

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61F 9/007 (2006.01)

A61F 9/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200610092659.X

[43] 公开日 2007年4月25日

[11] 公开号 CN 1951347A

[22] 申请日 1997.2.6

[21] 申请号 200610092659.X

分案原申请号 97192665.4

[30] 优先权

[32] 1996.2.7 [33] US [31] 08/598,180

[71] 申请人 约翰·F·海伦坎普

地址 美国佛罗里达

[72] 发明人 约翰·F·海伦坎普

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 蔡胜利

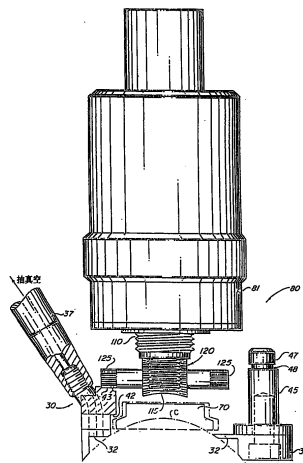
权利要求书 8 页 说明书 19 页 附图 7 页

[54] 发明名称

改进的角膜切割自动外科手术设备

[57] 摘要

本发明涉及一种切割头总成，其具有主壳，该主壳包含：顶表面；前端表面和后端表面；环绕侧壁；形成在顶表面中的孔，用于提供由竖直方向进入主壳的入口。本发明还涉及一种用于切割角膜部分的外科手术设备，包括：定位环，其具有用于容纳并暴露将要被切割的角膜的孔，以及用于临时附着在眼睛上包围着角膜的那部分上的装置；切割头总成，其在内部包含切割元件，用于大部分地但不完全地切割角膜部分，切割头总成能移动通过定位环的孔；定位环包含导向装置，用于引导切割头总成沿着一个弧形路径移过定位环的孔；驱动装置，其从大致竖直方向可操作地联接着切割头总成。



1、一种切割头总成，其包括一个主壳（51），所述主壳包含：
一个顶表面（56'）；
一个前端表面（52）和一个后端表面（54）；
一个环绕侧壁（53）；
一个形成在所述顶表面（56'）中的孔（58），用于提供由竖直方向进入所述主壳（51）的入口。

2、根据权利要求1的切割头总成，其特征在于，所述主壳具有一个内腔（88），用于容纳一个切割元件（70）并将其保持在切割位置，一个切割开口成形于主壳的底表面中，用于暴露出切割元件的切割表面。

3、根据权利要求1或2的切割头总成，其特征在于，所述主壳的环绕侧壁（53）略微弯曲，从而在所述前端表面上形成一个锥形顶端。

4、根据权利要求2或3的切割头总成，其特征在于，还包括入口装置（55），用于将所述切割元件（70）安置到所述主壳（51）的所述内腔中。

5、根据权利要求4的切割头总成，其特征在于，所述入口装置（55）至少部分地成形于所述底表面上并包含一个与所述主壳（51）铰接的门（57）。

6、根据权利要求5的切割头总成，其特征在于，所述门（57）可以在一个用于工作的闭合位置和一个张开位置之间移动，在张开位置，可以取下并更换所述切割元件（70）。

7、根据权利要求6的切割头总成，其特征在于，所述门（57）可以通过紧固装置而选择性地保持在所述闭合位置。

8、根据权利要求7的切割头总成，其特征在于，所述门（57）大致

在所述主壳（51）的后端表面（54）处铰接在所述环绕侧壁上。

9、根据权利要求 8 的切割头总成，其特征在于，所述门（57）的结构、大小、布置使之邻近所述切割元件（70）并至少接触到该切割元件后部的一小部分。

10、根据权利要求 2 至 9 中任一切割头总成，其特征在于，所述切割元件（70）包含一个具有锐利的切割刃（71）的刀片和一个用于联接并操作该刀片的刀片夹持器（72）。

11、根据权利要求 10 的切割头总成，其特征在于，所述刀片夹持器（72）可操纵地联接着一个驱动装置（80），而所述驱动装置包含传动装置，从而将受控的摆动运动传递到所述刀片夹持器（72）上，并因此传给所述刀片。

12、根据权利要求 1 至 11 中任一切割头总成，其特征在于，还包括导轨装置（60），该导轨装置的结构与设置使得所述切割头总成与一个定位环（32）上的导向装置（40）相配合并联接。

13、根据权利要求 12 的切割头总成，其特征在于，所述导轨装置（60）位于所述主壳（51）的下部外围区域内，所述导轨装置的结构与布置使之可以沿所述定位环（32）的一个槽形导向部件（42）移动。

14、根据权利要求 13 的切割头总成，其特征在于，所述导轨装置（60）包含一个翻边（62），该翻边位于所述主壳（51）的两侧并基本上沿该两侧延伸。

15、根据权利要求 2 的切割头总成，其特征在于，所述主壳（51）还包含深度调节装置（75）。

16、根据权利要求 15 的切割头总成，其特征在于，所述深度调节装置（75）在邻近所述主壳的所述前端表面处形成至少一部分所述底表面。

17、根据权利要求 16 的切割头总成，其特征在于，所述深度调节装置（75）包含一个顶端（76），该顶端通过普通紧固件而联接在所述主壳（52）上并可拆下。

18、根据权利要求 17 的切割头总成，其特征在于，所述顶端（76）包含一个约束段（77）和一个可变深度盘形件（78）。

19、根据权利要求 18 的切割头总成，其特征在于，所述约束段（77）上有一个大致为倒“V”字形的末端（79），该末端的结构与形状使之可以被接收并容纳于所述主壳（51）的所述侧壁（53）上形成的一个相应的空间内。

20、根据权利要求 18 的切割头总成，其特征在于，所述可变深度盘形件（78）与所述约束段（77）成形为一体，且该盘形件位于大致水平面内。

21、根据权利要求 20 的切割头总成，其特征在于，所述可变深度盘形件（78）的深度大小可以根据所需的切入眼睛角膜的深度而预先确定。

22、根据权利要求 21 的切割头总成，其特征在于，所述可变深度盘形件（78）包含有导轨装置（60），该导轨装置成形于该盘形件上并伸展超过所述主壳（51）的所述侧壁（53）构成的一个外围部分。

23、根据权利要求 22 的切割头总成，其特征在于，所述可变深度盘形件（78）的导轨装置（60）包含一个翻边（62），该翻边的结构与布置使之可以在一个定位环上的槽形导向部件（42）中移动。

24、根据权利要求 1 至 23 中任一切割头总成，其特征在于，所述主壳（51）包含一个螺纹孔（58），该螺纹孔成形于所述顶表面（56'）上，用于将一个驱动装置（80）可操作地联接到所述切割头总成上，同时可使所述驱动装置在大致竖直方向安置。

25、根据权利要求 24 的切割头总成，其特征在于，所述驱动装置(80)通过所述螺纹孔(58)联接着一个位于所述主壳(51)中的蜗轮(120)，从而可向所述蜗轮传递运动。

26、根据权利要求 25 的切割头总成，其特征在于，所述蜗轮(120)贯穿所述主壳(51)并从所述环形侧壁(53)的两侧伸出。

27、根据权利要求 26 的切割头总成，其特征在于，所述蜗轮(120)包含附加的导向装置(125)，用于在一个定位环(32)上的齿形轨道(43)上对运动进行导向，从而使所述切割头总成(50)移过所述定位环。

28、根据权利要求 27 的切割头总成，其特征在于，所述蜗轮(120)包含螺旋齿轮，该螺旋齿轮成形于该蜗轮上，用于与所述沿弧形路径延伸的齿形轨道(43)对准。

29、根据权利要求 1 至 28 中任一切割头总成，其特征在于，还包括位于所述主壳(51)中的构成入口的向外开缝。

30、根据权利要求 1 至 29 中任一切割头总成，其特征在于，还包括一对止动凸肩(66)。

31、根据权利要求 1 至 30 中任一切割头总成，其特征在于，还包括一个部分地布置在所述主壳(51)中的蜗轮(120)。

32、根据权利要求 1 至 31 中任一切割头总成，其特征在于，还包括一个成形在主壳(51)中的角膜片接收口(59)，其靠近前端表面(52)且位于主壳(51)的底表面上，并且向上延伸到主壳(51)中。

33、根据权利要求 1 至 32 中任一切割头总成，其特征在于，切割头总成具有大致对称的形状，以允许用于左眼和右眼。

34、一种外科手术设备，用于手术切割眼睛的角膜部分，该设备包括：

a) 一个定位环（32），所述定位环具有一个孔（33），所述孔的大小适于容纳并暴露将要被切割的角膜，所述定位环还具有临时附着装置，用于临时附着在眼睛上包围着角膜的那部分上，并且暴露并提供出将要被切割的角膜；

b) 一个切割头总成（50），优选为根据权利要求 1 至 33 中任一的切割头总成，其在内部包含着一个切割元件（70），用于大部分地但并不完全地切割眼睛的角膜部分，所述切割头总成（50）的结构与布置使之能移动通过所述定位环（32）的所述孔（33）；

c) 所述定位环（32）包含导向装置（40），所述导向装置的结构与布置使之可以引导所述切割头总成（50）沿着一个弧形路径移过所述定位环（32）的所述孔（33）；

d) 一个驱动装置（80），其从大致竖直方向可操作地联接着所述切割头总成（50）。

35、一种外科手术设备，用于切割通过患者的一只眼睛的角膜，该设备包含：

a) 一个定位环，其具有用于临时附着在眼睛的一个部分上，并环绕着将被切割的角膜的装置；该定位环限定出一个孔，该孔的大小可以容纳并暴露出将要被切割的角膜；

b) 所述定位环包含导向装置，该导向装置位于定位环的一个上表面上并构成大致弧形的路径；

c) 一个切割头总成，，优选为根据权利要求 1 至 33 中任一的切割头总成，其包含一个切割元件，该切割元件位于该切割头总成内，用于切割角膜，该切割头总成的结构和布置使得它能至少部分地容纳于所述导向装置中并被驱动着沿所述导向装置上形成的大致弧形路径移动通过所述定位环；

d) 一个驱动装置，联接着所述切割头总成并可进行操作，从而引起所述切割头总成移动通过所述定位环并引起所述切割元件的摆动运动；

e) 一个联接部件，其结构与布置使得它可将所述切割头总成和所述定位环联接起来并可拆卸，并且包含使所述切割头总成相对于所述定位环沿所述大致弧形路径移动的装置。

36、根据权利要求 34 或 35 所述的外科手术设备，其特征在于，所述切割头总成还包含一个止动装置，用于止动约束所述导向装置，从而限制所述切割头总成沿第一方向移过所述定位环时的运动。

37、根据权利要求 36 所述的外科手术设备，其特征在于，所述切割头总成的止动装置的结构与布置使得它可以与所述导向装置止动约束，从而在切割元件被驱动着完全切下眼睛角膜之前阻止所述切割头总成相对于所述定位环的进一步运动。

38、根据权利要求 34 至 37 中任一所述的外科手术设备，其特征在于，所述切割头总成还包含一个角膜片接收口，该角膜片接收口位于所述切割头总成的一个底面处，它成形于所述切割头总成之中并指向所述切割元件，用于接收由所述元件切割下的一个角膜片上的自由部分。

39、根据权利要求 38 所述的外科手术设备，其特征在于，所述角膜片接收口延伸穿过所述切割头总成的相对侧壁。

40、根据权利要求 34 至 39 中任一所述的外科手术设备，其特征在于，所述定位环的所述导向装置包含一个槽形导向部件，该槽形导向部件位于所述定位环上并延伸通过所述定位环的至少一部分。

41、根据权利要求 40 所述的外科手术设备，其特征在于，所述定位环的形状为大致泪滴形，所述槽形导向部件沿弧形路径延伸通过定位环的至少一侧。

42、根据权利要求 41 所述的外科手术设备，其特征在于，所述定位环的所述导向装置还包含一个刚性直立部件，该刚性直立部件固定于所述定位环上并与所述槽形导向部件相对，用于提供一个旋转轴，而所述切割头总成就绕着此旋转轴沿所述大致弧形路径移动。

43、根据权利要求 42 所述的外科手术设备，其特征在于，所述刚性直立部件是一个柱形件，其固定于所述定位环上并大致邻近所述定位环的顶端。

44、根据权利要求 42 所述的外科手术设备，其特征在于，所述联接部件包含一个旋转部分，该旋转部分的结构与布置使之可以安装在所述定位环的所述刚性直立部件上，可绕该刚性直立部件旋转并可拆下。

45、根据权利要求 44 所述的外科手术设备，其特征在于，所述联接部件包含一个固定部分，该固定部分的结构与布置使之可以固定联接在所述切割头总成上并可拆下。

46、根据权利要求 45 所述的外科手术设备，其特征在于，所述导向装置还包含所述刚性直立部件，该刚性直立部件固定在所述联接部件内从而提供一个旋转轴，使得该联接部件和它所联接的所述切割头总成绕此旋转轴沿所述大致弧形路径运动。

47、根据权利要求 45 所述的外科手术设备，其特征在于，所述联接部件上的所述旋转部分包含一个套筒，套筒中形成有一个孔，孔的大小可容纳所述直立部件的大部分长度。

48、根据权利要求 47 所述的外科手术设备，其特征在于，所述刚性直立部件包含用于将该直立部件保持在所述套筒内的保持装置，而所述旋转部分包含用于将所述套筒约束在所述直立部件上的约束装置。

49、根据权利要求 48 的外科手术设备，其中所述保持装置包含一个

环形缩口，该环形缩口成形于所述直立部件的颈部中。

50、根据权利要求 49 所述的外科手术设备，其特征在于，所述保持装置还包含一个张大的头部，该头部成形于所述直立部件上。

51、根据权利要求 49 所述的外科手术设备，其特征在于，所述约束装置包含一个轴，该轴可穿过所述套筒的侧壁并可移动，从而咬合在所述直立部件上的所述环形缩口上。

52、根据权利要求 34 至 51 中任一所述的外科手术设备，其特征在于，所述驱动装置通过所述切割头总成的一个顶表面可操作地连接于所述切割头总成，因而所述驱动装置位于大致竖直方向上。

改进的角膜切割自动外科手术设备

本申请是申请日为 1997 年 2 月 6 日、申请号为 97192665.4、发明名称为“改进的角膜切割自动外科手术设备”的发明专利申请的分案申请。

技术领域

本发明涉及一种用于眼睛外科手术的医疗设备。具体地讲，本发明涉及一种自动外科手术设备，该设备用于切割患者眼睛上的角膜并产生一个角膜组织的铰接片。更具体地讲，本发明的自动外科手术设备包含一个切割头总成，该切割头总成具有特殊的结构从而可以沿一个大致弧形路径移动通过患者眼睛，而且该外科设备适用于患者的两个眼睛。

背景技术

眼睛的工作原理与照相机非常相似，图 1 中显示了一个眼睛的大致结构。虹膜 I，即眼睛上包围着瞳孔 P 的彩色部分，其功能类似于一个快门，用于调节进入眼睛内部光线的量度。角膜 C，即眼睛的透明窗口，以及瞳孔后面的晶状体 L，用于将所观察的物体的光线聚焦到眼睛后部的视网膜 R 上。视网膜则将观察的物体的影象通过视神经 O 传输出去。通常，这些光线会正好聚焦在视网膜上，如图 2、图 3 中的虚线所示，从而明确且清楚地看到远处的物体。然而，如果角膜的外形偏离了其正常形状，则在视觉过程中的折射会产生偏差，眼睛就不能将远处的物体发出的光线聚焦在视网膜上。例如图 2 中所示的远视眼，即是折射偏差的一种，远处物体发出的光线聚焦到视网膜后面的一个点上，如图中实线所示。又例如图 3 中所示的近视眼，则是另一种折射偏差，远处物体发出的光线聚焦到视网膜前面的一个点上，如图中实线所示，这样，当光线到达视网膜 R 后，会发散并形成发散的一个圆，从而产生一个模糊的影象。

直到大约二十年前，这种折射偏差只能靠眼镜或隐形眼镜矫正，而它们对使用者的不利是已经熟知的。例如，一个折射偏差程度很重的患者就需要戴很厚很笨重的眼镜，而且患者必须随时配戴着眼镜以校正他/她的极端差的视力。又例如，隐形眼镜，用于直接盖在角膜上，将其放入与取出是很困难的，而且总要小心也保持其清洁并注意保管。即便如此，隐形眼镜也会不时刺激配戴它们的患者的眼睛。

因此，在最近一些年中，有人开始研究用外科手术法来改变眼睛的折射状况。现已设计出几种方法及专用设备用于完成这种外科手术。这类技术中的一个便是哥伦比亚的 Jose Barraquer 博士于 1949 年开发出的屈光性角膜成形术，该技术需要对角膜进行精确的整形。角膜整形的目标是改变角膜的曲率，即根据患者的情况减小或增大角膜的曲率，从而达到理想的结果，使得穿过角膜的光线会被折射并刚好聚集于视网膜上。屈光性角膜成形术非常难进行，这是由于需要将患者眼睛上的角膜切掉并取下薄薄的一层或一块，这一层或一块角膜被称为角膜盖，然后将角膜盖精确地车削成新的形状，再将它重新放回患者的角膜上并缝合上。

屈光性角膜成形术在最近几年已被弃用，因而不需要再车削角膜组织并把它缝合在原来位置上。屈光性角膜成形术的一个衍生方法是自动角膜片层切除术（ALK），该方法是另一种外科技术，其过程是，用一滴麻醉剂将眼睛麻醉，接着，将一个吸环放在眼睛上并小心地给角膜定位（在此领域称为“对中”），再用一种非常精密的显微外科装置—微角膜刀一切割角膜，微角膜刀通常为刀片装载装置，它必须手动推动或机械驱动着沿一个切割路径通过吸环，同时切割元件由电机带着运动，该运动与切割路径垂直。用 ALK 法治疗的近视眼时，微角膜刀通常是首先切入角膜，以切下角膜前部深度为 100—200 微米、直径为 7 毫米左右的一薄层。第二步，微角膜刀再沿第二路径切除角膜上的一部分，这一部分较小，直径约为 4—6 毫米，这一部分将被丢弃。微角膜刀在第一路径上切下来的角膜盖将放回原来的位置，不需缝合，直至愈合。

本方法的理想结果是通过切除一部分组织而使角膜曲率改变，从而使患者眼睛具有新的折射表面从而使近视状况得到矫正。在用 ALK 法矫正远视时，微角膜刀通常是以单一的深度通过角膜。切下角膜层后，不再切除任何组织，而将其放回原始位置。由于这一切削深度，眼睛的内部压力会使角膜重新变得陡峭，从而产生一个新的折射表面，以矫正患者原来的远视状况。

最近几年，在采用微角膜刀切割并分离角膜的一薄层，即所谓的角膜前盖时，将该角膜前盖从角膜其余部分上完全分开的作法很不受欢迎。首先，有时角膜盖会丢失，这样就带来了损失，因为角膜的前面部分必须完全重建。其次，随后的角膜整形，需将角膜盖小心且精确地放回它在角膜上的原始位置上；这一过程的误差会导致散光或一些未知的折射偏差。因此，可以看出，不应该用微角膜刀将角膜盖从眼睛上完全切下，而应当留下一部分联接或“铰接”在眼睛上，从而形成一端铰接着眼睛的一层抬起来的角膜组织，即所谓的角膜片 F，如图 4 所示。然而，一个明显的问题是，现有微角膜刀装置不能容易地形成角膜片 F。这是因为，为了形成角膜片，现有微角膜刀在通过角膜时，在一定程度上需要靠猜测来决定在何处停止其切削动作。此外，在角膜片成形时，一个外科医师需要考虑许多问题，其中最重要的三个因素是：角膜片厚度、角膜片大小以及铰接处的大小。

在更近的几年中，矫正眼睛的折射偏差的外科方法又有了另一种进展，即采用激光实现角膜整形。有一个这样的方法被称为角膜内基质激光成形术（LASIK），被认为是目前的最佳方法，这是因为它能在不损伤相邻组织的情况下对角膜进行雕刻。此外，通过计算机，外科医师可对激光进行编程从而精确地控制取走的组织量，并且，重要的是能够允许对角膜整形作更多的选择。在 LASIK 手术过程中，通常也需要将眼睛用一个吸环盖住并用一个微角膜刀切入角膜中以抬起一薄层角膜。如前面所述，现在希望形成一个角膜片。而且，现已确定角膜片的厚度在不小于 130 微米并且不大于 160 微米时可产生最佳效果。应注意，要达到

这个结果需要有极精确的装置，这是由于一微米仅为毫米的千分之一。在激光手术中，角膜组织片被轻轻地推向一侧，从而可以将角膜露出并用激光整形。因此，在 LASIK 手术中，已经较少用微角膜刀对角膜整形，但还是要用微角膜刀切入并抬起一薄层角膜组织。然而，一个显著的问题是，现有微角膜刀装置的精度等级不能保证适当并连贯地形成一个角膜片（而不是角膜盖），更不用说使角膜片具有现在理想的厚度范围以及显著提高了切割平稳性了。此外，现已确定，用激光进行角膜整形时，眼睛上所需提供的区域要大一些，直径可达 8 至 10 毫米。这是因为，现在使用激光对角膜表面整形是绕眼睛上的一个圆周，而不是在中心部位，这将更精确地矫正折射偏差。然而这种过程需要在眼睛上提供并暴露出一个直径足够大的区域，而现有微角膜刀装置不能实现这一要求。例如，现有的外科手术中给眼睛定位的吸环的外框要大得多，该外框定位于眼睛上较低位置上的一个圆周上，从而暴露出眼睛上大些的区域。由于眼窝内的空间限制，现有的眼睛定位组件很难被采用。

最后，现有微角膜刀通常是沿直线方向在水平面内切割通过角膜。即现有角膜刀通常是从眼睛靠近太阳穴的一侧开始，向着鼻子方向水平移过面部。这样，即使现有的微角膜刀能够有效地成形一个角膜片，在不考虑现在要求的尺寸精度的前提下，所产生的角膜片的铰接部分的方向也是与患者自然的眨眼动作相抵触，这是由于眨眼动作是在竖直平面内的。可以想象，一个角膜片的最佳结构是其铰接部分与患者在竖直平面内的眨眼动作相协调。然而，现有微角膜刀不能在竖直平面内移动，这是由于眼窝的大小所限制的，而眼窝是由人的头上的面颊骨和眉骨确定的。

因此，就需要有一种改进的自动微角膜刀，该微角刀应能自动地且连贯地产生一个角膜片，并且使角膜片的结构精度更高，从而使角膜片的厚度在 130 微米之内，且该角膜片的直径在 8 至 10 毫米之内。此外，还需要这种改进的自动微角膜刀能更平稳地切割角膜，以使形成的角膜片能在角膜整形后能精确地放回其原始位置。理想的状况是，任何这种

改进的微角膜刀所产生的角膜片均能使角膜片的铰接部分方向与眼睛眨动动作相协调。

发明内容

本发明的设计是为了满足本领域的需要，本发明直接面向一种新式的改进的自动外科设备—微角膜刀。根据本发明的改进了的微角膜刀适用于切割并抬升起患者眼睛上的一薄层角膜，并产生一个角膜组织铰接片。本发明包含一个装置用于将一只要进行手术的眼睛夹持住并且定位；还包含一个切割头总成，切割头总成有一个切割元件用于切割眼睛的角膜；另外还包含一个联接部件，用于可拆分地联接夹持定位装置与切割头总成，并使得切割头总成可以相对于夹持定位装置沿一个大致为弧形的路径运动。

在本发明的最佳实施例中，该夹持定位装置上，包含一个定位环用于临时附着在眼睛上并包围着将被切割的角膜，并将角膜暴露出来以供切割。定位环包含一个导向装置，该导向装置位于定位环的上表面上并以大致弧形路径伸展。

根据本发明的切割头总成的结构应至少部分地插入夹持定位装置上的导向装置，并且可被驱动着大致上但不是完全移过眼睛的角膜从而切割角膜并形成一个角膜片。切割头总成的结构还应能被夹持定位装置上的导向装置引导着沿一个大致上为弧形的路径移动。切割头上还包含一个主容纳壳，用于携带一个切割并抬起角膜片的切割元件。在最佳实施例中，切割头总成上还包含一个角膜片接收口，该接收口位于切割头总成的一个下表面上并指向切割元件，用于接收并保护由切割头总成向前移动而形成的角膜片组织。此外，切割头总成的结构还可使它与定位环通过一个联接部件而联接起来。该联接部件可拆分联接着切割头总成与定位环，并使得切割头总成可以相对于定位环沿一个大致弧形路径移动。

此外，本发明还包含驱动装置，用于将切割头总成驱动着从夹持定

位装置上方移过。而且在最佳实施例中还包含止动装置，用于限制切割头总成在夹持定位装置上的运动。止动装置可以成形于切割头总成上并可以与夹持装置上的导向装置相配合，从而可以在切割元件完全切过眼睛的角膜之前的一个点上限制住切割头总成的运动，由此在接受手术的眼睛上形成一个角膜片。在最佳实施例中，驱动装置安装在切割头总成的一个顶面上并可在该顶面上操作，切割头总成沿第一方向移过夹持定位装置时，一旦其运动被止动装置所阻止，驱动装置就会停止切割头总成的运动再使之向相反方向运动。

本发明的一个主要目的是提供一种改进的自动化外科设备，该设备用于将一个被作手术的眼睛上的角膜切割并抬升起一薄层角膜组织，在不将这层组织完全从眼睛角膜上切割下来的情况下，生成一个角膜片。

本发明的另一个主要目的是提供一种改进的自动化外科设备，该设备可用于形成一个角膜片，该角膜片的铰接部分的方向与眨眼动作相协调，从而有助于正确地将角膜片重新放回并对正在接受过外科手术的角膜上。

本发明还有一个目的是提供一种改进的自动外科手术设备，该设备可使外科医师能更精确且连贯地形成一个角膜片并且使该角膜片的厚度在不小于 130 微米且不大于 160 微米的范围内。

本发明的一个特征是它可使一个外科医师将眼睛暴露出一个直径在 8 至 10 毫米之间的一个区域，从而可以形成一个大一些的角膜片，这个大一些的直径是角膜激光整形中所需的。

本发明还有一个目的是提供一种改进的自动外科手术设备，该设备能更平稳地切割角膜以形成角膜片，这样可使角膜片能在角膜整形后更精确地放回其位于角膜上的原始位置。

本发明还有一个目的是提供一种改进的自动外科手术设备，该设备既可以用于患者左眼也可以用于右眼。

本发明还有一个目的是提供一种改进的自动外科手术设备，该设备在操作过程中其重心基本上位于患者眼睛的中心上。

本发明的一个附加目的是提供一种改进的自动外科手术，该设备可以暴露出并允许切割眼睛上一个较大直径的区域，但又不需要过份地扩大眼睛的定位组件。

本发明还有一个目的是提供一个改进的自动外科手术设备，该设备由于运动路径精确，因此就容易形成角膜切割的较大直径的区域，而又不需要将眼睛定位组件置于眼睛上较低的位置上。

附图说明

为了对本发明的本质有充分的了解，下面通过附图对本发明作详细的解释，附图包括：

图 1 是一个眼睛沿水平面剖切的简图；

图 2 是一个远视眼的简图，其中的折射光线聚焦在视网膜后面的一个点上；

图 3 是一个近视眼的简图，其中的折射光线聚焦在视网膜前面的一个点上；

图 4 是一个眼睛的角膜的简图，其中有一个角膜片已被形成；

图 5A 是一个根据本发明的夹持定位装置的一个最佳实施例的三维视图，该夹持定位装置被称作“定位环”；

图 5B 是一个根据本发明的夹持定位装置的一个最佳实施例拆开后的三维视图，该装置包含一个定位环，该定位环上带有导向装置和一个齿形轨道；

图 5C 是图 4 中所示的夹持定位装置的横截面视图；

图 6 是根据本发明的切割头总成以及根据本发明的联接部件拆开后的三维视图；

图 7 是根据本发明的设备组合起来并位于一个患者的角膜上时的侧向视图；

图 8 是根据本发明的设备组合起来并位于一个患者的角膜上时的局部剖开的横截面视图；

图 9A、9B、9C 是沿图 8 中所示 9-9 箭头线所代表的平面局部剖切后的横截面视图，显示了角膜的切割时的动作顺序，其中：

图 9A 是切割头总成位于初始位置时的简图，在此位置上切割头总成与定位环及导向装置相接触；

图 9B 是切割头总成移动通过一个中间位置时的简图，在此位置上切割头总成正在切割角膜；

图 9C 是切割头总成位于运动停止位置时的简图，在此位置上止动装置与定位环上的导向装置相接触；

图 10A 是根据本发明的设备被同时用于一个患者的左右眼时的正视简图，所示切割头总成位于初始位置；

图 10B 是根据本发明的设备被同时用于一个患者的左右眼时的正视简图，所示的切割头总成位于运动停止位置，此时每只眼睛上已形成一个角膜片，角膜片的铰接部分的方向与接受手术的眼睛的眨动方向相协调；

图 11 是驱动装置单独的三维视图，显示了蜗杆、蜗轮以及摆动轴之间的操作方法及相互关系。

各附图中相同的参考件号始终代表相同的部件。

具体实施方式

如各附图所示，本发明是一个可用于眼睛的外科手术的机械装置，并在图 10A 和 10B 中以件 10 表示。具体地讲，本发明涉及一种自动化外科设备，称作“微角膜刀”，该设备可用于一个将要作外科手术的眼睛，以矫正眼睛的折射偏差，如远视、近视或散光。根据本发明的改进的微角膜刀可以大致上但并不完全切割患者的眼睛的角膜，从而抬升起一薄层角膜并产生一个铰接的角膜组织片。根据本发明所产生的角膜片的铰接部分的方向与眼睛手术后的眨动方向相协调。

现在请参考图 5A、5B 和 5C，设备 10 包含一个装置 30 用于将那个将要作手术的眼睛夹持并定位。该夹持定位装置 30 可以用高钢号的不

锈钢制成，优选结构应包含一个定位环 32，定位环 32 上有一个孔 33。孔 33 的大小应能使眼睛的角膜 C 从中穿过并暴露出来，如图 5C 所示。在一个最佳实施例中，如附图中所示，定位环 32 的外形为泪滴形，当然，在满足其功能要求的前提下，也可以做成其他形状。

定位环 32 上还包含着用于将其临时附着在将要作手术的眼睛上包围着角膜的那部分上的装置。理论上讲，该临时附着装置可以是一个吸附装置。例如，定位环 32 上优选包含一个联接件 37，如图 5C 所示，联接件 37 通过液体与定位环 32 的下表面相联接。联接件 37 上联接着一个真空管（未画出），而该真空管又联接着一个抽真空装置（未画出），这样，可以实现吸附，从而使定位环 32 的下表面成为密封面而将要作手术的眼睛夹持住。此外，定位环 32 通过吸附作用而将角膜 C 定位以便手术，并在手术中保持角膜的位置。通常，真空压力可以采用海拔高度为 25 英寸的水银柱压力。

夹持定位装置 30 上还包含导向装置 40。导向装置 40 可以直接成形于定位环 32 上，从而使二者形成一体，也可以做成单独的一个部件联接到定位环上。不论哪种方式，导向装置 40 都应安装在定位环 32 上，从而在角膜切割时方便地引导切割头总成 50 的运动，切割头总成 50 将在下文中讨论。参考图 5A 和 5C，在最佳实施例中，导向装置 40 包含一个导向部件 41 或 42，该导向部件 41 或 42 的伸展长度至少为定位环 32 的一侧，并优选位于定位环 32 的上方。导向部件 41 或 42 可以如图中所示的那样沿弧形或半圆形路径穿过定位环 32。如图 5A 所示，导向部件 41 可以是“C”形甚至是倒“L”形结构，并联接着定位环 32 的上表面 34。然而如图 5B 和 5C 所示，导向部件 42 的最佳结构由两个单独的部件相互联接而成，即一个成形于定位环 32 上的向上的弧形伸展侧壁 36 以及一个与侧壁 36 相联接的齿形轨道 43。还是参考图 5C，在最佳结构中，定位环 32 上的向上的弧形伸展侧壁 36 在其上表面上有一个凸脊 38，侧壁 36 至少沿定位环 32 的一个侧面伸展。此外，在这个最佳实施例中，齿形轨道 43 以配合的形式与凸脊 38 相互联接。例如，配合

结构可以是在齿形轨道 43 的下表面上开一个凹槽，并且/或者用传统的紧固件 39'，如螺钉、铆钉等，穿过定位环 32 上的孔 39 并伸入齿形导轨 43 中。如图 5C 所示，齿形导轨 43 包含一个边缘 43'，边缘 43' 的外形尺寸超出了侧壁 36 所形成的竖直平面，因此，导向装置 40 上的导向部件 42 由侧壁 35 以及包含边缘 43' 的齿形轨道 43 构成，并形成一个大致“C”形截面。对于图 5A 中所示的实施例，可以设想，也可以在定位环 32 的上表面上或者导向部件 41 的上表面上安装一个齿形轨道。齿形轨道 43 可与驱动装置 80（见图 7 和 11）协同工作，从而将切割头总成 50 移过定位环 32，请见下面的详细解释。

导向装置 40 上还包含一个刚性的直立部件 44，该直立部件 44 安装在夹持定位装置 30 上并大致位于齿形轨道 43 的对面。由图中可以看到，在一个最佳实施例中，定位环 32 为泪滴形，刚性直立部件 44 包含一个立柱 45，立柱 45 牢固地联接在定位环 32 的上表面上并位于或邻近定位环 32 的一个顶端 35。通过下面的解释，可以清楚地看到导向部件 42 和刚性直立部件 44 可以使根据本发明的切割头总成 50 有效地被引导并安全地被接收于定位环 32 上的两个位置上，同时又通过切割头总成 50 绕刚性直立部件 44 的转动，而使切割头总成 50 平稳、光滑地沿一个大致的弧形路径滑移过定位环 32。

现在请参考图 6，本发明的设备包含一个切割头总成 50。该切割头总成 50 的主要用途是容纳一个切割元件 70，如图 8 所示，切割元件 70 上有一个切割表面暴露出。这样，切割头总成 50，带着切割元件 70，可以移过被定位环 32 夹持着的角膜，角膜会被切割元件 70 精确地切割。为实现这一目的，切割头总成 50 包含一个主壳 51 用于容纳切割元件 70。此外，主壳 51 中还包含一个孔 58 用于联接驱动装置 80（见图 7 和 11）并因此驱动切割头总成 50 通过定位环 32，以有效地切割角膜。此外，由于切割头总成 50 必须被控制着平稳地移过角膜，主壳 51 上因而包含着导轨装置 60，用于与定位环 32 上的导向部件 42 上的轨道相配合，从而精确地地引导切割头总成 50，并由此引导切割元件 70 沿预定的轨道

精确移动。最后，作为本发明的一个重要特征，为了切割角膜的一部分而不将其完全切下，设备上安装了止动装置 65，该止动装置 65 的目的是，在切割头总成 50 完全切割过角膜之前，限制并优选完全停止切割头总成 50 的运动，以防完全切过角膜。止动装置优选安装在主壳 51 上。这些特征将在下面详细解释。

还请参考图 6，本发明的最佳实施例中还包含一个联接部件 90。联接部件 90 用于将切割头总成 50 活动联接到定位环 32 上，同时可使切割头总成 50 相对于定位环 32 移动。如图 6 所示，联接部件 90 包含两部分：a) 固定部分 92；和 b) 旋转部分 95。固定部分 92 扣在主壳 51 的顶壁表面 56' 上，并包含悬垂边缘 91、93 从而紧凑地将主壳 51 的一部分容纳在下方。固定部分 92 上还包含一个孔 94 用于套住主壳 51 上的孔 58。这样，孔 94 可以允许驱动装置 80（见图 7 和 11）由此穿入主壳 51 上的孔 58 中。联接部件 90 以组件的形式联接着切割头总成 50 并可以拆下来，而驱动装置 80 穿过固定部分 92 与主壳 51 相联接。而联接部件 90 上的旋转部分 95 用于联接定位环 32 上的刚性直立部件 44 并由此使联接部件 90 以及其上相联的切割头总成 50 绕立柱 45 旋转。优选的结构是，旋转部分 95 上还包含一个套筒 97，该套筒 97 上开了一个孔 96，套筒 97 的高度大致与立柱 45 相当，因而可将立柱 45 容纳住。此外，在最佳实施例中，旋转部分 95 通过一个保持装置 46，如图 5C 所示，从而将刚性直立部件 44 保持在套筒 97 中，还包含一个约束部件 98 用于将套筒 97 保持在刚性直立部件 44 上。现在请参考图 5B 和 5C，保持装置 46 的优选结构包含一个张大的头部 47 位于刚性直立部件 44 上，还有一个环形缩口 48 或锥面位于直立部件 44 的颈部。如图 6 所示，约束部件 98 上优选包含一个螺纹轴，通过旋转手柄 99，可将螺纹拧入套筒 98 的侧壁中并使螺纹轴的头部拧入环形缩口 48 中，由此与直立部件 44 咬合住，以防止手术中旋转部件 95 从直立部件 44 脱出。可以理解，这样，约束部件 98 与保持装置 46 组合起来协同工作，可使联接部件 90 以及切割头总成 50 绕直立部件 44 转动，同时又防止了套筒 97 从直立

部件 44 上滑脱。还可以理解，直立部件 44 还可在组合后使切割头总成 50 沿着一个弧形路径以平稳受控的方式移过定位环 32，并因此移过角膜 C。

再请参考图 6 以及图 7、图 8，现在详细解释切割头总成 50 以及其功能。如前所述，切割头总成 50 包含主壳 51，主壳 51 上有一个顶壁表面 56'、一个底壁和一个环绕侧壁 53，侧壁 53 上形成了一个前端表面 52 和一个对面的后端表面 54。由于在手术中，切割头总成 50 被驱动着沿一个弧形路径移过定位形 32，因此前端表面 52 上优选带一个锥形凸出端用于与导向部件 42 的弧形路径协同工作。如前所述，主壳用于容纳切割元件 70 并暴露出切割元件 70 的一个切割表面。虽然切割元件 70 可以与主壳成形为一体，但在最佳实施例中，主壳 51 包含一个内腔 88，如图 8 所示，用于容纳一个独立的切割元件 70 并将其保持在切割位置。最优选的结构是，安装在主壳 51 中的切割元件 70 与水平面呈 20° 至 30° 夹角。同时，一个切割开口 56 成形于主壳 51 的底壁上，用于暴露出切割元件 70 的一个切割表面，见图 8。在最佳实施例中，切割元件 70 包含一个刀片，刀片上有一个切割刃 71，切割刃 71 的切割头部的优选结构为与刀片平面呈 5° 至 10° 的夹角，此外，刀片本身可以联接到一个刀片夹持器 72 上并可以拆下来。刀片夹持器 72 联接着驱动装置 80，如图 11 所示，而驱动装置 80 则通过孔 58 联接着主壳 51，这样，驱动装置 80 输出一个摆动运动，从而引起刀片夹持器 72 和刀片 71 大致在主壳 51 的环绕侧壁 53 的两个相对的外壁之间前后运动。这样，主壳 51 的内腔 88 将能够容纳切割元件或刀片 70 以及刀片夹持器 72，并允许它们在主壳 51 中作摆动运动。

此外，为了使得切割元件 70 可以取下并更换，主壳 51 包含着入口装置 55。虽然入口装置 55 可以由一个向外开缝或其他类似开口构成，但在最佳实施例中，如图 8 所示，入口装置 55 至少部分地在靠近端表面 54 处构成主壳 51 的底壁，并且，理想结构是包含一个门 57，门 57 以铰接的方式在后端表面 54 处联接着环绕侧壁。门 57 可以在一个闭合

位置和一个张开位置之间活动，在闭合位置时可实施手术，在张开位置时，可以将一个用过的或弄脏的切割元件 70 从主壳 51 中拆下并更换上一个新的或清洁的切割元件。门 57 可以以现有的普通紧固方法保持在闭合位置，如图 8 所示。从图 8 中可以看到，门 57 并不完全跨过切割元件 57。可以，相信这种结构比现有的微角膜刀更坚固、更不易碎。在现有的微角膜刀中，如果切割元件在插入时未能适当地对正，则很容易被弄弯。

此外，在最佳实施例中，切割头总成 50 的主壳 51 还包含深度调节装置 75，用于调节切割元件 70 切入角膜的深度。如图 8 所示，深度调节装置 75 优选安装在主壳 51 的前端表面 52 处并且在邻近前端表面 52 处构成至少一部分的底面。优选的结构是，深度调节装置 75 包含一个分开的顶端 76，顶端 75 可以紧固在主壳 51 上并可以折下来，这可以通过现有的紧固件 74，例如一个螺钉或一个螺栓实现。顶端 76 的优选结构包含一个约束段 77 和一个可变深度盘形件 78。约束段 77 的优选结构包含一个末端 79，末端 79 的形状为倒“V”字形，并优选跨过顶端 76 的整个宽度。这种结构可以使末端 79 被接收并套在主壳 51 内相应的一个倒“V”字空间内，该“V”字形空间位于环绕侧壁 53 之间邻近前端表面 52 处。可以理解，这种结构可使末端 79 极其牢固地套在主壳 51 中，即使是切割头总成 50 沿一个弧形路径移过定位环 32 时也是如此。此外，如图所示，可变深度盘形件 78 优选与约束段 77 构成为一体，并大致位于水平面内。可变深度盘形件 78 的深度以图 8 中的“H”表示，H 的大小由医师根据所需的角膜切割深度而预先设置。本发明的一个重要特征是提供了一组顶端 76，每个顶端 76 上带有一个不同深度“H”的盘形件 78。从图 8 可知，手术中，当切割头总成 50 沿箭头“A”的方向向前移动并向下推向角膜时，切入角膜的深度与盘形件的深度变化趋势相反。例如，一个盘形件 78 的深度“H”较大，则会遮挡住刀片的切割刃的较大区域，而如果一个盘形件 78 的深度“H”较小，则可以暴露出刀片的切割刃的较大区域。因此，切割头 50 可以通过调节深度调节装

置 75 从而具有可变的切割深度，以精确满足接受手术的患者们的要求。理论上讲，本发明将提供两种不同规格的顶端 76，一个用于切割深度 130 微米，另一个用于切割深度 160 微米，这两个深度目前对于切入角膜并暴露出将要整形的角膜来说，是最理想的深度。

如前所述，切割头总成 50 的主壳 51 还包含导轨装置 60。请参考图 6，在最佳实施例中，导轨装置 60 位于主壳 51 的下部外围区域中，用于与图 5C 所示的定位环 312 上的导向部件 42 相配合并沿导向部件 42 移动。例如，导轨装置 60 上可以包含一个向外的翻边，该翻边位于主壳 51 的一侧并沿着主壳 51 的下部边缘伸展，翻边可以以连续法兰的形式环绕着主壳 51，也可以用一组销状部件置于该处。而在最佳实施例中，导轨装置 60 位于调节装置 75 所在高度上，并以翻边 62 的形式与可变深度盘形件 78 成形为一体并互相平齐，见图 6。优选的结构是，翻边 62 从主壳 51 的环形侧壁 53 的外围伸出并大致垂直于该外围。此外，虽然切割头总成 50 可以容纳带可变深度盘形件 78 的顶端 76，但从可变深度盘形件 78 上伸出的翻边 62 却与该盘形件 78 高度相同，从而可以与定位环 32 上的导向部件 42 相对应并相配合。虽然翻边 62 只能从主壳 51 的一侧伸出，但在最佳实施例中，可变深度盘形件 78 的两侧均带有翻边 62，因此可以方便地将本发明的设备用于患者的左、右两眼。

同样如前所述，主壳 51 包含着止动或制动装置 65，用于限制并优选停止切割头总成 50 沿定位环 32 的运动。在最佳实施例中，止动装置 65 大致上位于环绕侧壁 53 上的后端表面 54 处，该止动装置 65 包含一个凸肩 66，凸肩 66 位于主壳 51 的环绕侧壁 53 和后端表面 54 的交界处，该凸肩 66 的尺寸很大，不能通过导向装置 40 上的导向部件 42，因此可以阻止切割头总成 50 沿定位环 32 的进一步向前的运动。当凸肩 66 与导向部件 42 发生止动咬合时，驱动装置 80 可以通过边缘 43' 而被止动，之后又可使切割头总成 50 向相反的方向运动。

如前所述，最近一些年，在对角膜作手术时，希望被切割的角膜层不被完全切下来。本发明的设备 10 上的切割头总成 50 的一个独特的切

割后形成的角膜片 F，如图 4 所示，会被切割头总成 50 安全地保存好。为保存角膜片 F，主壳 51 包含一个角膜片接收口 59，该接收口 59 成形在主壳 51 中。如图 6 所示，并由图 8 中更详细地显示，角膜接收口 59 大致位于邻近主壳 51 的前端表面 52 处，更具体地讲，角膜接收口 59 大致位于邻近主壳 51 的前端表面 52 处，更具体地讲，该接收口 59 刚好位于刀片的切割刃 71 的前方并位于可变深度盘形件 78 的后方。因此，角膜片接收口 59 位于主壳 51 的底面上并向上伸入主壳 51 中。理论上讲，角膜片接收口 59 伸展着通过主壳 51 上相对的侧壁 53。

现在请参考图 9A、9B 和 9C，所示的切割头总成位于其沿切割路径切过角膜时的三个顺序位置上。在切割角膜的初始阶段，图 9A 显示了：a) 夹持定位装置 30，和 b) 切割头总成 50 通过联接部件 90 而被如前所述地联接上，此时切割头总成 50 上的导轨装置 60 开始与定位环 32 上的导向装置 40 配合而联接上。更具体地讲，在图 9A 中，翻边 62 的一个前端开始咬合进入定位环 32 的导向部件 42 内，同时，蜗轮 120 的作用轴 125 也刚好开始与定位环 32 的齿形轨道 43 咬合。再转到图 9B，切割头总成 50 移动通过定位环而且角膜 C 的切割正在进行。图 9C 中显示的切割头总成 50 所在的位置上，止动装置 65 与定位环 32 的导向部件 42 相接触，从而限制并优选完全止住切割头总成向前的继续运动。从图 9C 中还可以要看出，在止动位置上，切割元件 70 还没有完全移过角膜 C，但已经切割下一部分的角膜，因此就在这个位置上产生了一个角膜片，角膜片在图 9C 中以区域“F”表示并与角膜保持联接。此外，如图 8 所示，产生的角膜被切割头总成的向前运动引导着向上进入主壳 51 的角膜接收口 59 内，并被保存好以远离切割元件 70。当切割头总成 51 被止动后，如图 9C 所示，驱动装置 80 会改变方向从而使切割头总成反向移动，因而不会再继续切割角膜，反而会将角膜片 F 安全地移出主壳 51 的角膜片接收口 59。这样，当切割头总成 50 返回图 9A 所示位置时，切割头总成 50 可从夹持定位装置 30 上脱离开。角膜片 F 可以被操纵，以便对角膜整形，整形过程优选采用激光外科手术法。当手术完成后，角

膜片被放回原位而盖住角膜。

本发明的设备的另一个独特的特征是，不但可以产生一个角膜片，还能使角膜片的位置合适，从而在手术后患者眨眼时不会使角膜片在角膜上错位。现在请参考图 10A、10B，本发明的设备简要地显示在患者左、右双眼上。在图 10A 中，工作环境中的参考点的标识类似于一个钟表表面上的数字。因此，在图 10A 中，可以看出，对于患者左眼，切割头总成 50 在初始位置时大致指向 5 点钟的位置；对于患者右眼，切割头总成 50 在初始位置时大致指向 7 点钟的位置。再转到图 10B，切割头总成 50 已移至大致与 12 点钟方向平行的位置，此时止动装置 65 与定位环 32 上的导向部件 42 发生止动约束，从而阻止了切割头总成 50 的进一步前移。可以理解，不论是对左眼还是右眼进行手术，最后切割头总成都将与 12 点钟方向大致平行。从图 10B 中还可以理解，产生的角膜片 F 在角膜上部联接着角膜。因此，对角膜的整形手术完成后，角膜的方向大致与眼睛眨动方向相同。这样，眼睛眨动时会向下碰撞角膜片，从而有利于将角膜片保持在角膜上的正确的新的位置上，以避免产生散光。

现在请参考图 11，本发明所包含的驱动装置 80 用于：a) 驱动切割头总成 50 移动通过上述眼球夹持与定位装置 30；b) 使切割元件 70 在主壳 51 内前后摆动。驱动装置优选包含一个电机 100，优选为电控式的电动机，最佳选择为一个不论负载如何变化均保持一均匀的转速的微电机。具体地讲，在切割头总成被驱动着切过角膜时，在正常情况下它所遇到的阻力将导致电机内的线圈电阻增大，从而引起压降并最终导致速度降低。而一些已知的系统可以通过采用过功率电机以保持速度降低不超过 10%，而本发明的设备中的电机 100 优选通过一个运算放大器监测通过的电流，并利用其信息控制施加到电机上的电压，从而维持恒定的转速。这种监测与补偿方法有时称为 IR 补偿，可以使一个常规的 12V 稳压用于一个直流电机，从而使切割头总成有效地以恒定速度移过眼睛。

现在请参考图 8 和 11，驱动装置 80 上还包含一个变速箱 81，电机主驱动轴 101 则伸入变速箱中。从变速箱，具体地讲是通过一个螺旋套 110 的中心，如图 7、8 所示，伸出了切割头总成 50 的主驱动轴。切割头总成的主驱动轴包括两个主要部分：a) 一个驱动螺旋体，即“蜗杆” 115，如图 11 所示，作为一个过渡部分伸展穿过配合套 110；b) 一个摆动轴 130，如图 11 所示，为最内部的部分，穿过蜗杆 115。

先请看配合套 110，如图 8 所示，它位于最外部并由变速箱 81 处向下伸展，优选结构为通过螺纹与主壳 51 上的螺旋孔 58 相配合。这样，配合套 110 可以确保驱动装置 80 与切割头总成 50 间的联接。此外，还可看到，驱动装置 80 可由此处穿过顶壁表面 56' 而伸入切割头总成 50 中，因此使驱动装置 80 沿竖直方向安置。这个特征可以使得本发明的设备同现有微角膜刀相比，能较少地干扰手术空间，从而使医师能更准确地操作设备。具体地讲，现有的微角膜刀通常将驱动装置水平安置，因而医师必须严格操纵驱动装置，如果驱动装置未适当地安置，则会导致延长微角膜刀的操作时间并/或导致微角膜刀上受力不均。此外，本发明的驱动装置的重心大致位于眼睛的中心上，这与旧的系统是不同的，从而使平衡能力提高，并确保切割头总成在使用时不会在无意中从眼睛表面上翻倒滑走。

如图 8 所示，摆动轴也从变速箱 81 上伸出。现在转到图 11，摆动轴 130 通过孔 58 伸入主壳 51 中，摆动轴 130 优选为一个独立的单元从蜗杆 115 的中心穿过并从蜗杆 115 的两端穿出。摆动轴 130 的结构优选为可相对于蜗杆 115 自由转动并包含一个上部驱动部分 132，该驱动部分 132 可以焊接到轴 130 上并总与电机主驱动轴 101 上联接的主驱动齿轮 102 保持咬合。这样，电机主驱动轴 101 的转动将引起摆动轴 130 的相应转动。此外，还有一个摆动销 135 位于摆动轴 130 的对面一端处，并偏心安置。摆动销 135 优选向下伸出，并伸入刀片夹持器 72 上表面上的一个槽 72' 中，用于保持向切割元件 70 施加压力。这样，通过摆动轴 130 的转动，摆动销 135 沿一个预定的偏心半径转动并依次与刀片夹

持器 72 上的槽 72' 的两个相对的侧边缘接触，从而使刀片夹持器 72 以及它所保持的切割元件 70 作摆动运动。

摆动轴 130 上还包含一个第二驱动部分 133。第二驱动部分联接并驱动第一内部驱动齿轮 103，该齿轮 103 位于变速箱 81 内。第一内部驱动齿轮 103 联接并驱动着一个内部驱动轴 104，该驱动轴 104 上还优选包含一个第二内部驱动齿轮 105，齿轮 105 与齿轮 104 相互间隔开。这样，当摆动轴 130 转动时，第二内部驱动齿轮 105 也会转动。

有一个驱动螺旋体，即“蜗杆” 115，从变速箱 81 中伸出并从配合螺旋套 110 的中央穿过，且受到第二内部驱动齿轮 105 的驱动。蜗杆 115 向上伸入变速箱 81 中，并包含一个驱动头 116 与第二内部驱动齿轮 105 咬合。这样，当内部驱动轴 104 转动时，蜗杆 115 会随之而在切割头总成 50 的主壳 51 内转动。此外，有一个蜗轮 120 位于主壳 51 内并可转动，且与蜗杆 115 相咬合。蜗轮 120 的优选结构包含一个直径增大的中央部分 122，该中央部分 122 的外围分布着一组驱动齿槽用于与蜗杆 115 的螺纹表面咬合，这样，当蜗杆 115 绕垂直轴线转动时，会引起中央部分 122 以及整个蜗轮 120 绕着水平轴线转动。应注意，蜗杆 115 上的螺纹状表面可以咬合蜗轮 120 上的驱动齿槽而推动蜗轮转动，但蜗杆 115 却不会在垂直方向上移动。一个作用轴 125 从中央部分 122 的中央穿过并从至少一个、但优选两个垂直端面处伸出。作用轴 125 包含着附加导向装置，从主壳 51 的侧壁 53 处伸出并与定位环 32 上的齿形轨道 43 咬合，这样，当蜗轮 120 转动时，作用轴 125 也随之转动，使得作用轴 125 沿着齿形轨道 43 滚动，从而驱动割头总成 50 以稳定的预定的速度平稳地移过定位环 32。此外，可以看到，通过在变速箱 81 内反向转动内部驱动轴 101，则蜗杆 115 以及蜗轮 120 也反向转动，从而使切割头总成 50 被驱动着反向移过定位环 32。此外，为了使蜗轮 120 的作用轴 125 沿弧形路径在齿形轨道 43 上滚动，作用轴 125 上优选包含一个螺旋齿轮或一组斜螺纹，从而有效地与弧形齿形轨道 43 对齐并在齿形轨道 43 上运动。

再一次涉及到电机 100，电机 100 优选由一个脚踏板或类似的控制装置来操纵。在采用脚踏板时，优选采用一个双功能脚踏板，使得踏板第一侧用于驱动电机主驱动轴 101 并因此使切割头总成沿前进方向运动，而踏板第二侧将驱动上面这些装置反向运动。此外，该系统还可以设置为手动方式，这样，医师必须手动改变运动方向；或者设置为“自动反向”方式，这样，当切割头总成 50 到达其最大距离时，可自动将运动方向改变为返回方向。在上面这些方式中的任何一种时，电机 100 均优选装备一个传感器用于探测一个突然的电流增加现象。具体地讲，当切割头总成 50 接触到止动装置 65 时，不论其向前的运动是部分地还是完全被停止，电机 100 中都会有一个突然的电流增加现象，这种现象一旦被检测到，可根据医师的设置，或者关闭电机电源，或者开始反向运动。

最后，可以理解，本发明的设备可用于患者左、右两眼，具体地讲，当蜗轮 120 在主壳 51 中转动使主壳移过定位环 32 而使主壳 51 的环形侧壁上对面的一侧突出后，切割头总成就可以准备用于患者的另一只眼了。为此，又由于切割头总成的对称形状，因此只需将驱动装置 80 从主壳 51 上取下，并将主壳 51 上的联接部件 90 转动 180°，即可用于患者另一只眼睛。

由于对上述本发明的最佳实施例可以作许多细节上的修改、变形和更改，因此前面所有的解释和图示均可认为是解释性的而不是限制性的。而本发明的范围将通过下面附属的权利要求书及其法律等效物确定。

至此，本发明已经被解释了。

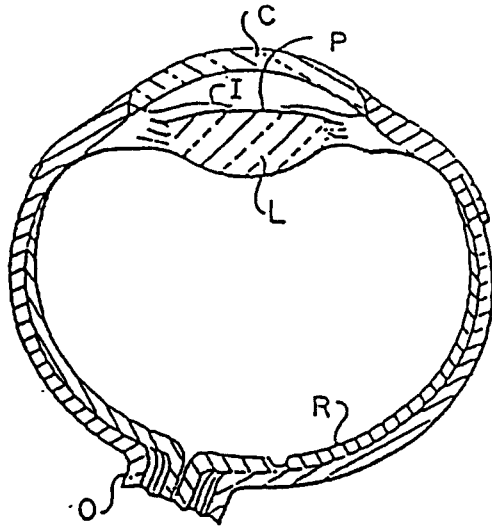


图 1

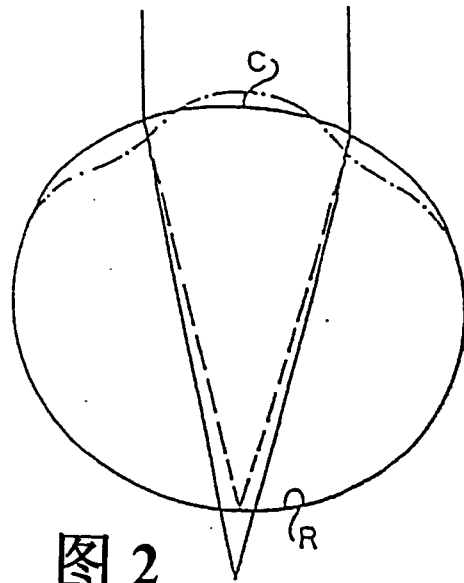


图 2

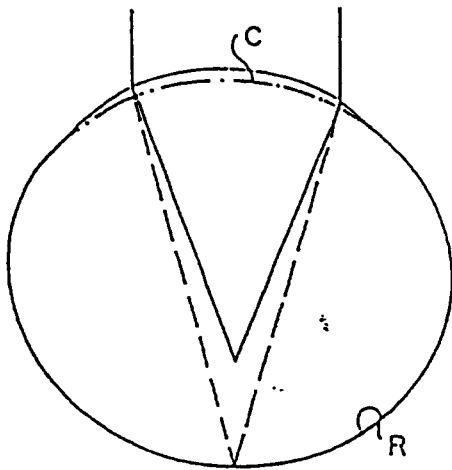


图 3

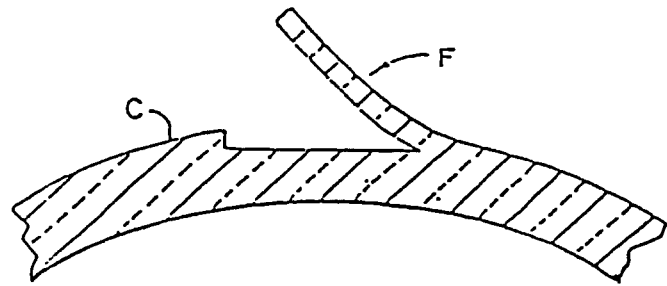


图 4

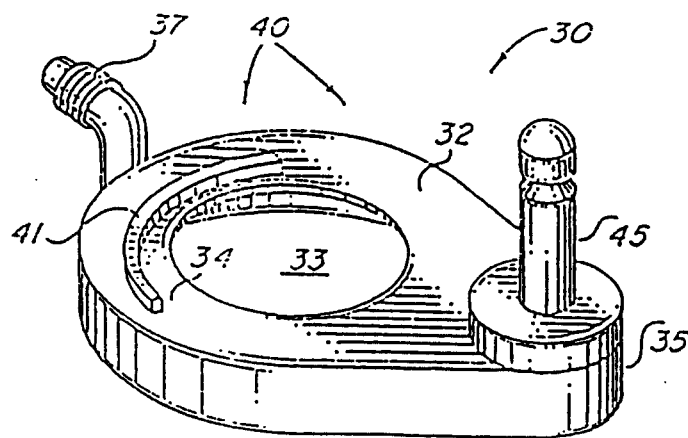


图 5A

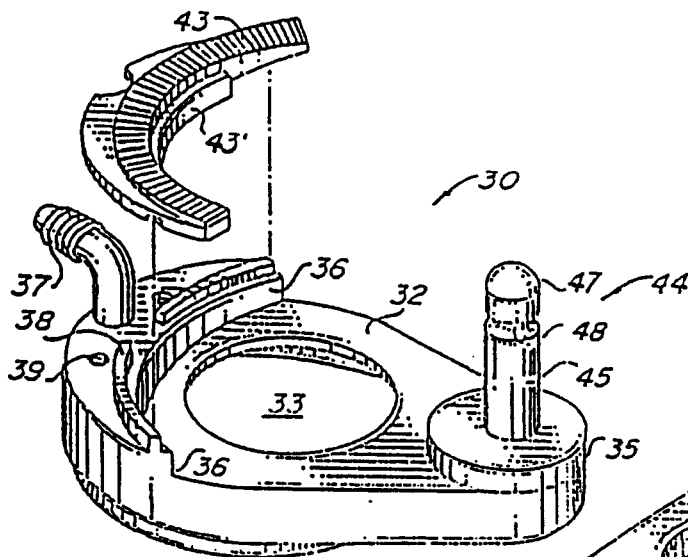


图 5B

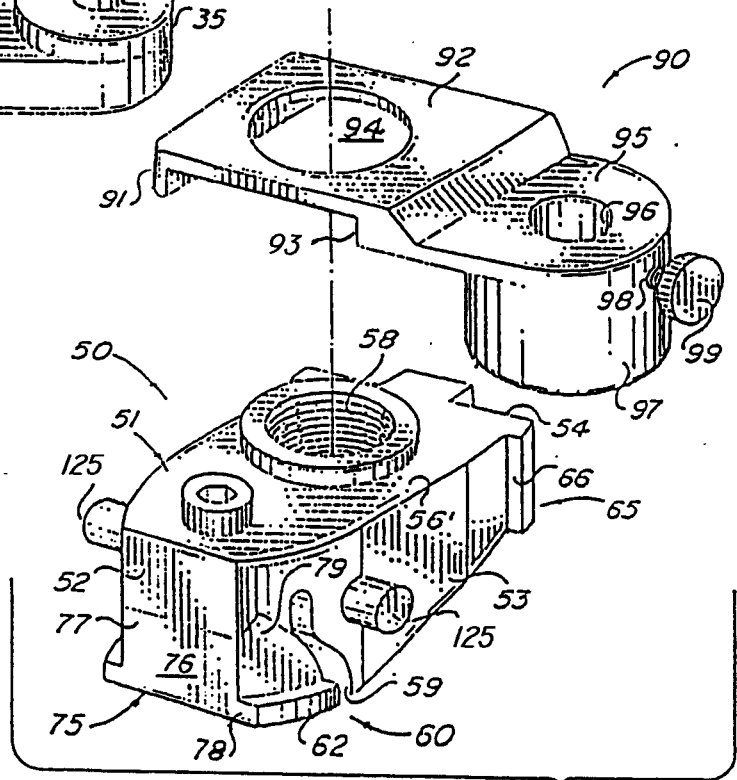


图 6

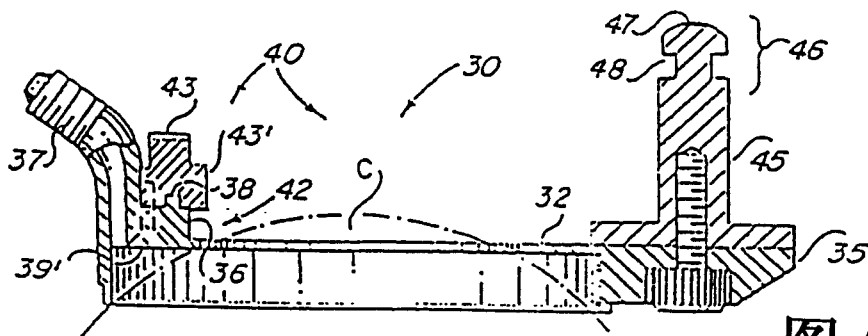
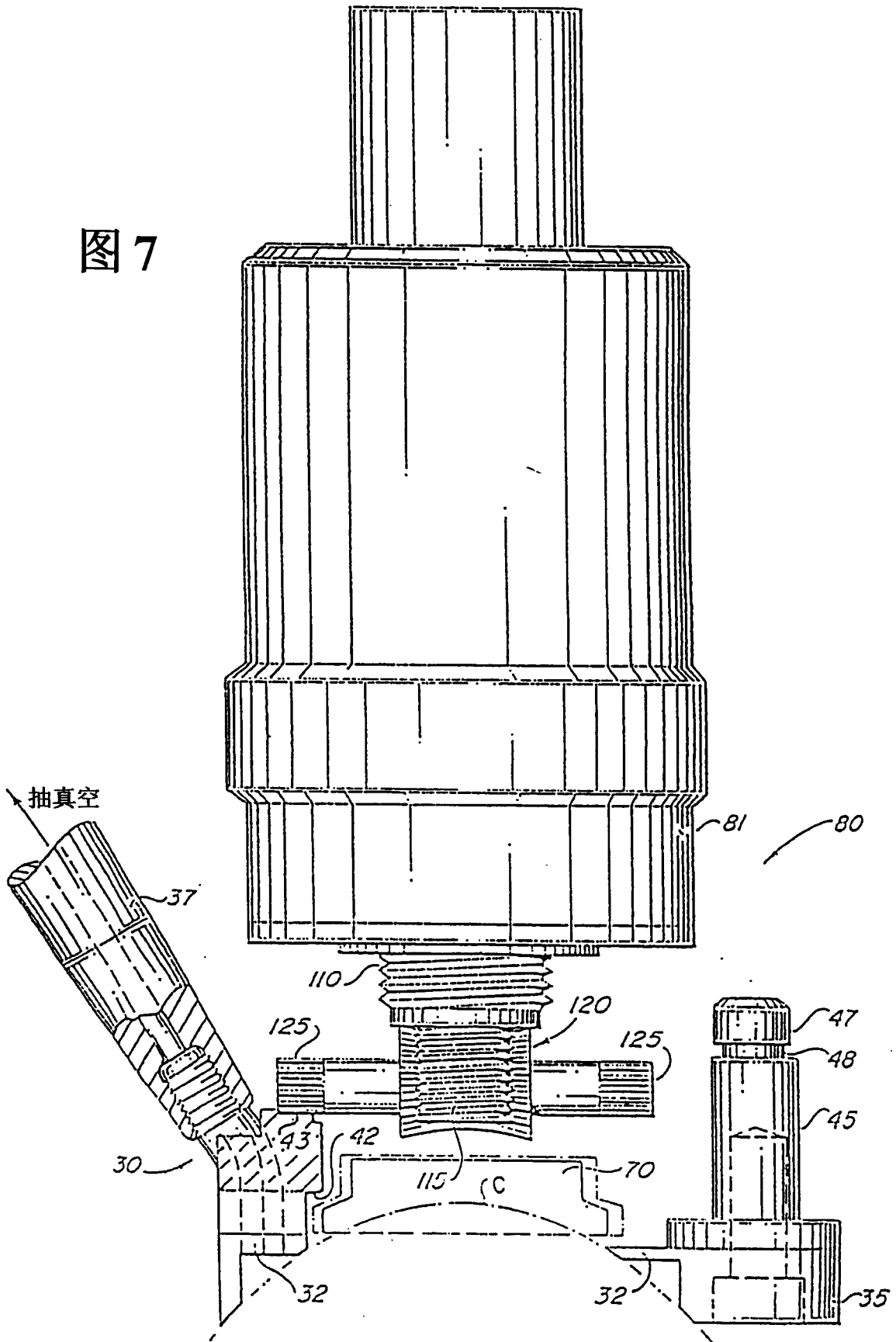


图 5C

图 7



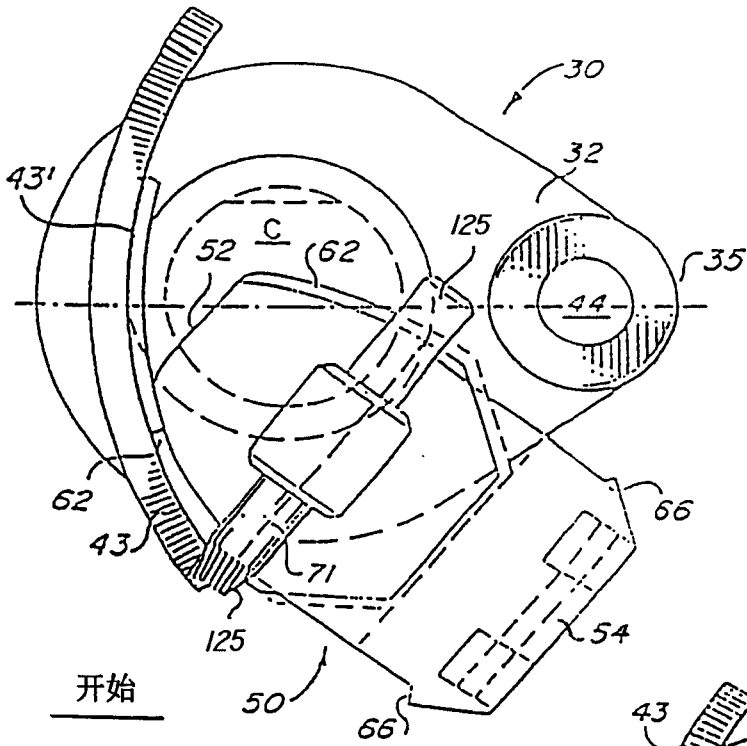


图 9A

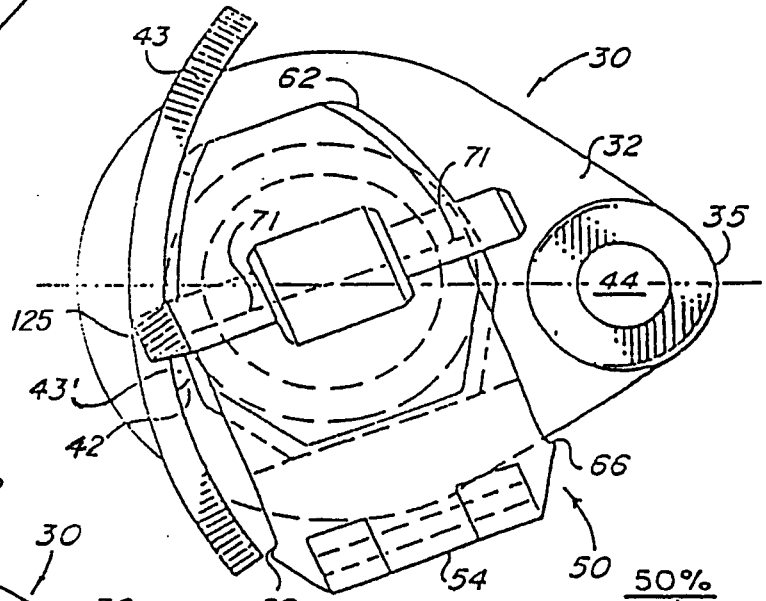


图 9B

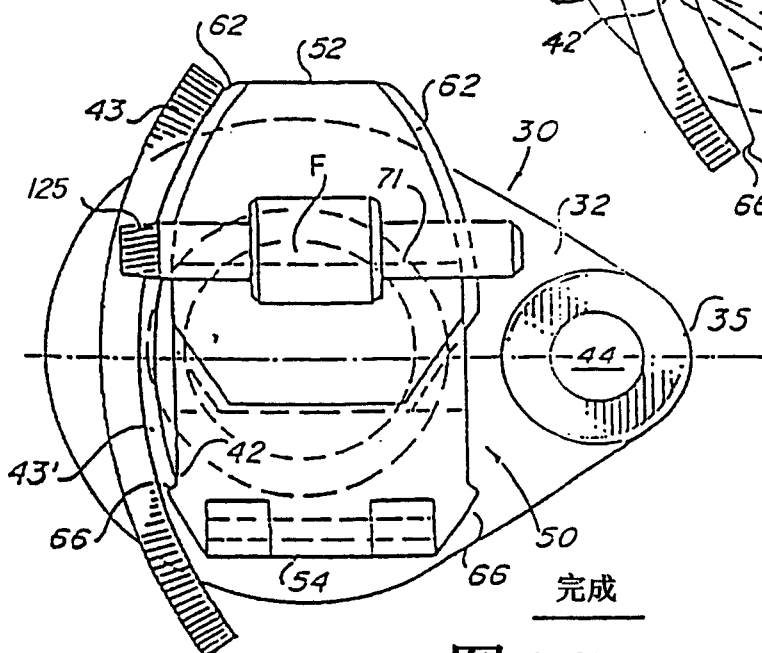
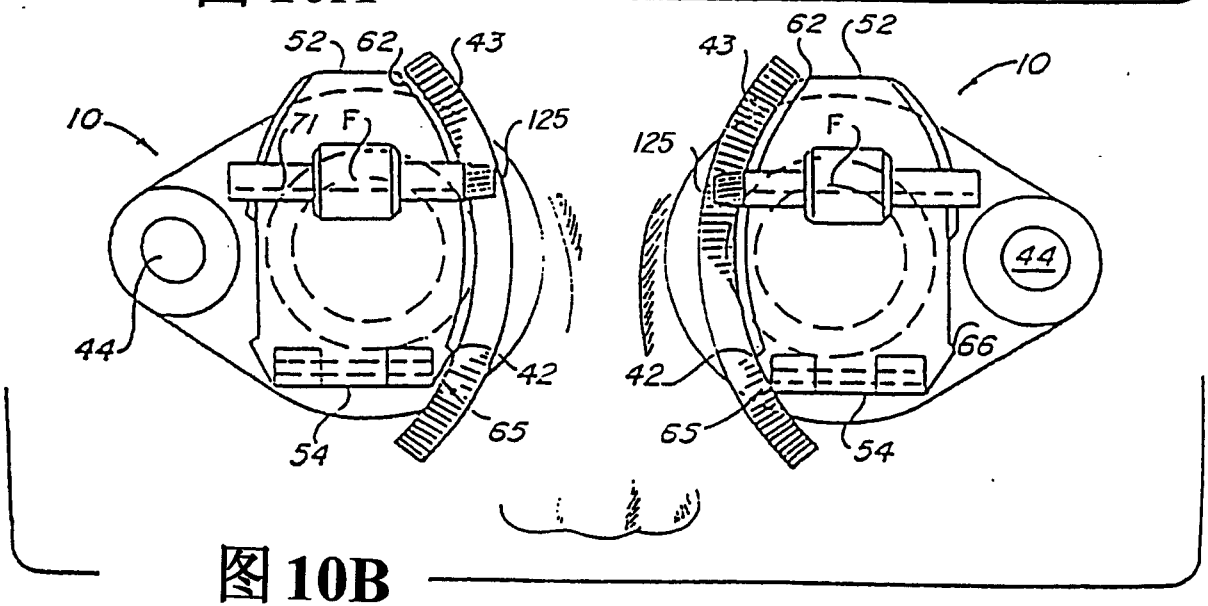
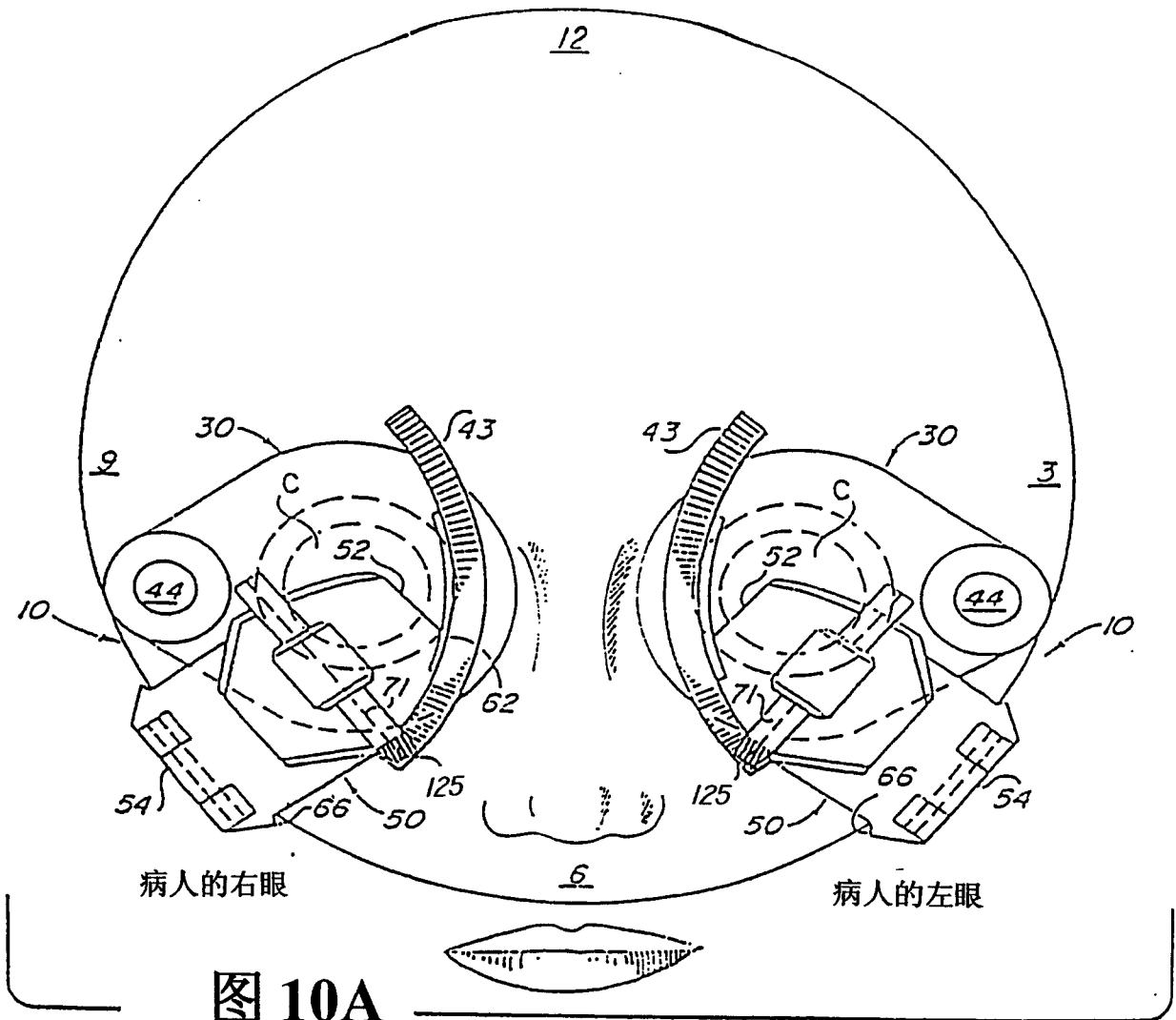


图 9C



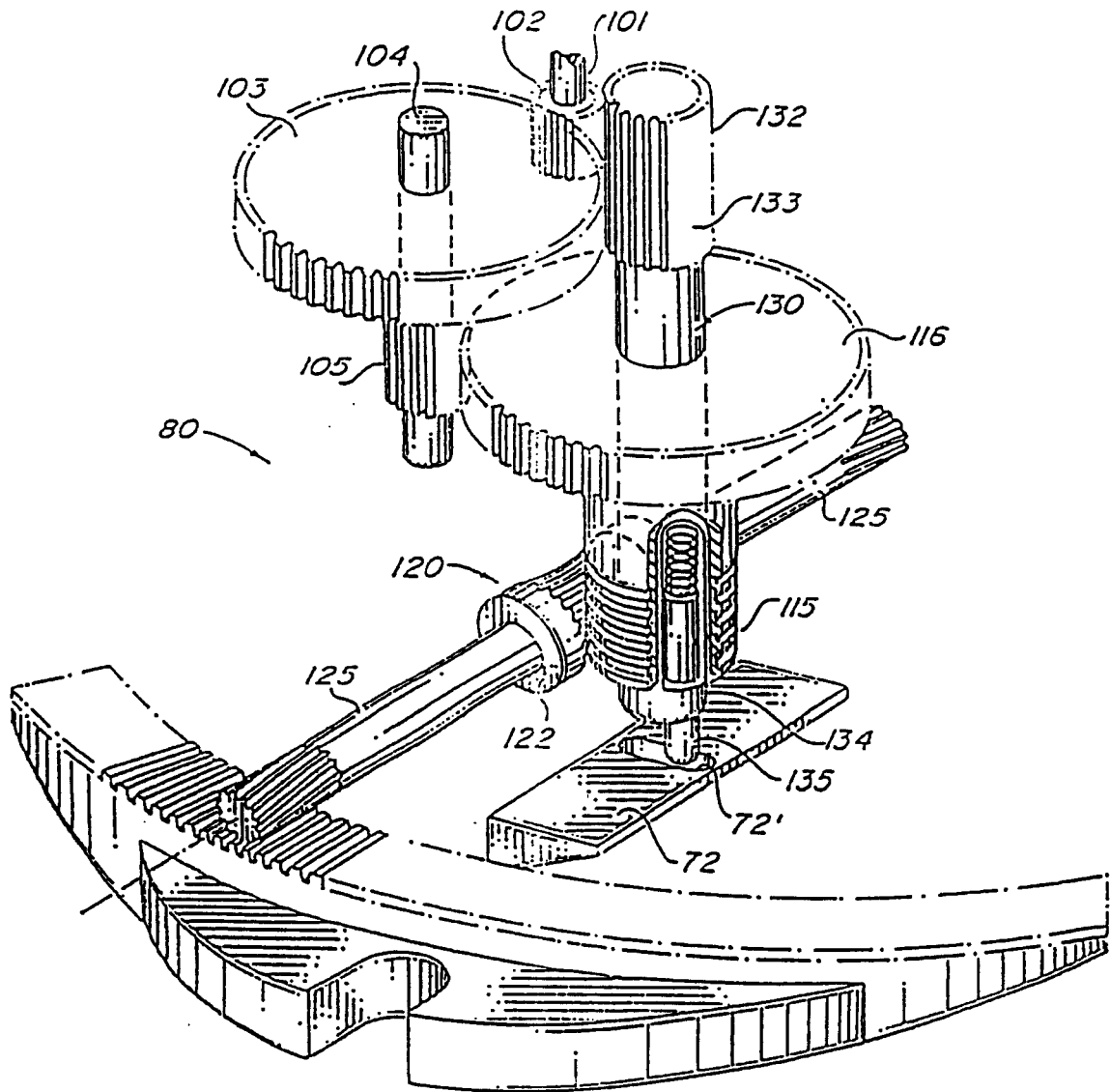


图 11