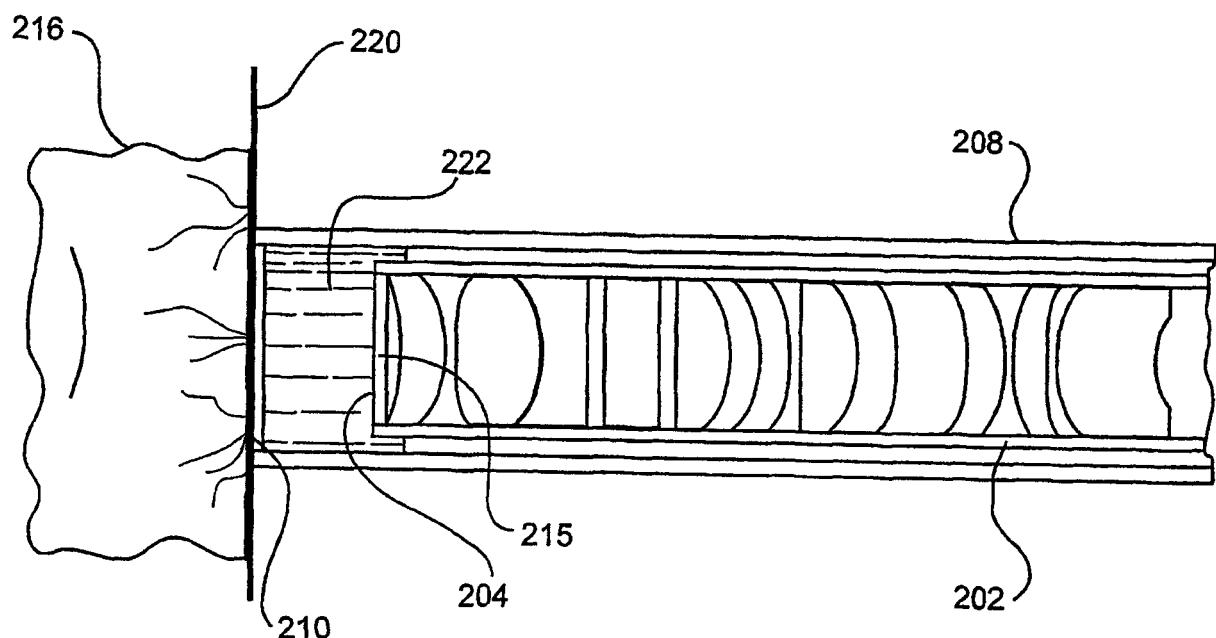


图 5B

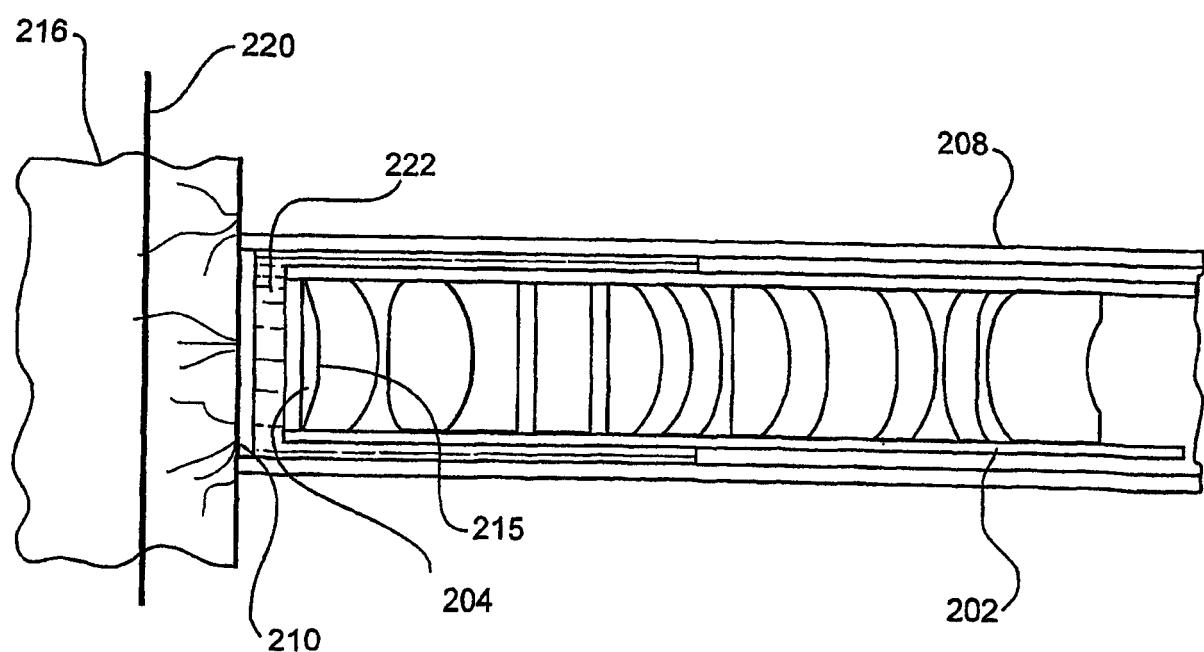


图 6

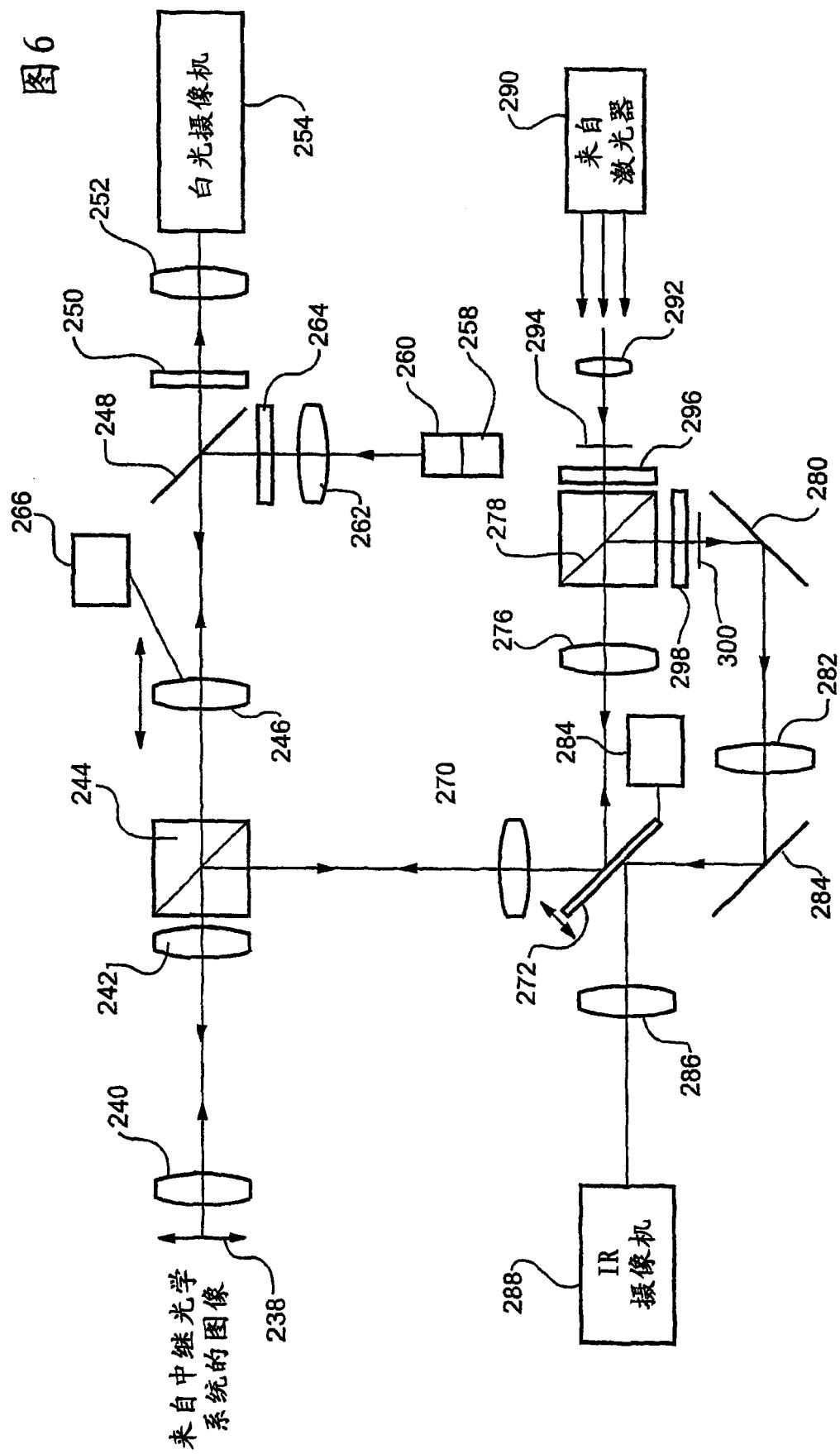


图 8

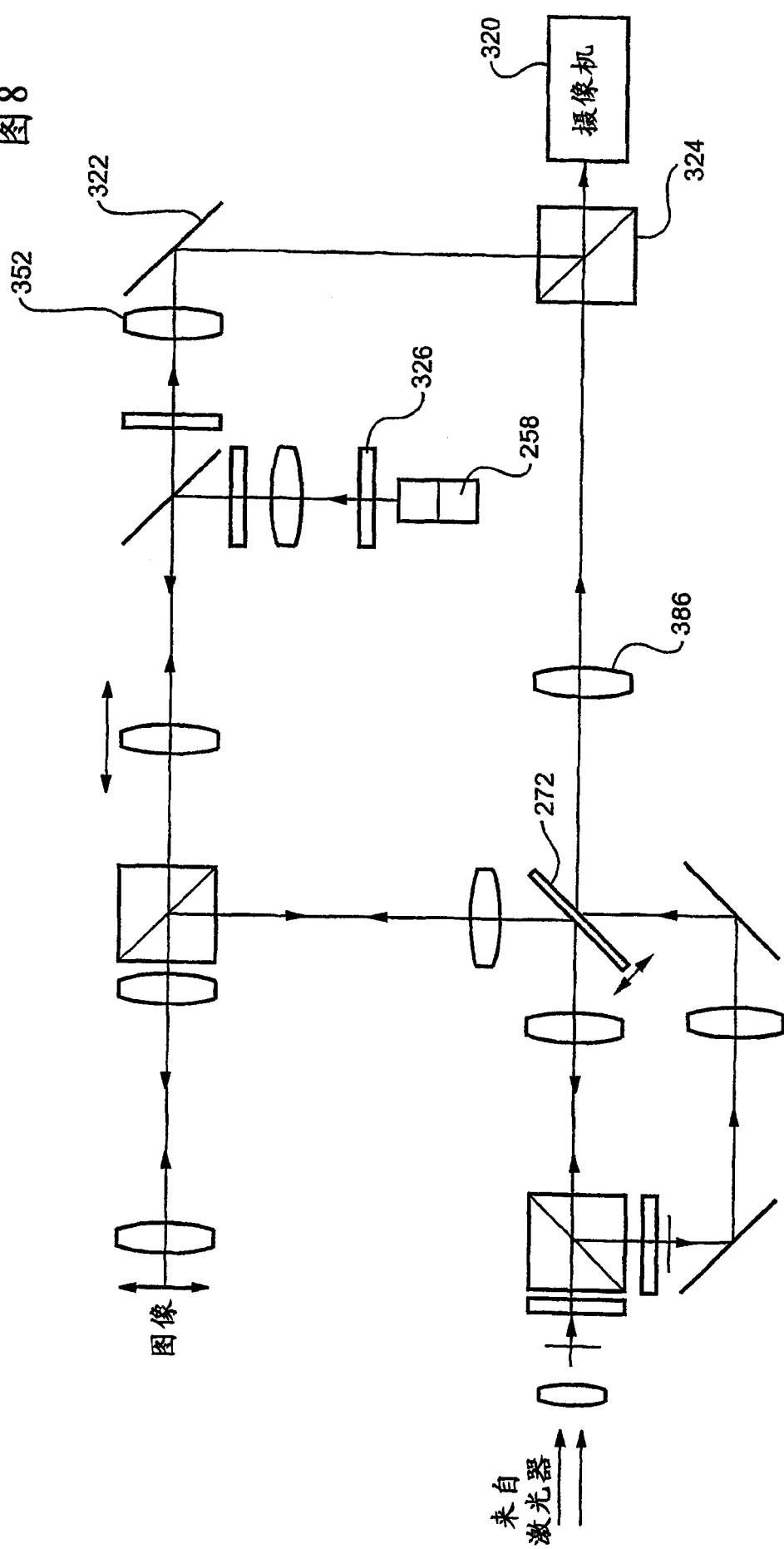
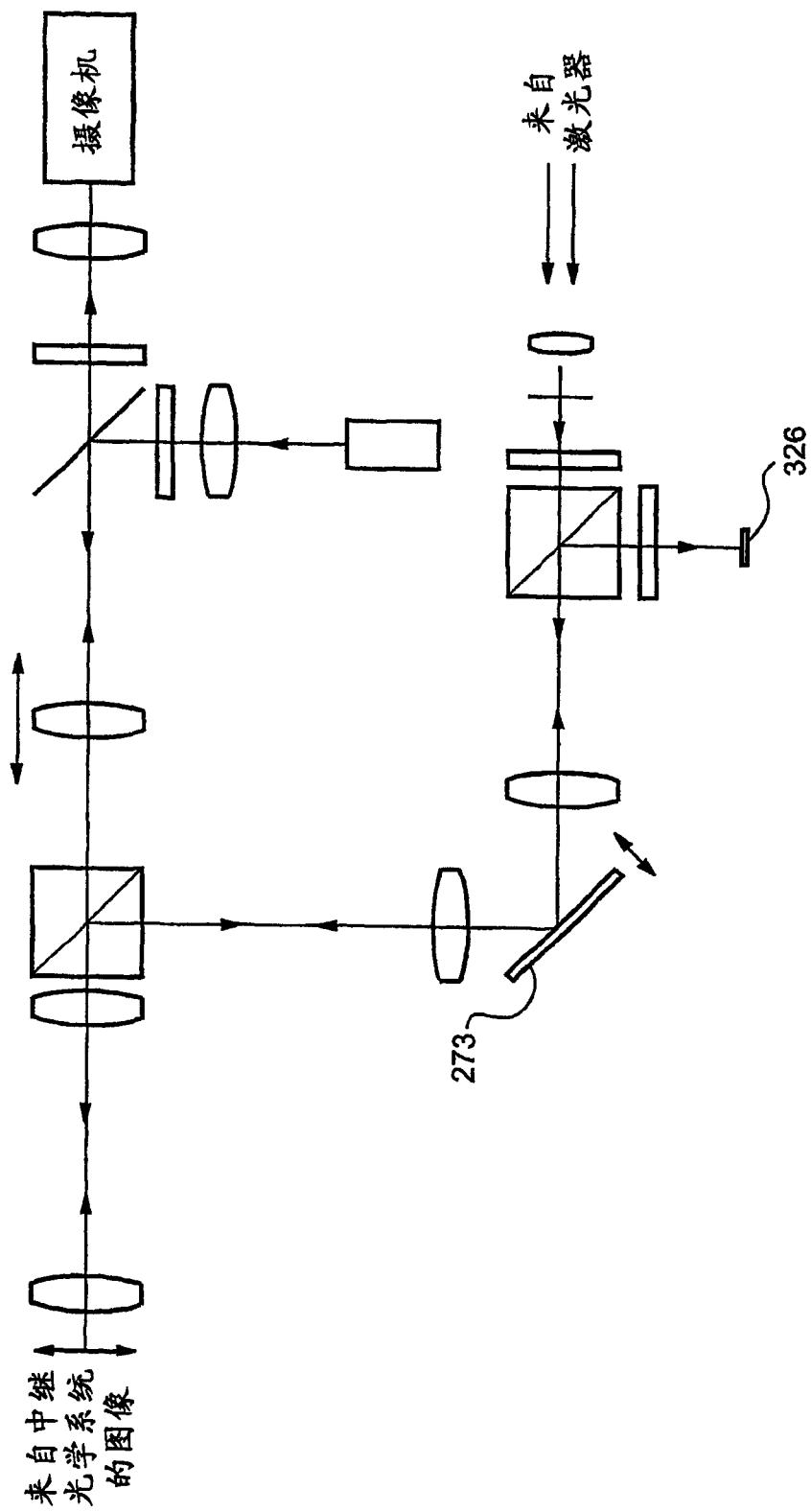


图9



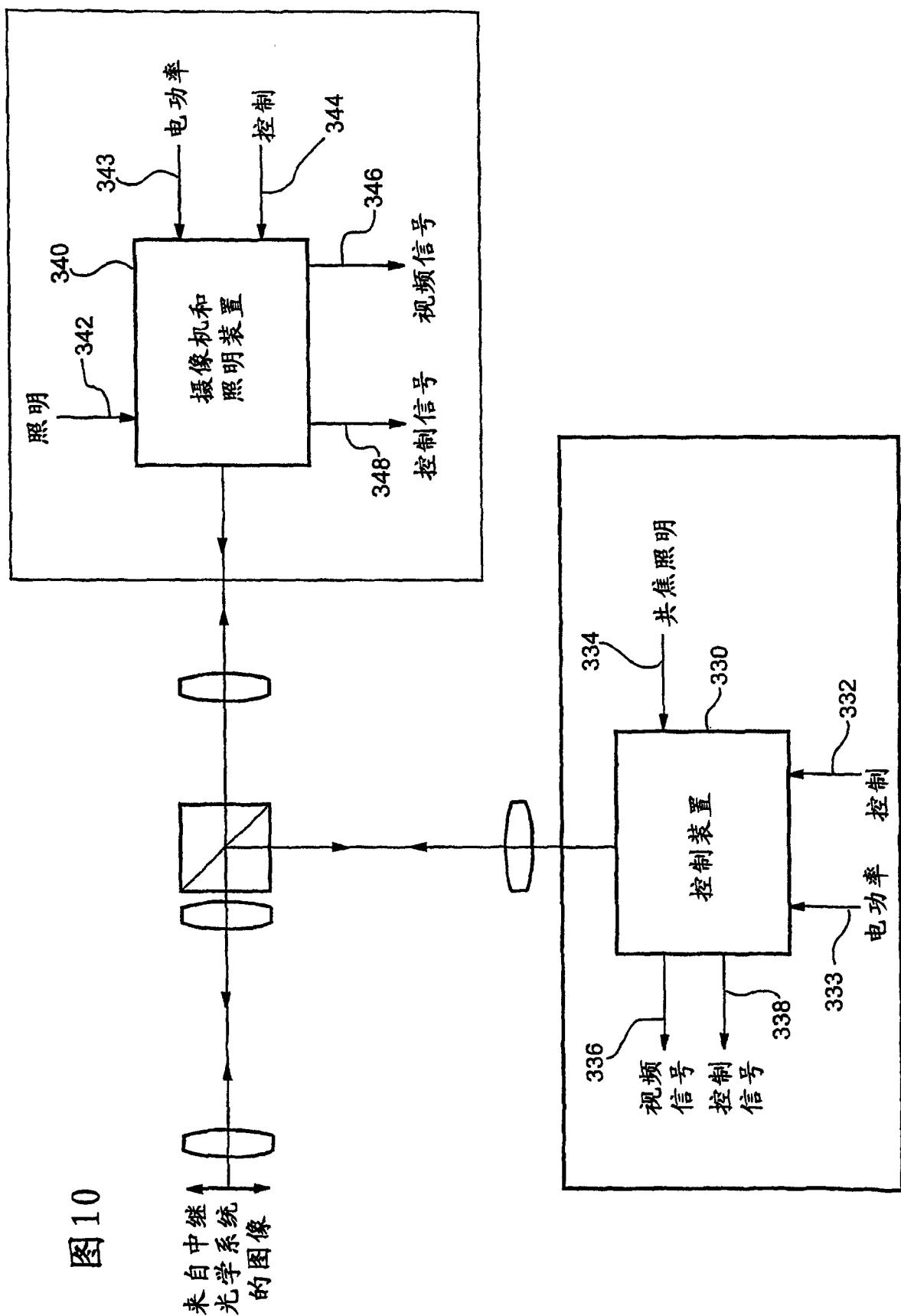


图11

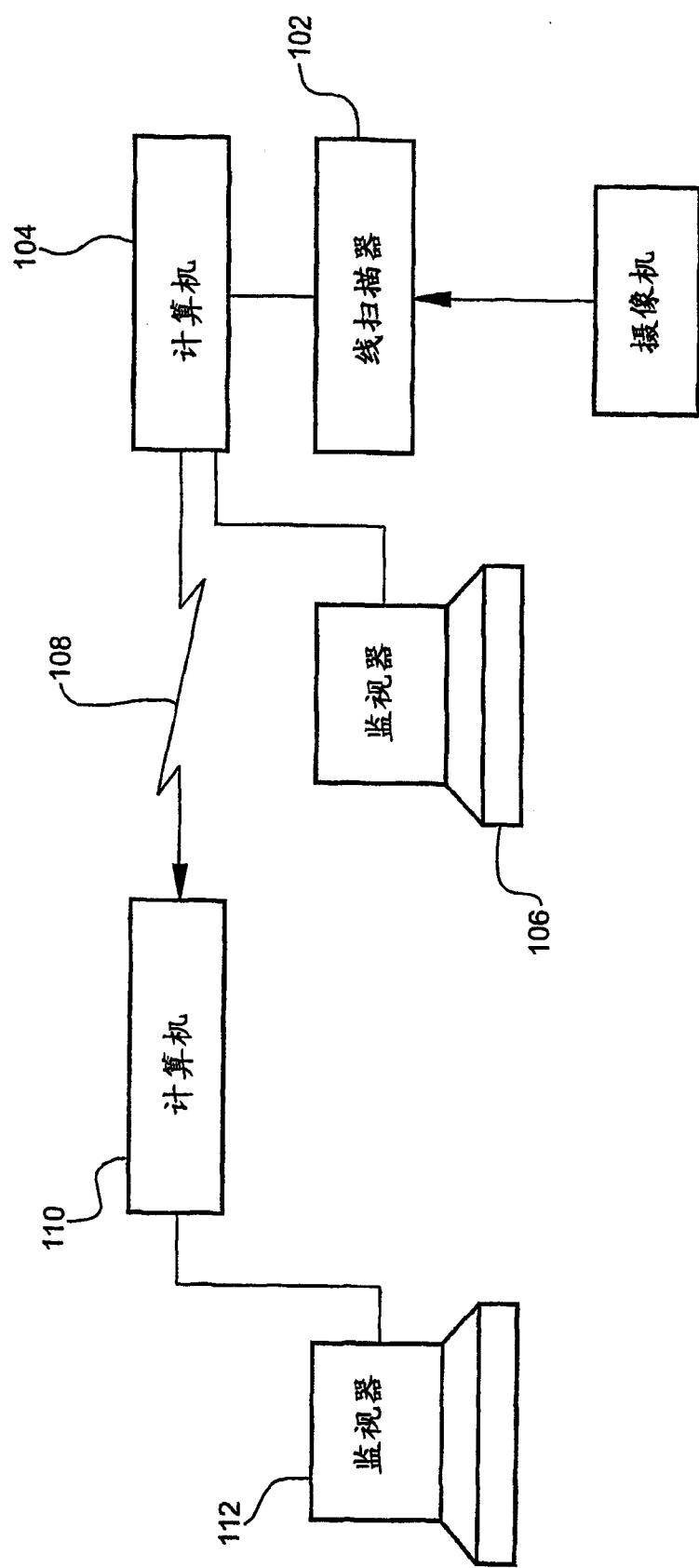
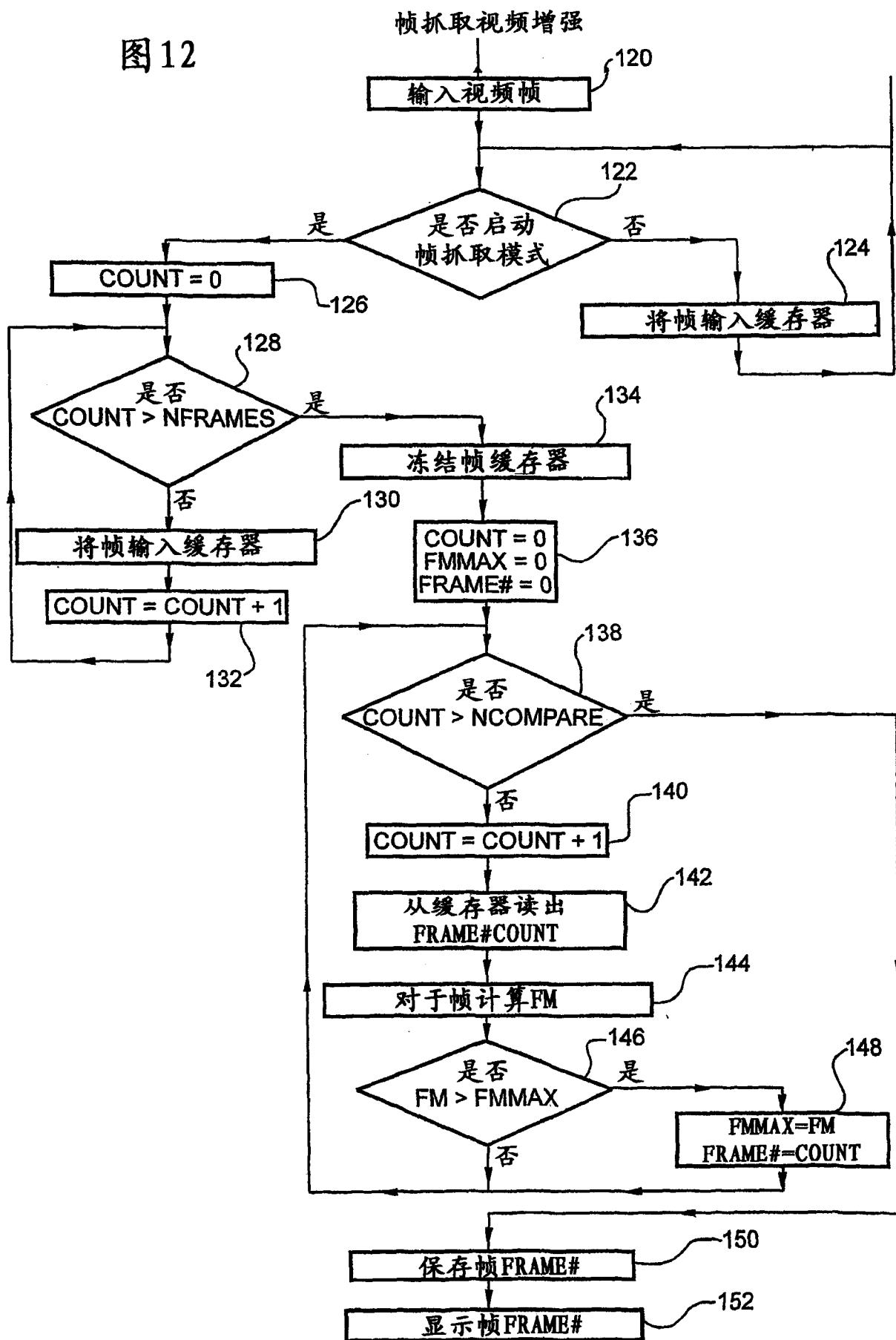


图 12



专利名称(译)	内窥镜		
公开(公告)号	CN1441647A	公开(公告)日	2003-09-10
申请号	CN01811903.4	申请日	2001-06-28
[标]发明人	理查德法卡斯 理查德费希尔 史蒂文亨克		
发明人	理查德·法卡斯 理查德·费希尔 史蒂文·亨克		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/00 G02B23/24 H04N5/225 A61B1/04		
CPC分类号	A61B2562/146 G02B23/2438 A61B5/0084 A61B5/0068 A61B5/0002 A61B1/00188 A61B1/00135 G02B23/2446		
代理人(译)	李德山		
优先权	09/706059 2000-11-03 US 09/608321 2000-06-30 US		
其他公开文献	CN1230115C		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

公开了一种具有一外壳的内窥镜装置，适合于由医务人员如外科医生进行操作。一细长的透镜管使其一端固定到该外壳上，而一细长的构架可拆卸地固定在该外壳上，以使该构架环绕镜管并与该管同轴。该构架与透镜管一起适合于插入体腔中。设置在透镜管中的透镜组将来自该构架自由端的光学图像中继到外壳。而且，外壳内的透镜组在宏观与微观放大之间改变图像的放大率，其中可在细胞级别上检查组织。对于宏观放大，白光通过透镜管，并且通过透镜管从目标组织反射回来，到达外壳。对于微观检查，利用激光辐射代替白光照明。外壳中所包含的线扫描共焦装置，使得能够从该构架的端部到组织中的不同水平面上对目标组织进行微观检查。

