



## 〔12〕发明专利申请公开说明书

〔21〕 申请号 90100585.1

〔51〕 Int.Cl<sup>5</sup>

A61B 17/36

〔43〕 公开日 1990年9月5日

〔22〕申请日 90.2.6

〔30〕优先权

〔32〕89.2.6 〔33〕US 〔31〕307315

〔71〕申请人 凤凰激光系统有限公司

地址 美国加利福尼亚州

〔72〕发明人 H·阿尔弗雷德·斯克拉尔

阿兰·M·弗兰克

奥尔加·M·费尔里尔

查尔斯·F·迈克米兰

斯特沃特·A·布朗 弗雷德·

里内克尔 保尔·哈里斯

斯蒂芬·施弗尔

〔74〕专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利

代理部

代理人 王以平

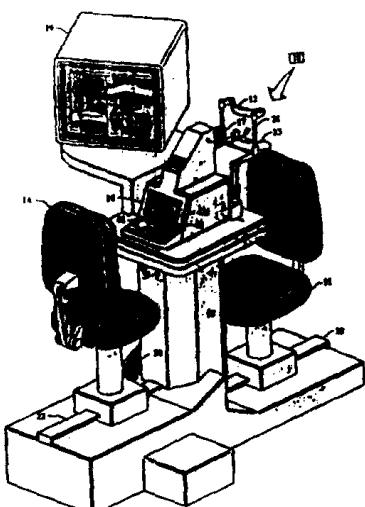
A61B 3/00 A61F 9/00

说明书页数： 44 附图页数： 13

〔54〕发明名称 精密激光外科手术用的方法及仪器

〔57〕摘要

一种精密激光手术用系统，包括一有变焦能力的倍增手术用电视显微镜，用于在医生面前的电视屏幕上显示出显微图象；Ronchi 投影仪及具有样板库的计算机，用于精确定位和测绘待进行手术的组织，并指示任意时刻激光束的聚焦位置；追踪系统，用于实时追踪组织的移动，其速度最好为激光重覆速率与足够的安全容限之和，并大于屏幕扫描的帧速。



## 权 利 要 求 书

---

1. 一种使用聚焦的激光光束，便于进行精密控制外科手术的系统，包含着：

向外科医生／用户提供信息并能够由外科医生／用户进行外科手术过程控制的用户接口装置：包括向外科医生／用户提供涉及到该系统作为目标进行寻找的病人组织的位置、病变组织特征的三维面貌以及等高线族这些精确信息的视频显示装置，以及根据外科医生／用户的需要，对该组织进行扫描以改变视频显示上的信息以及由外科医生／用户对外科手术激光束发射控制的控制装置；

与视频显示装置相连的成象系统，包括用于产生、读出和解释数据以获得有关待进行手术的组织所有重要特征的三维位置信息的三维测绘装置，以及解释数据并以对外科医生／用户有用的形式把数据提供给视频显示装置的微处理机装置；

产生能在病人组织上实现所希望的激光外科手术的激光光束的激光光源；

接收激光光束并使其重新定向、适当聚焦在待进行手术组织的所要求目标上的光路装置；

与光路装置相交并共轴、沿该光路装置的光路获取所述目标的外科手术显微图象并且把视频图象信息馈送至视频显示装置的外科手术显微镜装置；以及

位于光路装置内并与微处理机装置相连的追踪装置，用于实时地追踪病变组织的移动并相应地移动光路装置使得三维测绘装置及外科手术显微镜装置所产生的信息和图象以及激光束的瞄准点和位置均能

实时地跟随该组织的位置变化。

2. 按权利要求1的激光手术系统，其中，成象系统包含着一离轴光投影仪，用以把Ronchi刻度投影到待进行手术的组织上去。

3. 按权利要求2的激光手术系统，包含与成象系统和微处理机装置相连的在视频显示装置上向外科医生／用户提供图象的成象装置，所述微处理机装置用于接收投影到组织上的Ronchi刻度的象，并分析接收到的象的数据、计算有关该组织的等高线族和形貌的信息。

4. 按权利要求3的激光手术系统，其中，微处理机装置包括把存储着的Ronchi格栅图象与目标的反射面上观察到的Ronchi格栅的图象进行电学相干干涉的装置。

5. 按权利要求1的激光手术系统，其中，光路装置包括用于激光光束聚焦的末端聚焦透镜、三维测绘装置以及外科手术显微镜装置末端聚焦透镜与病人之间保持一合适和舒适的距离，该距离不小于50毫米。

6. 按权利要求5的激光手术系统，包括一物镜组合体，其末端聚焦透镜包括一前部元件，此外，其中的追踪装置包含由微处理机装置自动控制的转动镜，该转动镜位于目镜组合体之内并可以相对于末端聚焦透镜移动。

7. 按权利要求1的激光手术系统，还包括把程序样板叠加在成象系统生成的象之上的装置，以自动地实现激光外科手术的预选模式。

8. 按权利要求1的激光手术系统，包括与三维测绘装置和追踪设施相连、相交并沿所述光路装置取向的追踪和轮廓摄象装置，用以

沿该光路装置获取病人组织的数据并把数据送到成象系统的微处理机装置，产生出显示在视频显示装置上的形貌信息。

9. 按权利要求8的激光手术系统，其中，追踪装置包括能影响追踪和轮廓摄象装置的视角。外科手术显微镜装置与激光束瞄准点的转动镜，该转动镜以压电方式或电磁方式驱动并处在成象系统的微处理机装置所生成信号的控制之下，用于在病人组织移动后跟踪着已识别出的该组织的各特征。

10. 按权利要求1的激光手术系统，其中，成象系统包含探测来自该组织各特征的散射光的散射光探测装置，该装置带有为之基本上全部滤掉镜面反射光的装置。

11. 按权利要求1的激光手术系统，其中，外科手术显微镜装置包含在低光照条件下以高放大倍数成象并维持对人临床手术安全照明水平的强化电视摄象装置。

12. 按权利要求1的激光手术系统，其中，追踪装置包含以1毫秒或更小的闭环追踪响应时间来追踪该组织移动的快速追踪装置。

13. 按权利要求12的激光手术系统，其中，追踪装置还包含后援慢速追踪装置，该装置根据所确定的组织三维形貌来分析该组织的位置，并使用微处理机装置寻找和发现未被快速追踪装置找到的该组织的某一特征，以及移动光路装置并重新定位在病变组织特征上。

14. 按权利要求13的激光手术系统，其中，后援慢速追踪装置包含一视频摄象机，并以相同于该视频摄象机帧速的闭环追踪响应时间进行操作。

15. 一种用于高精度眼科激光手术的仪器和系统，它包括：

产生功率足以在眼组织上进行所需类型的外科手术的激光束的激光光源：

指向病人眼睛的位置、用于获取表征眼睛上和眼睛内各特征的位置和外形的数据的三维测绘装置；

按对眼睛各特征以及对激光束在这些特征内的瞄准点和深度进行精确定位的方式，接收来自三维测绘装置的数据的微处理机装置，该装置把这些数据转变成可表示在屏幕上並对医生／用户适用的格式；

在准备手术时和手术过程中，实时地向医生／用户显示由微处理机产生的图象的显示装置，这些象表示眼的形貌以及激光束的瞄准点和深度；以及

使医生／用户能控制激光的瞄准点、深度和发射定时，以实现所需手术的激光发射控制装置。

16. 按权利要求1 5 的仪器和系统，还包括手术期间实时地跟随眼的移动和用三维测绘装置及激光器跟随眼的各特征的移动的追踪装置，该装置与微处理机相连，用于在各特征移动后识别它们並把三维测绘装置和激光器重新指向这些特征的新位置。

17. 按权利要求1 6 的仪器和系统，其中，追踪装置能跟随这些特征鉴别出它们的新位置，並在小于视频显示装置帧速率的时间间隔内向外科医生／用户提供这些特征的象。

18. 按权利要求1 6 的仪器和系统，其中，追踪装置包含按压电方式或电磁方式沿着三维测绘装置和激光光束这两者的光路驱动的转动镜，以便响应已实别出的眼睛各特征位置的移动来改变该三维测绘装置和激光光束的瞄准点。

19. 按权利要求1 6 的仪器和系统，其中，追踪装置包含快速

追踪装置和后授慢速追踪装置，该后授慢速追踪装置能跟随着这些特征，鉴别出它们的新位置并且在至少是快于视频帧速率的时间间隔内向外科医生／用户提供它们的象。而快速追踪装置能以远快于闭环响应时间的快速率追踪组织的运动；并且该后授慢速追踪装置根据所确定的该组织三维形貌分析组织的位置，使用微处理机装置寻找和发现该组织未被快速追踪装置找到的某一特征，以及移动到病变组织特征的新位置上使快速追踪装置能开始快速地追踪。

20. 按权利要求1 5 的仪器和系统，其中，显示装置包含有一个电视屏幕。

21. 按权利要求1 5 的仪器和系统，还包括与激光束共光路的外科手术显微镜装置，用以获得激光束所指向的眼睛上微小区域的高倍放大象，并且在显示装置上产生出该微小区域的视频图象使之

22. 按权利要求2 1 的仪器和系统，还包括与外科手术显微镜装置相连的光学变焦装置，以便用与病人有着可观且舒适距离的光学元件来生成眼睛内微小区域的象，其可调的放大倍数范围不少于十倍的渐增放大倍数。

23. 按权利要求2 1 的仪器和系统，其中，外科手术显微镜装置包括能在低光照条件下以高倍成象并维持在对人临床手术安全的照明水平的强化电视摄象装置。

24. 按权利要求2 2 的仪器和系统，其中，光路包含有位于此仪器之外的一末端聚焦透镜，此透镜距病人眼睛至少有1 0 0 毫米。

25. 按权利要求2 1 的仪器和系统，其中，显示装置含有一电视屏幕，屏幕被划分开来分别显示来自外科手术显微镜的象以及从三维测绘装置所获得的、并由上述微处理机装置所产生的形貌信息。

26. 按权利要求21的仪器和系统，还包括与激光束共光路的眼照明装置、外科手术显微镜以及三维测绘装置。

27. 按权利要求15的仪器和系统，其中，三维测绘装置、微处理机装置和显示装置向外科医生／用户提供图象，这些图象以计算机生成的视图的形式显示出激光瞄准点的当前精确位置和深度，所述计算机生成的视图一般包括眼睛的平面图和选择出的剖面图。

28. 按权利要求15的仪器和系统，包含着一个带有聚焦透镜和深度控制装置的光路，其聚焦透镜能够控制激光光束聚焦在眼组织和激光光束能起作用的深度上，该深度均在5微米之内，外科医生可用深度控制装置改变该透镜的焦点来控制激光光束的作用深度。

29. 按权利要求28的仪器和系统，包括系统程序装置，使外科医生／用户能预先对眼睛组织的损伤模式沿三维空间的三个轴向编程，并激励激光器自动地跟随预选的预编程手术路径。

30. 一种使用聚焦的激光束的高精度手术仪器，它包括：

产生功率足以在病人组织上进行所需类型外科手术的激光束的激光光源：

控制激光束的瞄准方向和焦点的激光束定向和聚焦装置：

与上述激光束定向和聚焦装置相连，使外科医生／用户能控制激光的瞄准点、深度与发射定时的手术控制装置，用以实现所要求的外科手术：

指向病人的组织，获取表征病人组织各特征的位置和外形数据的三维测绘装置：

在对该组织各特征以及对这些特征内激光束焦点的瞄准点和深度进行精确定位时，接收来自手术控制装置以及三维测绘装置的数据。

并把这些数据转变成可表示在屏幕上的、对外科医生／用户适用格式的微处理机装置，以及

在准备手术以及进行手术时，实时地向外科医生／用户显示表征组织的形貌以及激光束焦点的瞄准点和深度的微处理机生成图象的显示装置。

31. 按权利要求3 0 的仪器，还包括了与手术控制装置相连的显示控制装置，用于使外科医生能在显示装置上根据其将激光束定向和聚焦的位置显示出所述微处理机生成图象的各个不同的剖面。

32. 按权利要求3 0 的仪器，其中，三维测绘装置包含了能探测来自该组织各特征上的散射光，以获得产生所述显示出的图象的数据。

33. 按权利要求3 0 的仪器，它还包括：

与三维测绘装置相连并由之接收信号的位置分析装置，用以识别眼内各特征位置出现的变化；

与该位置分析装置相连的目标追踪装置，用以寻找某一特征并在其位置变化后找出它的新位置，并产生指示该新的位置的信号；

接收来自该目标追踪装置的上述信号，并把三维测绘装置的瞄准点改变到某一特征的新位置，从而跟随此特征并将这些图象稳定在显示装置上的追踪定位装置，该装置能同步地和相应地调节激光束聚焦的瞄准点和深度使之指向已成为目标的此特征的新位置。

34. 按权利要求3 3 的仪器，其中，激光光源产生一脉冲激光束，它的位置分析装置、目标追踪装置和追踪定位装置能够以快于激光光源的脉冲速率的速率对某一特征进行追踪。

35. 一种用于眼科激光外科手术的系统，它包含：

产生功率足在眼组织上进行所需类型外科手术的激光光束的激光光源；

发射激光束的光路装置，包括控制激光束聚焦的瞄准点和深度的光束定向装置；

以三维方式探测病人眼睛上和眼睛内各特征、位置及外形，并产生表征这些特征、位置和外形的数据及信号的三维测绘装置；

接收来自该三维测绘装置的信号的显示装置，用以实时地向外科医生／用户示出上述眼睛内的位置、外形和特征的象；

与该三维测绘装置相连并从中获得信号的位置分析装置，用以识别出眼睛各特征的位置所出现的变化；

与该位置分析装置相连的目标追踪装置，用于寻找出某一特征并在某一位置变化后找出它的新位置，产生指示此新位置的信号；以及

接收来自该目标追踪装置的上述信号，并实时地把三维测绘装置的瞄准点改变到某一特征的新位置从而跟随此特征并将这些图象稳定在显示装置上的追踪定位装置，该装置能同步地和相应地调节指向已成为目标的此特征的新位置的激光束的瞄准点。

36. 按权利要求3 5 的系统，还包括预编程的手术执行装置，用于按照预先选择的三维手术路径，在自动控制针对激光瞄准点和焦点的深度的光束定向装置的同时，自动地控制激光发射的定时，从而能自动地全面地对眼睛执行预先选定的手术过程：

此外，还包含着与目标追踪装置和手术执行装置相连的追踪反馈装置，用于把信号发送到预编程手术执行装置上以确认已经找到某特征的新位置，并在手术执行装置于预定时间间隔内未接收到该确认信号时，中止发射激光。

37. 按权利要求3 5 的系统，还包括与光束定向装置相连的医生控制装置，以便使医生用户能够控制激光束聚焦的瞄准点和深度。

38. 按权利要求3 5 的系统，其中，显示装置是视频显示器，该系统还包括与光路装置相交并共轴放置的外科手术显微镜装置，用于拍摄眼睛组织内目标区域的视频显微图象，并实时地把该视频图象信息送到电视显示装置上把此视频显微图象显示出来，在激光外科手术中协助外科医生。

39. 一种用于眼科诊断和分析并支持眼科外科手术的系统，它包含，

以三维方式探测病人眼睛上和眼睛内各位置、外形及特征，并产生表示这些位置、外形和特征的三维测绘装置；

以实时方式从三维测绘装置接收信号，以向用户提供代表眼睛的上述位置、外形和特征的象的显示装置；

与此三维测绘装置相连并从中获取信号的位置分析装置，以识别出眼睛特征的位置出现的变化；

与位置分析装置相连的目标追踪装置，用于寻找出某一特征并在其位置变化后找出它的新位置，并生成指示这个新位置的信号；以及

接收来自该目标追踪装置的上述信号，并实时地把三维测绘装置的瞄准点变到某一特征的新位置的追踪定位装置，从而能跟随此特征并把这些象稳定在显示装置上。

40. 按权利要求3 9 的系统，其中，显示装置为一视频显示器，该系统还包括指向病人眼睛的外科手术显微镜装置，用于拍摄眼睛组织内目标区域的视频显微图象，并实时地把该视频图象信息送到视频显示装置上把此视频显示图象显示出来，帮助用户进行诊断和分析。

4.1 按权利要求3 9的系统，还包括使用户能按其选定的方式在显示装置上显示出病人组织的各个不同剖面的显示控制装置。

4.2 按权利要求3 9的系统，其中，追踪定位装置包括一个处在自动控制之下的转动镜，此系统还包括与测绘装置相连的物镜组件，该物镜组件具有一末端聚焦透镜（或前部透镜元件），此转动镜位于物镜组件之内并能相对于末端聚焦透镜进行移动。

4.3 一种使用能对外科医生显示出病诸如病人眼睛组织各特征的位置和面貌、直至手术用激光束的瞄准点和焦点深度这些详细信息的成象系统来进行眼科激光手术的方法，包括下列步骤：

用激光光源产生功率足以在眼组织上进行预定类型外科手术的激光束；

沿光路发送此激光束；

用与此激光光路相连的激光定向装置控制激光束聚焦的瞄准点和深度；

用三维测绘装置以三维方式检测插入眼睛上和眼睛内的各位置、外形和特征，并且产生代表这些位置、外形和特征的数据和信号；

在接收来自三维测绘装置的信号的显示装置上，实时向医生用户显示出代表上述眼睛的各位置、外形和特征的象；

利用与三维测绘装置相连且由之接收信号的位置分析装置，以识别出眼内各特征的位置出现的变化。

利用与位置分析装置相连的目标追踪装置，寻找某一特征，在其位置变化后找出它的新位置并产生出指示这新位置的信号，以及

利用追踪定位装置，接收来自目标追踪装置的上述信号，自动地实时把三维测绘装置的瞄准点改变到某特性的新位置上，从而能跟随此特性并将其图象稳定在显示装置上，并且同步地和相应地自动调节

激光束聚焦的瞄准点和深度，使之指向已成为目标的此特性的新位置。

44. 按权利要求4 3 的方法，还包括用一个与激光束共用光路的外科手术显微镜来监视病人的组织，并把外科手术显微镜来的信号发送到显示上给出眼组织高倍放大的实时电视显示；

此外用一个末端聚焦透镜，使得所显示的视频显微图象在与激光光束所指向的相同位置和焦深上包含着一个显微区域。

45. 按权利要求4 4 的方法，其中，外科手术显微镜包含了在低光照条件下以高倍成象并维持对人临床手术安全照明水平的强化电视摄象装置。

46. 按权利要求4 3 的方法，还包括按照预编程的手术三维路径，通过选择基于软件的手术路径，并启动程序顺序地在预选的建立起手术路径的点上自动执行激光的瞄准、聚焦和发射，自动地完成激光眼科手术。

47. 按权利要求4 6 的方法，进一步包括只要目标追踪装置在预先选择的时间间隔内无法重新定出某移动过的特征的位置时，便自动地中止激光沿预编程路径上的移动和发射，从而，当经受手术的眼睛其特征距预定的激光束焦点的距离变得不安全时，立刻中止执行预编程的外科手术。

48. 按权利要求4 3 的方法，还包括医生用户手动地选择显示装置上的各种不同显示格式，观察眼组织各个不同剖面的步骤。

49. 按权利要求4 6 的方法，其中，该系统包括用于编写预编程手术路径样板的医生控制装置，外科医生在按预编程路径开始自动执行外科手术之前把预编程的手术样板写入所述医生控制装置。

50. 一种进行激光外科手术的方法，包括下列步骤：

提供一个系统，用来对病人组织作三维成象，按选定格式把象显示在医生面前的显示屏上，按照对激光进行定向的医生所选择的三维手术路径，把激光束发送到病人组织上处并发射激光，以及实时地追踪病人的组织以期图象稳定出现在显示屏上，并且，不管该组织实际运动状况如何，均使该病变目标组织在显示屏上基本不动；

使病人靠近此系统；

在外科医生控制下，通过在显示屏上选择所需的象来观察在不同部位沿不同剖面方向的病人组织。

在外科医生控制下，选择在病变组织上进行手术的三维手术路径，构成一系列用于使执行手术的激光束焦点瞄准目标和发射激光束的位置，由外科医生把选定的精确手术路径输入到此系统的计算机和存贮器中去；

在外科医生控制下，沿着医生选择的编程手术路径，开始进行激光发射，以及

只要系统的追踪设备在预定的时间间隔内无法对某移动组织的特征进行重新定位，则自动地中止沿此编程手术路径所进行的外科手术。

51. 按权利要求5 0的方法，其中，该系统还包括在本质上与三维成象系统相同的观察区域上对病人眼组织进行观察的外科手术显微镜，以及把待处理的目标组织的视频显微图象显示在显示屏上的装置，此方法还包括用户对屏幕上显示的病变眼组织的视频显微图象连同其他的象进行测量观察的步骤。

52. 一种用于眼科诊断的、对病人眼组织进行观察的方法，包括

下列步骤：

提供一个系统，用于观察以三维显示的病人的组织，对病变组织作三维测绘并生成此病变组织平面象和剖面象，把这些象显示在显示屏上，当该组织位置变化时追踪此病变组织的各特征，旨在实时地跟随此病变组织的某一给定范围并把此组织的三维图象稳定在显示屏上，从而当用户在观察显示屏时这些象实质上是不动的；

使病人靠近此系统，并使病变组织靠近三维测绘系统，以及观察以三维形式显示的病人组织，包括平面图和各剖面图，各剖面可由用户确定且位置可变。

因此，用户可以以高稳定格式在屏幕上观察病人组织各个区域，并进行诊断，同时能够可靠地测量此组织不同的区域用于诊断。

5.3. 按权利要求5.2的方法，其中，该系统还包括在本质上与三维成象系统相同的观察区域上对病人眼组织进行观察的外科手术显微镜，以及把病变的目标组织的视频显微图象显示在显示屏上的装置，此方法还包括用户对屏幕上显示的病变眼组织的视频显微图象连同其他的象进行测量观察的步骤。

5.4. 一种在采用聚焦激光束进行作业的期间，易于对经受运动的对象或对象的一部分进行精密的受控操作的系统，包括：

把信息供给用户并能够让用户控制此过程的用户接口装置，它包含向用户精确地提供诸如有关被此系统视为目标的对象上面或其内部的位置、待处理对象各特征的三维形貌和等高线族的信息的电视显示装置，以及由用户控制、按用户所需扫描此对象的内部及横截面以改变电视显示的信息并由用户控制激光束发射的装置；

与电视显示装置相连的成象系统，它包括三维测绘装置，用来产

生、读出和解释信息以便获取待处理的对象上几乎所有重要特征的三维位置，并且还包含着解释这些数据、以对用户有用的形式实时地把数据送到电视显示装置上去的微处理机装置；

产生能在待处理对象上或其内部实现所需作业的激光束的激光光源；

接收激光束并把它重新定向，合适地把它聚焦在待处理对象的所定目标上的光路装置；

与光路装置相交且共轴、沿该光路装置获取该目标的视频显微图象，并且把视频图象的信息馈送到电视显示装置的手术显微镜装置，以及

位于光路装置内并与微处理机相连的、实时地追踪待处理对象的移动并相应地移动光路装置的追踪装置，使得三维测绘装置及手术显微镜装置所产生的信息和象，以及激光束的瞄准点和位置均能实时地跟随该对象的位置而改变。

5.5. 一种利用一连串激光发射，对某对象上面或其内部进行精密作业的系统，包括：

产生能在该对象上面或内部实现作业的激光束的激光光源；

发送激光束的光路装置，它包含控制激光束聚焦的瞄准点和深度的光束定向装置；

以三维方式检测该对象上面和/或内部的各位置、外形及特征，且产生代表这些位置、外形及特征的信号的三维测绘装置；

接收来自三维测绘装置的信号，用于向用户实时显示出代表上述位置、外形及特征的象的显示装置；

与该三维测绘装置相连并由此获得信号的位置分析装置，用以识别出该对象各特征的位置所出现的变化；

与该位置分析装置相连的目标追踪装置，用以寻找出某一特征，并找出其位置变化后的新的位置，产生指示此新位置的信号，以及接收来自该目标追踪装置的上述信号，并实时地把三维测绘装置的瞄准点改变到某一特征的新位置上的追踪定位装置，从而能跟随此特征并把它的象稳定在显示装置上，并且同步地和相应地调节激光束的瞄准点，指向已成为目标的此特征的新位置。

56. 按权利要求5 5 的系统，还包括预编程的激光触发执行装置，用于按照预先选择的三维手术路径，在自动地控制着对激光瞄准点和焦点的深度，光束定向装置的同时，自动地控制激光发射的定时，从而能自动地全面地对该对象执行预先选定的作业过程；以及

与目标追踪装置和激光触发执行装置相连的追踪反馈装置，用于把信号发送到预编程激光触发执行装置上，确认已经找到某特征的新位置，如果在预定时间间隔内没有被激光触发执行装置接收到此确认信号，便中断激光发射。

57. 按权利要求5 5 的系统，还包括与光束定向装置相连的用户控制装置，用于使用户能控制激光束聚焦的瞄准点和深度。

# 说 明 书

---

## 精密激光外科手术用的方法及仪器

本发明涉及外科手术的方法及仪器，特别涉及精密激光外科手术所用的改进方法和仪器。在一个较佳实施例中，本发明的系统用于实现精密激光眼外科手术。在其他的实施例里，本发明能适用于包含着精密激光操作的非外科手术的诊断步骤或非医学的过程，例如工业过程。

大约在 1960 年，开始引入了第一具外科手术用的显微镜，这绝大部分归功于 Littman 博士在卡尔·蔡司厂的工作。在此之前，外科医生要求在他们寻求进行手术的区域具有放得更大的象时，用的是一组额外附着在双孔眼镜下部的、包含着几个放大透镜的放大镜，这尤其用于眼科学，也用于耳鼻喉科及其他领域。在其他诸如泌尿科及体内外科学的学科中，也用过圆筒型的内窥镜。

部分地是由于 Joaquin Barraquer 博士的开创性工作，外科手术显微镜广泛地在眼科学中使用起来；在众多的其他过程之中首先是用于角膜移植手术，其后是用在白内障外科手术上。它的放大倍数的量级、变焦能力以及工作区域的确定，给予外科医生一种能更好地对准进行手术区域的手段。最终结果乃是减小了对病人的损伤，降低了手术的复杂程度，使外科手术过程日益精密。

建立在直接地观测目标象的光学系统上的、目前已视为常规的外科显微镜在早期所获得的成就，导致了若干眼科研究小组的建立，其中最著名的是国际眼科显微外科手术研究小组（“IOMSG”），它

们促进了显微外科新的概念和新的技术。自 1966 年他们开创以来，在 IOMSG 会议上提出的邀请论文已经由 Karger, Basel 作为眼科学进展丛书出版。

外科手术显微镜的使用所导致的显微外科的诞生，由于其日益精密的外科手术过程的先进性，重新激起了眼科界的兴趣。鉴于眼科医生们要求精度及控制，他们最终转向出现于 1960 左右的另一个发现，即激光。

在 60 年代，70 年代及 80 年代，激光广泛地用于眼科学，目前已成为众多外科专用仪器中平常的工具 3。激光有若干显著的优点，它代替了解剖刀，这已是显然的事实。

由于激光能量是由光子组成，选择激光发射波长使其与包埋组织的优先吸收带相对应，则可以认为激光完成了“非侵害式”外科手术，用这种方法，外科医生不必再要在预定深度上进行手术而撕开所覆盖的组织层。

但是，生物组织是一种广谱能量吸收体（尽管并不是均匀地吸收）。故在实际中，“非侵害式”激光外科手术适应于这样一种努力，即，与预定目标上的能量吸收相比，能把沿着激光束光路上进入生物组织以及到达作为目标的组织后面的激光能量吸收减到最小。

在 80 年代初，Aron-Rosa 博士在美国专利 No. 4,309,988 上介绍了一种用于眼科的锁模掺钕的钇铝石榴石 (Nd:YAG) 激光器，声称证实了等离子体衰减会感生出向外扩展的冲击波。Frankhauser 博士（美国专利 No. 4,391,275）宣称使用 Q 开关的 Nd:YAG 激光器得到了某些相似的结果。现在，已确立超短脉冲激光器最合适被选择用于要求抑制热效应传播的众多

外科手术过程。

在 1986 年，这种方法由于激发物泵染料激光器的开发更向前推进一步（不要和激发物激光器相混淆，后者由于具有紫外激光的高能量光子特性，其特征是一种贯穿性光烧蚀激光器，参见 Trockel 待公布的美国专利； Schneider 和 Keates 的美国专利 No.

4, 648, 400； Srinivasan 的美国专利 4, 784,135 以及 L'Esperance 的美国专利 No. 4, 665, 913），它们能预期地建立一种等离子体效应，与以前所表述过的结果相比显著地降低了脉冲能量（参见 Ferrer 和 Shlar 编的“眼科学进展”第 14 卷， Karger 出版社， 1987 以及 Troutman 等在同一卷中以及在 Trans of Am ophth Soc （美国眼科学协会志） 1986 年的材料）。

本申请人在那里进行的实验室实验（未发表）表明，如果能用小于 0.5 微焦耳的脉冲产生出被紧紧包围着的等离子体的话，则可使包埋腔体的直径小于 0.5 微米。由此产生的小规模损伤的轻重程度，与使用这种激光器的外科手术仪器的引导系统和发射系统所能达到的精确度及允许误差有关。目前，激光器日新月异。但人们普遍认为目前激光外科手术仪器所能达到精度及控制已不再是由激光技术的发展来规定，而是由有效地使用这些激光器所需的成象及追踪技术所决定。

了解一下用于目标探测、目标识别以及目标追踪的仪器的当前实践情况及范围有助于评价当前技术的受限因素。当前用于诊断和检查的主要仪器，例如在眼科学中，是（1）外科手术显微镜、（2）狭缝灯显微镜、（3）角膜计（Keratometer）、（4）测厚计、

(5) 角膜仪(corneoscope)、(6) 窥器显微镜、(7) A&B 超声扫描仪和(8) 基底照相机。还有大量用于确定内部眼压的附加仪器、张力计、压力计、用于视场检验的视野计(目场计)和用于近似测定眼折射率的其他设备。第1、2及8项向外科医生提供他所需要的目标象。第3、4、5、6及7项使外科医生能测量病人眼睛的特定尺寸和条件。

上述这些仪器在前述可接受的允许误差范围内证实是有效的。

本发明的目的是通过适用于高精度激光外科的方法、仪器及系统来适应激光外科对允许误差的更高要求(尤其是对眼外科，但也对其他医学学科)，从而向外科医生提供一本本质上是实时的“活”象，包含着关于将要用外科手术激光器工作的部位和深度的完整的维持诊断的信息。在计算机内对给定信号的完整信息内容作出解释以提供出这一维持诊断的信息，最终可达的精度为几个人类细胞尺寸或者更优。本发明还进一步提供几种非外科手术用工具，使得不只是单靠角膜前表面的近似曲率值(角膜计测的“K”读数)来测定眼的整个折射率。这要求眼的整个反射面的曲率读数并考虑到象散以及眼的各光学部分之间的调节适应。

按照本发明，提供了一种精细控制及高精度的激光显微外科手术所用的方法、设备及系统，它包含着一用户接口，该接口对医生给出要进行手术区域的形貌以及外科手术用激光束瞄准的部位及透入深度所需的精确和大量的三维目视信息。

本系统也适用于非医学操作，例如工业操作，利用聚焦的激光束以高精度在运动着的目标上完成施工。

在用户接口上，为外科医生面前提供了一个电视屏幕，该屏幕可

划分成四个象限：其中一个象限用来显示所用电视摄像机外科手术显微镜提供的实时状态下细胞壁的象，对外科手术显微镜进行变焦可以把象放大，例如，放大25倍到500倍。外科手术微观象可以表示出，例如，小至100微米量级尺度的区域。这种实时电视象是外科手术激光器当时正指向的精确部位和深度处的组织的象，也可以是紧靠着目标后面的临界细胞的象，这些临界细胞应得到监视以保证对这些敏感的组织不造成损伤（例如，沿着激光脉冲光轴而在激光脉冲之后的角膜内皮细胞）。即使激光器还未被投入运行，也可在医生／用户的控制之下用外科手术显微镜以不同的深度来扫描不同的部位。

电视屏幕的其他两个象限用于显示计算机生成的象，这些象示出了待进行手术的组织剖面。这些剖面可取自两个分离的正交面，或者是由医生所选择的其他剖面。每一个计算机生成象上都有一个精确显示外科手术激光器当前所指向的位置的十字叉或者其它指示物。

电视屏幕的第四个象限用于计算机生成的平面视图，它被放得很大但还未达到外科手术显微镜显示的尺度。在这最后一个象限里，和／或在任一其他剖面图象上，都可以由医生选择叠加一个“样板”，用来自动地控制激光发射的路径，以便精确地控制在显微外科手术期间所造成的激光损伤的尺寸和部位。因而，外科医生可以根据以前有关显微外科，例如，特定类型校正的眼外科方面的知识和经验的积累，来进行工作。

通过有效地把样板叠加在该区域的计算机生成的象上，医生便能执行预先贮存的程序，自动地以预定的精密控制方式实施外科手术。然而应该注意到，倘若缺乏相伴随的三维目标瞄准能力和图象稳定手

段，样板所生成的外科手术的实用性就严重地限于只是非敏感组织（这里通常不必考虑太高的三维精度），或只是相对稳恒或不移动的目标（这对于“活”的生物系统来说，在高放大信数下通常也不易达到）。

本发明的仪器和系统的精度最好选择在5微米之内，乃是由使环内包含有进行目标位置实际测量工作的闭环系统来确定的。（例如，由微步进马达为基础建立的组合体可以具有0·1微米的单步分辨率，由马达编码器可予以检证，但滑动器的热梯度可能会产生更大的变化。而且，滑动器的位置可以通过独立的光学编码器来检证，但目标的随机震动可能会破坏马达的相对精度）。因此，外科医生是在5微米的精度范围内，了解视场内的组织形貌以及他正把仪器瞄准该组织所在的精确位置的。采用任何一种以往所用的仪器和实践方法，采用系统的可预定的方式，均无法达到这一精度。本发明设法避免象过去那样用双筒显微镜观察以获取立体光学象，并且据此作出改进。

在本发明的一个较佳实施方案中，该仪器使外科医生或用户能够任意选择待进行手术的三维结构的任何剖面，以及该结构的等高线族。成象系统的焦点（它和聚焦的激光器脉冲的焦点精确重合，后者只是在仔细考虑要启动时才激励）也自动地显示在每一显示屏上。此处不需要单独的瞄准束，因为激光束轨迹不仅与成象系统共用相同的光路，而且这两光路共轴地通过同一最后聚焦透镜。从而消除了这两个不同光路的失配现象，而且也消除了检证这两个不同光路是否具有共有焦面和共有焦点的必要性。

一旦仪器的用户对待进行手术的组织的结构及等高线族具有充分多的剖面图象，他便可以在计算机屏幕上绘出欲进行的治疗步骤。可

以使用若干不同的系统向计算机传达所要求的步骤。我们可以使用市售的带有专门光笔的接触式屏幕，也可以使用牵引球（traction-ball）或操纵杆。然后，外科医生或者随手绘制出他建议的手术情况，或者使用某些预先编程的几何设计。前面曾简要描述过的另一个系统，乃是把计算机所生成的、意欲进行的外科手术路径的样板，叠加在屏幕上所显示的成象信息图案之上。如前所讨论的那样，这种样板的资料库可以预先通过经验的积累加以开发，并且为外科医生或用户提供了修改这些样板以满足一定场合特定要求的性能。由于外科医生要进行的手术通常是复杂和精细的，因此这是一个非常重要的特征。通过首先规定这些样板，外科医生便能够对具体的某个病人要产生的特殊的三维创伤形状作出反映，以便在手术开始之前提出治疗方案。

随着具有逐渐增高的重复率的激光器的实用化，某一给定的外科手术过程所要求的、有时是错综复杂的工作模式的实现速度远远快于外科医生循环地用手工瞄准、启动激光器的能力。在以前的系统和手术过程中，外科医生是瞄准目标，核对他是否对准，目标是否没有移动，然后再启动激光器，接着，他再移到下一个目标，并重复这一过程。在早期这种手术过程中，手术持续时间的限制因素是聚焦目标时医生的反应时间，以及医生在寻找目标以及启动激光器对目标确认作出反应的这段时间内病人的移动情况。反之，采用本发明的仪器和系统，通过使用目标搜索及追踪系统，让外科医生能在一段时期内自动稳定的象上预先确定他的激光发射图案，将病人的移动便稳定下来了。涉及到本发明的系统在时间上的限制因素仅仅涉及到激光器自身的重复速率以及追踪系统把象连续地稳定在安全及效力所要求的允许

误差范围之内的能力。对于后者，本发明的一个跟随目标移动的实施方案已实现了若干次的追踪响应速率（它由安全性及稳定性考虑所决定）快于激光器的最大重覆速率（也快于显示装置的最大帧速率）。利用本发明已描述过的实施方案，可以实现更快的总的回路延迟时间，但此延迟受到追踪探测器的极限速率以及追踪随动镜的质量这两者的限制。业已确定，这种闭环目标识别和追踪应该每秒至少重覆 20 次，以期显著地改进人的反应时间，并且速率最好是大于 500 赫兹，以期能够使仪器和外科医生最有效地在选定部位发射激光，并且在合理的时间间隔内完成外科手术过程。

利用本发明的仪器，外科医生可以预先定出所拟订的治疗处理的图型，可以把该图形和实际的目标组织进行比较，可以反映出此过程可能达到的结果，可以把他拟订的外科手术与其他外科医生在类似场合下的所作所为作一番比较，可以把他拟订的作用时期长短与结构弛豫的理论模型进行比较，并且能够保证当他最终对所拟订的步骤感到满意时，按下按钮就能使所要求的外科手术以每秒独立地拍摄几个目标的速率进行（但该速率低于追踪系统的响应速率）并带有一个附加的安全系数。这种速度把手术期间可招致不幸的病人的移动所造成的危险降到最小。而在以前的系统中，外科医生无法持续一致地从组织上切下包埋的图型，这需要相当精确而且要有连贯性，因为医生寻求目标的技巧只依赖于他自身瞄准快速、随机移动的目标并击中它的能力。外科医生那时并没有可供使用的快速、实时的追踪系统来确保三维发射过程中的可靠定位。

安全性是激光外科手术一个非常重要的考虑因素。在以前的外科手术系统及过程中，激光器的关闭过程的安全性依赖于人的反应时

间，例如，在发射激光会变得不安全的情况下外科医生可用脚踏板使仪器不能工作。在眼科中，某些仪器作为安全特征有赖于压力传感器，在手术期间，病人的前额正常状态下是靠在这里的。如果传感器检测到压力不够，则仪器便不再启动。

这类先有的安全系统本质上具有缓慢的反应时间，不能对启动期间会引起的各种问题作出足够快的响应。在眼外科手术中，这种情况尤其真实，对某些神经外科手术过程更是严重。激光外科手术仪器要求有卓越的安全连锁，这点在其他医学学科不如在眼科中看得这样清楚，其原因部分地由于若缺乏安全性就会使手术过程难以行得通以致于没有根据去做实验。相反，本发明的目标俘获及追踪系统使得能够得到一种新的高度可靠的安全系统。如果因某种原因，在一指定的手术期间或者在它之前，追踪系统失去了它的（追踪）目标，仪器就会停止启动，因此，在眼外科手术中，这种安全的子系统将适应于在手术期间眼睛眨动或其他故障物所产生的问题，它们是一种经常出现的具有潜在危险的问题。

眨眼睛，作为一个例证可以说明本发明的仪器和系统的安全特征的作用。当眨动着的眼睑进入成象系统的视场时，便显著地改变了追踪系统为对运动着的眼的运动进行稳定所依赖的形貌信息。此时，系统则中断预编程的发射程序，同时在贮器内维持着它前面正在工作的形貌。外科医生所选定的样板信息以及对给定的样板为已确定的形貌在中断之前最未一次所执行过发射的位置。

只要眨动的眼睑和其他故障物一离开视场，目标搜索系统就能返回识别它以前正操作着的形貌并自动地把激光焦点放在规定的发射程序序列中的下一个位置上。于是，外科医生可以用开关重新开始发射，并且时间验证目标的确被重新俘获。然而，在多次使用仪器的实验和

有了信心之后，外科医生可以决定不用手动开关来重新启动发射程序以便让系统自动返回到样板所规定的发射指令程序：无需激励。

本发明的追踪子系统用于两个重要的目的，一个目的是实时地（“实时”实质上就是仅被电子学系统及追踪镜的速率造成的延迟）追踪并跟随着病人组织的运动，不仅包括可以用专门处理加以缓解的自主运动，而且还包括着在活标本上较难加以控制的不自由主的运动；另一个目的乃是连续地以与实时相等价的闭环速度显示出组织的同一剖面的象。于是，提供给外科医生／用户的是这一组织的连续的、基本上不移动的显示图象而与病人的移动无关；它进而还提供追踪失效时（也就是说，靠用来跟随运动的追踪算法所依赖的计算机贮存的象不再识别出该组织，并且在选定的手术时间间隔内，视线无法重新瞄向相应的组织时）能中止外科手术激光束作用的故障安全装置。

如上所述，以前的常规可供眼外科手术用的仪器包括角膜仪、角膜计和厚度计，给外科医生／用户提供出有限的关于眼的角膜的测量信息。角膜仪提供角膜外表面的等高线簇，或角膜的上皮表面上的等高线簇，这些是从所投影的共心照明环所导得的。角膜计给出上皮表层面的剖面曲率，从而估计出眼睛的前表面晶状体（角膜上皮表面）的屈光率。只考察一组测量点，给出信息是有限的。测厚计则用来确定角膜的中心轴厚度测量。

所有先有的仪器均要求化大量时间去推导得出精密眼外科手术所希望有的信息，而且，外科医生／用户可能会需要所有这些仪器以及另外一些仪器以期获得高精度外科手术所需的充分资料。从而，用这些常规仪器进行实时手术是不可能的（此实时取决于待治疗目标组织的真实运动以及人对这些运动的最快响应）。而且，对于精细的激光眼外科手术，使用这些仪器时要求眼几乎全然“不动”，或者外科医

生／用户不得不满足于仅能够达到的差的精度。使眼睛“不动”的方法规定了对精度以及有效的可靠性的限制。而且，整个仪器是由并不能组合成一顺利操作的仪器的若干个设备构成，除了在外科手术之前或之后使用外，并不能在手术期间进行使用。

本发明用于精密激光外科，特别是眼外科手术的系统、仪器和方法采取迥然不同的处理途径。连续的适时更新的象，尤其是电视图象，在外科手术进行时呈示在外科医生／用户之前，这些象包含了医生要可靠且精密地进行一给定眼外科手术过程所需的、以三维形式出现的全部信息。眼的运动由一追踪系统跟随，其工作速率至少和电视屏幕回扫电视图象的速率一样快，在采用专用微处理机时其工作速率至少和闭环条件下的刷新速率一样快（刷新速率数倍于激光器的最大重复速率）。通过跟随着作为研究对象的眼组织的追踪，也就是说，识别该同一组织的新位置、调节成象系统和外科手术激光器瞄准新的位置，其总的操作速率快于激光器的发射速率，这样便保证了激光器在按规定图案发射时，不会以不能接收的距离偏离开规定的位置。在本发明的较佳实施方案中，误差距离在眼外科手术期间所有场合里均处在5微米之内，虽然随着以后的使用和实验可能会发现，要求更为严格或者更为宽松的误差容限以改善总的性能。

按照本发明，实时成象和追踪是用一追踪镜达到的，该镜可以处在压电传感器或电磁传感器，或者其他快速的伺服设备的定向控制之下。这些传感器根据微处理机所提供的有关该相同组织新位置的信息，在目标上以大于每毫秒30微米的速率，沿着两个转轴调整该镜的位置。

最好把照明光、外科手术激光束以及强化的电视外科手术显微镜

安排在同一光轴上，光轴上也置放上追踪此组织用的转动镜。外科手术显微镜提供一个放得相当大的激光对准的组织的象，视场可以从0。1毫米调节到100毫米。

各分开的摄象机分别占有外科手术显微镜、激光器以及照明体所用的光路的一部分。在此公共的光路中至少还有追踪镜以及末端聚焦透镜或前端元件透镜。轮廓摄象机（profiling camera）由投影的Ronchi刻度在眼上和眼内的位置来获得数据，这些数据足以生成外科医生所需的整个范围的三维信息，它们显示在电视屏幕上。轮廓摄象机还和微处理机及编程结合在一起，记录下某些特征所处的位置并找出和重新确定眼睛移动后同样的这些特征所在的位置。微处理机以及编程也用这些信息来确定目标位置的Z轴偏离并对Z轴定位驱动器发出指令以跟随轮廓摄象机所探测到的这种目标运动。这些运动将通过目镜前端元件的运动得到分析和校正。

Z轴偏离的分析以及校正透镜的运动这两者均慢于追踪随动镜的X，Y分析和运动。但是，相同的信息、微处理机以及编程对周期性的精度校正所用的随动镜的快速追踪信号的作用，更详细些说，在追踪探测器由于外加的阻碍或由于不能预见的附机运动速率未能识别目标或其位置时，它们起到位置的绝对参照信号的作用。此时，来自轮廓摄象机起始激发的相同信息，用来驱动追踪随动镜使之适当转动，以便使追踪摄象机的轴重新指向在发生移动前已存在的视场中心。进而，此追踪摄象机可以利用本发明的三维测绘系统详细地识别出涉及某一定组织特征的深度偏离末端聚焦透镜的运动。相应地，微处理机和编程发出指令给末端聚焦透镜，来调节系统的焦点，也就是追踪摄象机、外科手术显微镜以及外科手术激光器的焦点以期再度正确

地聚焦在所要求的组织特征位置上。

追踪摄像机最好是只扫描一行位置的探测器组成的线性阵列。它们是一些专用探测器，不仅极其快速，而且由于它们积累的数据比轮廓摄像机所积累的要少，故能在小于 100 微秒内被读出。

在本发明的一个较佳实施例中，采用了如下所述的分离的快速追踪及慢速追踪环路。快速追踪环路可用线性阵列探测器，而慢速追踪环路可以以可达到的最大电视帧速率使用轮廓摄像机的信息。

应该指出，不仅仅是病人方面的运动要用本发明的系统进行调节和补偿。外科手术自身在其进行时也会引起组织的特征形貌的变化。追踪系统跟随着它认为是给定特征场的那些内容。

把强化的摄像机併合进来，本发明仪器和系统具有高的灵敏度，只需低的光照明度，并能生成高分辨率和高反差的电视图象。光亮度保持在为人眼设定的安全水平上。利用本发明的光学系统，可以在合适的距离外观察病人的组织，使病人即使在眼科手术期间也感到十分舒适，且允许外科医生／用户容易接近病人以保证安全，在紧急情况下或者为了外科医生／用户可能感到是正当的任何其他原因而消除病人的疑虑。

变焦光学系统也包括在本发明的系统中以便让医师可以选择电视图象的放大倍数，放大倍数可以从例如是约为 25 倍到 500 倍。不同的变焦范围适用于不同的外科手术过程，其间维持总的变焦比约为 20 倍。

常规用于眼外科手术的仪器经常使用镜面反射技术用来检测视觉特征所在位置和进行测量。基本上说，用镜面反射光技术通常只能测出复盖住角膜表面皮层的泪表面层。反射光信号一般不足以获得角

膜内皮的表面形貌信息，而只用于实时表征人眼晶状体的前、后包裹的三维形状。来自角膜内皮的反射光具有如此低的光强，以致处在实时探测装置的噪声电平以下，该装置需要以足够的速率和确定性获取信号信息来实现对内表层形貌的实时追踪和显示。依靠基于角膜各单幅象的获取而建立的广泛的计算机分析，这些仪器并不能提供本发明拥有的外科手术过程所需的必要的闭环响应时间值。

而且，由于眼组织的大部分不仅是透明而且呈球状，当用有限孔径的光学系统从一设定的方向进行观察时，在医生关心的整个表面不可能得到镜面反射，更不用说通常或优先进行实际外科手术的反射面之间的中间区域了。

本发明的系统综合使用了镜面及散射光技术来探测及鉴别病人组织的反射表面、表面位移、特征及形状。它特别适用于已证实采取严格的镜面技术仍难以区分开角膜前方的非晶泪层和角膜的结构表面皮层之间差别的那种眼睛。甚至角膜的内皮细胞的细胞壁也会散射光。因此，利用探测散射光的方法组合成象，此强化的外科手术显微镜便能产生出这些真实细胞的象。外科手术显微镜以及追踪摄像机可利用正交偏振方法基本上排除镜面反射光。也可以采用其它方法来优先缓解对散射象的镜面反射，但在本发明的这一实施例中并不被认为是最佳的。

使用这些光探测技术，本发明的仪器和系统可以反复地对外科医生／用户显示出成象系统及外科手术激光器的精确的焦点以便可靠地控制激光外科手术，尤其是眼外科手术。有关眼睛所有相关特征的完整信息，包括诸如角膜的皮层及内皮表面这类特征的精确位置和形状，都显示给外科医生。本发明的这一实施例中探测新信息的速率不

低于激光的最大重复速率以及合适的安全边限这两者之和（例如快十倍），并且在所有时间内也不会小于电视屏幕的帧速率，亦即是目前标准电视每秒速率的 30 倍。根据本发明可以实现更快的重复倍数。

因此，在本发明的一实施例中，用于眼科激光外科手术的系统包括一个激光源，其光束的功率能实现在视觉组织上所要求的外科手术类型，还带有一个发送激光束的光路装置，包含着用于控制激光束瞄准及聚焦深度的光束定回装置。该系统还具有用三维方式探测病人眼睛上和眼内的位置、形状和特征，并产生相应的数据及信号的三维测绘装置。显示部分接收来自此三维测绘装置的信号，并向外科医生／用户提供表示眼的位置、形状和特征的实时图象。位置分析装置接收来自三维的信号，并识别眼的特征位置是否发生变化。相关的目标追踪装置寻找特征，并在其位置改变后找出它的新位置、生成新位置的指示信号。追踪定位装置接收此信号，并实时地改变三维测绘装置，使其瞄向此特征的新位置，从而跟随着该特征，并把象稳定在显示装置上，并且同时调节激光束的瞄准，使其指向被定为目标的该特征的新位置上。

因此，极大地改进激光外科手术特别是眼外科手术的精度、速度、范围、可靠性、多样性以及有效性乃是本发明的一个目的，它是通过在外科手术期间连续向医生／用户提供某些信息的仪器及系统来实现的这些信息涉及外科手术激光束的精确位置、瞄准和深度以及以三维形式呈现待研究组织周围特征。在外科手术特别是眼外科手术（眼的运动可能很快和不由自主，这是很危险的）期间追踪病变组织的移动也是本发明的目的。本发明另一个目的是提供一个安全装置，它先设立定位在三维空间的可重现的发射指令序列，然后以高的重复

速率启动此指令序列，从而避免了消耗于进行下一个目标之前反复观测、瞄准以及每一次发射上所需的时间。本发明还有一个目的是提供适用于非医学领域的系统，此时用激光束对过程中必需移动的单个目标或多个目标进行精密的加工。本发明的这些目的和其他目的、优点以及特点，通过下列较佳实施方案的描述，并参照附图会变得一目了然。

图 1 是按照本发明的原理进行精密激光外科手术的仪器或工作台的透视图。图 1 中，工作台绘制成是用于眼外科手术的。

图 2 是电视屏幕的放大平面图，该电视屏幕示出了在眼外科手术前阶段过程中向外科医生／用户提供信息的例子。

图 3 是一个分解的透视图，表示出了本发明系统的优选光学系统以及其他元件。

图 4 是与本发明系统有关的方框图。

图 5 是更详细的方框图，表示本发明系统各光学元件之间的信息流、控制情况以及用户接口元件。

图 5 A 是一方框图，表示两个分开但又配合的追踪方法，即快追踪环路和慢追踪环路的交替作用。

图 6 是表示操纵杆及样板信息流程的另一个方框图。

图 6 A 是一个方框图，说明了本发明一些子系统之间的功能性的相互依赖关系。

图 7 是透视示意图，图示说明了在一弯曲、翘扭或象眼睛表面那样的一般球形表面上的 Ronchi 刻度的离轴投影情况，以及用摄像机对此投影 Ronchi 刻度进行轴上观测的情况。

图 8 是一示意图，示出了用图 7 所示的摄像机所能见到的象。所

示之象对于被目标以及标准刻度所改变了的 Ronchi 刻度投影的相干图形。

图 9 是图 7 和 8 所示的成象中光强相对于位置的点划曲线。

图 10 是构成本发明系统一部分的目镜组件示意图。

在附图中，图 1 表示按本发明原理制成的工作台形式的精密激光外科手术及诊断／分析仪器。本发明的这一实施例中，工作台 10 是为眼科手术设计的。其中，患者坐在椅子 11 上，其前额紧靠前额座 12，下巴紧贴下巴座 13。医生／用户坐在椅子 14 上。

虽然本发明的系统、设备及方法都是参照眼科手术及诊断来说明并讨论的，但应该理解，本发明的应用范围还包括其它科的医疗诊断、外科处理过程及非医疗作业（如使用激光的精密制造过程及基于激光的通讯过程）。

本发明的仪器和系统 10 还包括用于观察系统和激光发射的控制装置 16，从而使医生／用户能够观察待进行手术的组织（指所说明的工作台上的眼睛）的形貌及内部特征，且能够在三维空间精确控制激光光束的发射路径及发射图案。正如下面说明的那样，医生可以手动控制或通过预先编程的样板来控制激光的发射，该样板可以与待进行手术的组织的像重叠，从而可以根据过去类似手术过程的经验对所希望的激光发射图案进行自动跟踪。

本系统还包括用来取某些像并把激光束对准待研究的组织的末端聚焦透镜或叫前透镜元件 17（如下面所述，为物镜组件的一个部件）。发光光束也可以通过末端透镜 17 投射到该组织上。仪器 10 的中央立柱 18 可以包含图 1 中看不到的治疗用激光器、发光体及外科用显微镜。

本系统还包括适当形式的显示装置，最好是图示的 C R T 视频屏幕 19。

踏板 20 可以作为保险装置提供给外科医生，从而当在踏板 20 上施加足够压力时可以使激光器触发装置起动，而当解除了踏板 20

上的压力时立即中断激光发射。

在图 1 中表示出的还有对着组织（即患者的眼睛）用于三维测绘系统的光学投影仪 2 1 或一种合适的投影仪。在本发明的实施例中，光学投影仪 2 1 把 Ronchi 刻度投影到眼睛上和眼睛内，该投影到眼睛上和眼睛内的 Ronchi 图象由轮廓摄像机（图 1 中未示出）进行分析，该摄像机也使用末端聚焦透镜 1 7，共用外科用显微镜、治疗用激光器及发光体的一部分光学路径。

如图 1 所示，供患者和医生坐的椅子 1 1 及 1 4 最好能用导轨 2 2 充分调节，以便调节离设备的距离；椅子应有足够的高度，椅背应是可调节的。前额座和下巴座 1 2、1 3 也是可调节的。

图 2 表示视频监视器 1 9 的屏幕 2 4 上所能显示的内容的例子。屏幕 2 4 上的信息是要给用户足够多的关于要进行激光手术的特殊组织的三维结构及特性的信息。例如，屏幕可以分成所示的 4 个象限。左上象限 2 4 a 可以显示来自视频显微镜的图象。因此，如图所示，可以在该象限显示出具有相当高的分辨率及对比度的单独的细胞壁，这些细胞壁可以是角膜内表面细胞，或角膜内皮的壁。外科用显微镜最好有变焦调节装置，以便屏幕上所显示的放大倍数可以按医生／用户的希望在大约 2 5 到 5 0 0 倍的范围内变化。

如图 2 所示，屏幕的右下象限 2 4 d 可以显示患者组织一个区域的放大平面图，但最好是需要进行外科手术治疗处理的全视场的放大平面图。在眼科手术中，如果手术是在角膜上进行的话，该视场就可以包括，例如，前段处理所需的比角膜尺寸大的视场。就这种手术来说，在象限 2 4 d 上显示的平面图或 x - y 平面可以有同轴重叠在角膜图象上带等高线簇 2 6 的等高图。十字光标或十字交叉线 2 7 和

28供外科医生辨认外科手术治疗用激光当前所指的精确点。这些十字交叉线也可以表示切割线，它们确定了图2中屏幕象限24b及24c所示组织的横截平面图内的轴线。因此，象限24d中的十字光标或十字交叉线27及28表示象限24b及24c中横截平面所取的平面。右上象限24b显示出沿线27所取的X-Z平面上的横截面。同样，屏幕的左下象限24c表示沿象限24d中所示的十字交叉线28的X-Z平面。

按本发明的该较佳实施例，象限24b及24c的横截平面图象是由计算机生成的图像。在说明图中，该图象是具有内皮表面、上皮表面及位于内皮及上皮表面之间基质的眼睛角膜的图象。在本例中假定外科手术过程将在两个横截面象限中所示的病变组织31的凝块或畸变体、异体上进行。如果构成眼睛主要折射透镜的角膜的光学特性不满足患者及医生的要求，可以进行手术处理以改进非健康角膜的折射能力。

如图2所示，象限24b及24c中的横截面图象还包含有交叉线32、33和34、35用来精确地为医生指出激光当前瞄准及聚焦的位置，即使当前可能还未发射激光。

如左边象限24a及24c所示的那样，可能存在有一定尺寸或位置的屏上显示。因此，可以在视频屏幕上生成框或窗口37及38以显示与要进行手术的组织有关的数据。另外，屏幕上最好还应包含诸如图2中所示的屏幕左边竖条39中的一些符号。这些符号包含供医生选择用的清单，且最好是以分支查找表格的形式。这些符号包括屏幕象限24b、24c及24d所希望用的显示类型；对所建议的手术过程指出预编程模式的样板选择；及其它外科参数，如激光脉冲

功率强度或激光光束重复率、角膜“透镜”开始和结束时的屈光度、损伤形状、样板的修正、新样板的生成、信息的贮存及检索、记录保持及对患者病历文件的存取、关于建议的手术过程的可能结果的统计信息的存取、给定手术过程所希望的眼睛信息中的某一层信息的选择等（例如图2所示的用于角膜手术的屏幕、用于白内障手术的一组不同屏幕或手术后阶段的一组不同屏幕）。该清单最好由位于屏幕上所示的竖条39上的光标来选择，该光标可以由键盘输入来控制，或最好（为了消除在键盘上误击键的危险）是用诸如球形鼠标的引导球（例如商标为“Logimouse”的产品，如图1-42所示）来控制。

说到要遵循的外科手术路径的预编程样板的使用，外科医生有多个选择。他可以取存在贮器中，由他本人或其它医生进行的别的先前手术中总结得到的先前样板，他也可以建立新的样板或修改旧的样板。这可以通过把屏幕上的样板与眼部组织相重叠来得到。例如，可以用Mac paint（苹果计算机公司的商标之一）在屏幕上画出样板，或由另一种基于软件的绘图系统画出。外科医生利用，例如，图2所示的三个屏幕象限形式，按三维形式作图。因此，医生可以首先在屏幕24d以平面图的形式建立图型，然后，在屏幕象限24c上以一个横截面的形式对它加以限定，接着再在屏幕象限24b上以另一个横截面的形式来限定。医生可以用鼠标把光标定位在样板路径的一个点，轻按鼠标，控制鼠标把该点移到新的位置，然后再按鼠标来固定该点的新位置。或者，医生可以把光标定位在屏幕上一个闭环路径的中间，轻按鼠标，随着鼠标的移动，把整个手术路径以相同形状重新定位，再轻按一下就固定了新的位置。

医生可以使用一现存的样板，把它与图2所示的图象相重叠，然后象使用本系统的编辑方式所希望的那样修改此图形。这样，医生就可以精确定要在眼部组织上产生的激光诱发损伤的轨迹，从而精确地得到所希望的手术治疗。

图1所示的控制装置16包括大家熟悉的电位器形式的操纵杆43。医生可以使用操纵杆43象图2的象限24d中所示那样上、下、左、右移动目标位置，即图2中的十字光标27和28的交点。这是关于患部组织的平面图，在眼科手术中就是眼睛的平面图。因此，如果用操纵杆把十字光标或截面线28移到象限24d（所示的X-Y平面）的左边，就同样将把十字光标33移到上部为X-Z平面的象限24b的左边。同时，由于该线的移动也改变了取Y-Z平面横截面所用的点，故而，线28的移动也将改变屏幕象限24c中横截面图象。同样，如果象屏幕上所示的那样，把象限24d的横向十字光标27向下移动，就将产生移动象限24c中纵向十字光标的效果，并且还将产生在右上象限24b中（X-Z平面）显示不同横截面形状的并发效应。

应该强调的是，在图2的3个象限24b、24c及24d中所示的计算机生成的图形只是把相关信息呈现给医生的方法的举例。实际上，在屏幕左面的菜单39中最好提供可供医生选择的其它类型的图象。

操纵杆控制装置43还包含有激光发射序列指令控制装置43a。激光发射保险联锁踏板（未作图示）需要两个分开的协调动作来起动激光发射指令序列。

供医务工作用户所用的图1所示的控制装置16还包含有提供瞄

准镜面实际位置的数字显示装置，从而提供了系统正确运转的备用校验装置及不用该仪器的几种自动定位特性时手控用的单独的位置定量指示器。其它的控制及指示器特征包括内部安全中断的启动或截止装置，当追踪系统及目标探测系统运转及对准目标时显示的发光二极管显示器、当系统部件在系统定义范围内成功完成校验时发光的LED（发光二极管）、指示电源接通的LED，以及帮助探测系统故障位置的视频显示器。附加的安全LEDs确认踏板中的激光发射保险联锁上是否有足够压力，产生样板图形的微处理机是否处在对发射指令序列的控制状态。

图3表示本发明仪器所用的较佳光学系统的部件分解立体图。外科手术用激光器50与轴向光源51、分解显示的外科用显微镜及摄像机53a及53b有共同的光路。摄像机53a和53b具有从患者移动而使特征位置移到一个新的位置后，通过送到计算机的信号和执行程序，找出并确认该给定特征的位置，从而跟踪患者组织。这两个摄像机有时被合起来称作追踪／轮廓摄像机53。摄像机53b最好包含有一个能够以高速取像的视频摄像头，这样就可用于描绘轮廓、形貌映像、低速追踪及图象识别。摄像机53a最好包含有两个线性的（正交则更好，但这不是必要的）阵列探测器用于高速跟踪。

“共同的光路”指的是，当追踪／轮廓摄像机53与在图3右部所示的其余光学元件相对时，摄像机53与其它设备使用共同的光学元件，即追踪随动镜54及末端聚焦透镜或前端透镜元件17。追踪／轮廓摄像机53打算用来覆盖诸如图3所示的眼睛58（或眼睛的一部份）等患者患者组织的某一视场。透镜59把图象聚焦到摄像机

5 3 的表面。不准备让摄像机的图象相对待观察的患部组织作水平移动，而只是通过追踪随动镜面 5 4 来跟踪患部组织。可以由压电（或类似物品）传动装置控制的追踪随动镜面 5 4 随着患者组织的移动沿 X 及 Y 轴瞄准移动，以便摄像机 5 3 的观察中心轴总是返回到患部组织上的相同点。同样，聚焦透镜 1 7 延 Z 轴方向调节聚焦以响应待处理的组织特征在深度上的移动，以便该系统总是聚焦在患部组织所需深度的点上。

图 3 右部的光学元件，即外科用显微镜 5 2、治疗用激光器 5 0 和光源 5 1 都共用追踪随动镜 5 4 反射的光路。该光路同轴（就外科用显微镜组件及治疗用激光器组件的情况而言）通过前端透镜元件 1 7。但这些元件沿其工作的轴线不必与摄像机 5 3 的观察轴线同轴。这是因为存在着位于摄像机 5 3 光路外部但处在其它元件（即外科用显微镜 5 2、激光器 5 0 及光源 5 1）的光路内部的方向定位镜 6 1 的缘故。定位镜 6 1 在医生／用户的控制下是易于操纵的。镜 6 1 可相对于 X 及 Y 轴调节，因此，使医生能在摄像机 5 3 的视场内选择发射激光的不同位置。因此，当医生把激光器直接瞄准摄像机 5 3 视场的中央时，图 3 右部的 3 个元件 5 2、5 0 和 5 1 的轴线 6 2 将只与追踪摄像机 5 3 的观察轴相重合。在其它情况下，他们将共用通过元件 5 4 及 1 7 的同一光路，但它们将不对应相同的轴线。

参照图 1、图 2 及图 3，定位镜 6 1 的功能会得到更好的理解。当医生移动操纵杆 4 3 时，将产生移动图 2 中计算机生成的屏幕象限中所示的十字光标及变换象限 2 4 b 和 2 4 c 所示的横截面图象的效果。同时，移动操纵杆还能改变方向定位镜 6 1 的朝向，从而产生以下效果：(a) 使屏幕象限 2 4 a 中的外科用显微镜图像上下左右移

动；(b)把沿轴线62与外科用显微镜完全同轴的来自激光器50的治疗用激光束的实际目标移到与屏幕象限24b、24c及24d中所示的计算机生成的瞄准点相重合的真实瞄准点上；(c)同样改变对给外科用显微镜52提供成象用光的光源51的瞄准点。

治疗用激光器50可以是频率倍增的固态激光器(Nd:YAG, Nd:YLF, 钕或其它)。固态激光器可以是闪光灯或二极管激励的激光器，也可由氩、氩激励染料、激态基态复合物、激态基态复合物激励染料、氮、氮激励染料激励的激光器或任何其它当前可用的或在研制的激光器或它们的组合。本发明可使用其光学表面具有所必需的不同涂料的任何激光器。一种石英及氟化镁聚焦元件可用作元件17以适应紫外激光器。本发明不是专用的激光器，但有希望成为更有效地使用任何治疗用激光器的外科手术用仪器。激光器50最好产生一种对每个脉冲能级、脉冲最大功率及重复率均可控制的脉冲束。

光束扩大透镜68、69最好位于激光器50的光路上且可进行调节以便扩大从激光腔射出的激光脉冲的直径，并对准它，以便从透镜68射出来一个平行但扩大了光束。扩大并校准后的光束入射到末端透镜17，该扩大了的光束大体上充满了整个透镜。因此，由透镜17对大直径的光束进行聚焦，从而只有眼睛内的聚焦点处衍射限制的脉冲激光束能有效地产生所希望的治疗用杀伤。

正如图 3 的部件分解图所示的那样，光源光束首先由镜面 7 2 反射，然后离开分光镜面 7 3 的反射表面，大体与沿光束轴线 7 4 的激光束的路径同轴。然后，两组光束由镜面 7 6 反射并由偏振光束分离器 7 7 中的反射面反射。这与偏振器 6 6 一起有效地防止了来自光学系统的激光脉冲的内部反射，以免损坏或击破敏感的视频显微镜摄像头。如图所示，此后，光源光束及激光束就与视频显微镜 5 2 的观察轴一起共用轴线 6 2。

如前所述，外科用显微镜 5 2 具有在例如 25 到 500 倍的范围内在屏幕上可调放大的变焦仪器。这使得医生能够观察非常窄的区域，如数十微米宽，或以较小的放大倍数观察宽得多的区域。这可使医生能够保证自己对一个特殊的所希望区域进行瞄准或聚焦。借助球形鼠标 4 2（见图 1）来控制选择，通过使用图 2 所示的分支查找表 3 9，可以有效地进行变焦。

外科用显微镜 5 2 最好包含倍增型视频摄像机，例如硅倍增目标（S I T）显像摄像机。另外，它也可以是普通视频摄像机与微通道板状倍增器的组合。其任一种摄像机的灵敏度最好是普通视频摄像机的 1000 倍左右，从而使系统可以在很大的工作距离，以所希望的高的放大倍数观察弱的散射光和照明差的目标。

图 1 和图 3 所示的末端聚焦透镜 1 7 是由仪器自动控制的，也可由医生通过操纵杆来控制。正如上面所述的那样，当计算机及程序通过跟踪及轮廓摄像机 5 3 的输入探测到目标组织已经移动，且新的位置已经确定时，患部组织可能处在离透镜 1 7 不同的深度及在视场上的不同的水平位置上。这就需要改变透镜 1 7 的聚焦，而

这是在计算机的控制下自动完成的。跟踪及轮廓摄像机 5 3 具有能给它提供较宽视场深度的光学元件，从而使各种特性即使在不同深度，都可以在调整聚焦之前得到确认。因此，当仍处在可接受的聚焦点时，这些特性可以得到跟踪，而末端透镜 1 7 可以相应调节以使系统聚焦处在新位置的中央。如下面进一步说明的那样，这最好通过轮廓摄像机 5 3 b，在其帧频率下来完成，而不是用频率更快的跟踪摄像机 5 3 a。

医生常常希望在改变手术用激光器 5 0 深度的同时，改变外科用显微镜 5 2 的聚焦深度（图 2 中的左上象限 2 4 a 作此视频显示）。这是通过向某一方向转动操纵杆 4 3，靠透镜 1 7 来使系统聚焦得更深或更浅。这当然对跟踪探测器及轮廓摄像机 5 3 的聚焦点也有影响。它将改变轮廓摄像机的聚焦中心并将向下移动屏幕象限 2 4 b 及 2 4 c 的水平十字光标，但由于轮廓摄像机 5 3 b 的视场深度足够宽，从而仍能得到图像。医生对末端透镜 1 7 聚焦的调节是添加在由跟踪系统进行的自动调节上部的，故净的聚焦变更由该系统进行。

在本发明的实施例中，跟踪探测器由以正交方向的两个高速线性阵列探测器及一个阵列处理器组成，以便把最新的位置信息以大致高于激光重变率或图像摄像机的帧频的频率馈给跟踪镜。跟踪探测器及处理器的响应时间大致低于 1 毫秒。

末端聚焦透镜 1 7 形成本发明系统的分开的显微镜物镜组件的一部份。透镜 1 7 包括物镜组件的前端元件，而物镜的后部元件包括跟踪探测器及轮廓摄像机 5 3 的部件之一或外科用显微镜 5 2、

激光器 5 0 或光源 5 1 的部件之一。这简要地示于图 1 0，其中物镜组件的后部元件由 7 0 表示。该物镜的该后部元件的图像平面可以表示为任一个上述元件的平面，如外科用显微镜的中间聚焦平面、轮廓摄像机的表平面、跟踪探测器阵列的表平面，或光源中的聚光器等。因此，物镜的前端元件为各种光学组件所共有。校准过的激光束通过物镜元件之间的光束分离装置射入，因此，物镜的前端元件同样也为激光束组件所共有的。

如图 1 0 所示，本发明的光学系统的一个重要特征在于随动跟踪镜 5 4 实际位于物镜组件内部。（末端元件设计成具有足够的视场以适应由跟踪镜外起的少量偏移）这使得系统能够以有效且相当简单的组件获得对眼部特性（或其它组织特征）的快速跟踪，而不用追随有时快速移动的特征来移动整个物镜。

为了跟踪以大于每秒 2 0 毫米的速度随机移动的目标，需要具有对图像轴线高速重新定向的能力。对快速跟踪来说，必须避免大块移动。在本发明中，移动块可以限制在非常薄的镜 5 4（例如一种波长平顶（flatness）的几毫米厚或更好的镜片。非常薄、重量轻的镜面可以通过沿 X 及 Y 轴快速改变镜面 5 4 的瞄准方向，得到对快速移动物体的非常快速的跟踪效果。这可以使用虽然不是在眼科界而是在光学系统工业已知的一种镜面控制装置——压电或类似方式驱动的随动镜来实现。

图 1 0 简要说明了把薄而且轻的镜面装在高速随动传动装置上以形成随动镜面组件 5 4 的情况。并显示出引到随动接口传动装置 5 4 a 的电线。

因此如果在物镜组件中装上所需的本发明的随动镜面组件，那么镜面 54 能改变那些通过物镜组件的末端聚焦透镜 17（即前端元件）的图像的方向。透镜 17 有足够大的工作视场，以适应透镜中的图像离轴变化。

当医生准备好要发射激光时，通过按压图 1 所示的发射控制按钮 43a 即可完成。如果医生已决定用一个预先选择的样板，这时，按压按钮就能有效地启动该样板去执行所希望的手术。再击一下按钮 43a 将删除或中断手术的流程。在上述各种情况中要进行激光发射就必须松开作为附加的保险控制部件的踏板联锁。

图 4 是显示本发明的精密激光外科手术系统主要部件的功能块图。医生用户 80 表示，而患者／目标由 81 表示。医生与患者间的相互配合用虚线指出。

通过本发明的仪器系统，这种相互作用大多数是非直接的。虚线 82 表示医生非直接地对患者进行手术处理，而患者通过仪器—视频显示器 19 不直接地把信息及数据反馈给医生。

在本发明的这个实施例中，由于仪器设计得小型且又希望在末端聚焦元件 17 与患者 58 之间有大的工作距离，故而提供给用户／医生可以选择对患者／目标直接观察和触觉控制。

83 表示系统的用户接口。医生／用户把指令及命令输入到用户接口 83，而用户接口主要通过视频屏幕 19 把信息反馈给用户。这种联系由联线 84 表示。用户接口 83 包括视频屏幕、作选择的鼠标 42、操纵杆 43、发射控制按钮 43a 及图 1 所示的医生／用户面前的各种按钮及数安显示设备作为其大部分部件。除了

先前讨论的安全特性指示器，在靠近操纵杆处还放置了一个引导球（即图 1 所示的鼠标 4 2，但示在图 4 显示）以便使医生／用户可以控制并选择各种可供选择的软件。引导球的旋转（也可是象 Logimouse 的商用鼠标）控制视频屏幕上的位置。与球相邻接的按钮有特殊的性能，它使用户能把所希望的治疗叠加到视频产生的角膜图像上。在本发明中，象 MacPaint 和 MacDraw 的计算机图形软件包形成了一个为医生／用户提供对定义手术样板的存取的基本部份。其它按钮允许医生／用户用开关选择预先定义的样板以及，修改或生成样板。

借助于用户接口，医生可以选择手术类型或手术中要用的样板，观察患部组织的不同部份，瞄准激光（包括激光发射深度），发射激光或执行预先编程的发射指令序列。它也允许医生／用户在任意时刻中断处理。图 4 表示定位组件、目标跟踪组件及发射控制的功能块 8 6、8 7 及 8 8，图中用用户接口指向这些功能块 8 6，8 7 和 8 8 的箭头束表示所有这些功能块都处在医生／用户的控制之下。因此，方框 8 8 指示出通过按动图 1 所示的按钮 4 3 a 激活内部发射控制，这样做可以依次激活激光器电源，即治疗用激光器 5 0。激光器电源 5 0 与块 8 9 所示的产生所希望形状的脉冲激光束的激光脉冲调节器相联。光束通过激光诊断组件 9 1，该组件用于监控连续的激光脉冲性能以保证按说明进行工作。然后，光束被指示出通过定位组件 8 6（图 4 并示示出所有光学部件）。定位组件 8 6 包括如上所述的通过操纵杆在医生控制之下的激光束方向定位镜 6 1。虚线 9 2 表示激光光束对目标（即患者）的作用。

如图 4 所示，定位组件 8 6 还包括自动控制的跟踪随动镜 5 4（见图 3），及前端物镜元件 1 7。在图 4 中示出定位组件 8 6 从目标跟踪组件 8 7 接受控制指令，这种控制相当于随动镜面 5 4 在患者目标组织移动时调节该镜面的控制。

患者／目标 8 1 往成象系统 9 3 和位置分析跟踪系统 9 4 发送信息。正如所示的那样，成象系统 9 3 包括呈现在图 2 左上象限举例的视频图像的外科用显微镜 5 2。箭头 9 5 表示把视频信息传递到视频显示器，形成用户接口的一部份。用户接口及成像系统 9 3 之间的控制箭头 9 6 表示医生可以控制上面讨论的外科用显微镜的放大倍数。

位置分析跟踪系统 9 4 包括跟踪／轮廓摄像机 5 3（摄像机／探测器 5 3 a 和 5 3 b）及在较佳实施例中的图 1 所示的 Ronchi 刻度光投影仪 2 1。如上所述，子系统 9 4 接受来自患者／目标 8 1 的图像以例探测、追踪患者患部组织的移动。位置分析跟踪系统 9 4 与用户接口 8 3 之间的信息箭头 9 7 表示用子系统 9 4 来稳定视频图像，把信息馈给轮廓图像显示器。子系统 9 4 包括微处理器和程序，它们能够分析由轮廓／跟踪摄像机／探测器 5 3 取得的图像，并在特征点移动时根据摄像机／探测器数据进行检查以及重新给这些特征点定位，并计算镜面位置的新坐标。它包括慢速跟踪轮廓摄像机 5 3 b 和快速跟踪探测器 5 3 a 及快慢速逻辑循环。这些功能中的一些将参照图 5 A 到图 9 作进一步叙述。

在权利要求中使用了术语“位置分析装置”、“目标跟踪装置”及“跟踪定位装置”。这些术语一般来说相当于图 4 中的块

9 4、8 7 及 8 6，但也不完全这样。正如下面进一步说明的那样，这些述语中存在某种重叠。

图 4 示出从定位组件 8 4 连接到位置分析跟踪系统 9 4 的信息或控制箭头 9 8。这表示从镜面组件到他们的实际位置间的反馈。它还包括对镜面物理移动的确认，即确认指令对镜面在物理位移另方面的结果（即在哪儿显示的）。如果未出现移动，系统循环就会回到目标跟踪组件 8 7，并由跟踪组件 8 7 发出信号 1 0 4 去禁止激光发射。

位置分析跟踪系统 9 4 用控制箭头 1 0 1 示出把信息或信命令发送到目标跟踪组件 8 7。这表明当分析图像并确定特征已经移动后，子系统 9 4 发出信息或指令到目标跟踪组件（也包含在计算机程序中）。信息或指令可以包括镜面位置 5 4 的新座标。目标跟踪组件 8 7 把新座标翻译成控制镜面驱动装置，即随动镜面 5 4 的指令（指向定位组件 8 6 的箭头 1 0 2）。指令包括座标转换信息及使随动镜面转动一个将能重新位于相同特征点中央的新角度的指令。目标跟踪组件 8 7 还发送与聚焦有关的命令，从而调节上述末端聚焦透镜 1 7 的聚焦，而透镜 1 7 应该考虑为定位组件 8 6 的一部份（最好在下面所述的慢速跟踪循环内）。

当然，从外科显微镜接受通过透镜 1 7 光路的光和映象的聚焦可由医生／用户调节等方面来说，末端聚焦透镜也应是成像系统 9 3 的一部份。

关于上述较佳安全特性的重要控制箭头 1 0 3 在图 4 中示出。如果在分配的时间（可以是 1 / 30 秒或在另一例子中可以更快，

例如 1 毫秒) 内不能跟踪移动的特征点到新的位置，目标跟踪组件 8 7 将给内部发射控制装置 8 8 发指令，以终止激光的发射。

图 4 所示在用户接口及定位组件之间的双向箭头 1 0 6 表示医生通过操纵杆 8 3 对如前所述的方向定位镜面 6 1 的控制；及从定位组件到用户接口的反馈。

如果用图 2 所述的图像格式，则这种反馈将包括指示位置的十字光标的实际移动及当横截面的切平面由医生移动时在横截面形状方面的变化。这条线还附带有指示指令已被执行的内部编码器。

应该理解，除用于实际外科手术外，本发明的系统可用作外科医生诊断和分析工具。本系统为医生提供了先有的仪器得不到的高度稳定的患者组织的图像。借助于实时跟踪及稳定，医生可以得到患部组织的实时显示。因此，本发明给医生一种在分析及诊断患者状态方面非常重要的工具，并且应该理解，本发明可以包括一种无手术用激光束的系统。借助于在显示屏幕上显示计算机生成图像及患者／目标的直接视频显微图像，本发明系统提供给医生一种替代医生直接查找目标组织的观察眼睛状态的装置。

图 5 是更详细地说明关于本发明系统部件的一些单独控制及信息反馈功能的方块图。

图 5 示出了在块 1 1 0 的微处理机或中央处理装置，以及与微处理机相连的程序 1 1 1。如显示的那样，用户接口与微处理机 1 1 0 可以有一些联系。并在一些不包括微处理机的控制。例如，如果医生希望选择供手术用的样板，或为了选择不同种类的显示或为了利用不同的在屏幕上的手术流程而只改变视频屏幕上显示（图

2 ) 的话，那么这些联系可以与控制屏幕上计算机生成图像及控制系统中其它功能的处理器相联。

如图所示，在本发明的一个实施例中，微处理机 110 还控制跟踪镜或随动镜 54。微处理机与软件程序 111 一起控制镜面，以响应来自跟踪／轮廓摄像机 53 ( 摄像机 53a 和 53b ) 的输入。

因此，一旦跟踪摄像机 53a 把指示目标组织已经移动的信号输入到微处理机 ( 通过虚线 108 )，微处理机就对图 4 块 94 及 87 中所示的位置分析和低速目标跟踪 ( 镜面指令 ) 进行处理并把信号输出到跟踪镜 54 ( 图 5 中虚线 109 )，以响应跟踪的结果。

然而，在本发明的最佳实施例中，摄像机 53 中的快速跟踪控测器 53a 将直接与直接控制随动镜面 54 的随动接口及传动装置 54a 相连。单元 54a 可以是专用微处理机或其它能执行图像识别、座标转换分析及生成给镜面驱动装置适当调节镜面 54 的指令所需的逻辑序列的逻辑单元。图 5 中，随动接口驱动装置包括块 87 的功能及图 4 中块 94 的逻辑功能的一部份。

借助于更灵敏的随动镜设计，本发明的较佳实施例允许比通过微处理机 110 更快的闭环跟踪响应时间。

跟踪镜面从而转向合适的新位置。这一点是在镜面完成了其指令的动作后，在微处理机中由图像本身的位置来确认的。然而如上所述，如果微处理机及程序查出在下一对目标范围 ( 或在预定数量的上述后续扫描范围内，它取决于按给定手述过程的要求决定的所

希望的跟踪率)的扫描中未能确定特征点,微处理机将立即中断激光发射(如控制线112所示);而且与控制激光路径的位置镜面61的移动相对应,它还将中断样板程序的执行。这如图5中的控制线113所示。样板程序通常还将包含对末端透镜元件17的聚焦的调节,这一点由图5中的控制线114显示。中断最好通过慢速跟踪循环(下面讨论)只延迟到特征的恢复,其条件是特征确实能被恢复。

从随动跟踪镜54到激光瞄准块间的控制虚线115表示激光瞄准是与跟踪一起被操纵的(见图4)。但是,由于激光及外科用显微镜的观察线是同轴的,所以待观察的患部组织的视场与激光总是被作为一个整体来跟踪的。

微处理机把信号发送到视频屏幕沿控制线116)这些信号的内容特别与计算机生成的形貌图象相关,其例子如图2中屏幕象限24b、24c及24c所示。微处理机还控制图2中所示的分支查找表39的显示及屏幕上的其它显示(但不是视频显微镜图像本身)。如果视频屏幕及微处理机构成上述“接触(touch)屏幕”系统,则控制线116也与这个特性有关,并且在图5中以虚线的形式显示出,从视屏显示19到微处理机的另一条控制线117,以表示接触屏幕功能。

从用户接口到微处理机的控制线118表示用输入控制而不是修改屏幕所作的医务用户的选择。控制线118还表示当用户控制视场及激光目标时对微处理机的另一个有效的用户输的。这种由医生作的慎重控制将沿着控制线118和113,通过微处理机间接

控制定位镜面。其到微处理机的信号也将被微处理机用来对计算机生成的图像作相应的调节，这样做能精确地反映出由医生选择的目标的变化，并使用来自轮廓测定摄像机 5 3 b 的信息。

图 5 显示一个关于医生对通过末端聚焦透镜 1 7 进行激光聚焦的深度实施控制的类似的控制场会。当医生完成一个由图 5 中控制线 1 2 2 所示的对透镜 1 7 的聚焦的改变，与这种变化同时发生的信号将沿着控制线 1 2 3 送到微处理机。

图 5 表示块 1 2 4 所示的医务用户对调节外科用显微镜放大倍数的变焦特性具有直接控制。

如前所示，有两个组成跟踪组件较佳实施例的单独的部件。这些包括一个相当慢的系统或以接近视频帧频（通常 30 Hz）的速度运行的跟踪循环，和 1 个快速系统或以比可得到的视频速度高的速度运行的跟踪循环。慢速系统使用来自轮廓摄像机 5 3 b 的图像且基本上是一帧一帧地分析图像中的突出特性的移动。如处理机 1 1 0 所计算的位置移动被用来给随动镜面 5 4 重新定位。该系统相当慢，但却具有即使在暂时跟踪失败后也能够找出绝对位置的优点。例如，如果手述在进行，且诸如许多眼部处理中存在的眨眼睛等问题干涉了图像的跟踪，从而处理被打断或暂停时，该慢速系统将自动把发射指令序列中的最后位置存入存储器，从而一旦重新要求得到目标，就可以自动决定在发射指令序列中的下一点的确切位置，随动镜也相应地作重新定位。快速系统在放大倍数高的焦点平面使用一对正交的线性探测器阵列。如图 5 所示，一种专用处理机或较简单的随动接口驱动装置 5 4 a 以连续的阵列读出并分析如特

殊富里埃方式的信号的相移。线性阵列探测器及专用处理机或随动传动装置是极快的（例如对完成阵列读出来说大于 10 KHz）；因此，快速系统速度上仅受随动镜面及传动装置 54 响应时间的限制。然而，由于其数据采集及分析均受限制，所以快速系统没有被设计成当发生瞬时跟踪失败时它可以恢复绝对位置。

在本发明的实施例中，随动镜面 54 可以用，例如，对慢速跟踪系统来说是马达驱动载片，而对快速系统是压电驱动镜面。

图 5 A 是表示本发明包含的跟踪系统功能方块图。如上所述，最佳跟踪系统包括慢速跟踪循环及快速跟踪循环。跟踪随动镜 54 及图像构成快速跟踪循环及慢速跟踪闭环二者的一部份。慢速跟踪循环最好包括给包含镜面传动装置的跟踪镜 54 送信号的微处理机控制或 CPU 110，且在本发明的实施例中主要是由最大可得视频摄像机帧频速率限制。如图所示，跟踪镜面 54 控制要映像的目标平面的范围。图像被馈送到快速跟踪探测器，上面它被作为跟踪摄像机 53a 讨论。该摄像机或探测器把有关位置分析的信息发到能够把命令信号发到镜面 54 的专用逻辑分析仪或随动接口 54a，以调节镜内位置使之能瞄准由处理机 54a 及快速跟踪探测器或摄像机 53a 决定的新的特征位置。按照本发明，该快速跟踪最好约每 1 毫秒或以更快的响应时间出现，当与跟踪镜面一起装载时，应仅受镜面装配传动装置的响应时间的限制。

如图 5a 所示，微处理控制器或 CPU 110 还给跟踪随动镜面及传动装置 54 送信号。慢速跟踪循环包括如附图所示的图像、接受图像的轮廓摄像机 53b。轮廓摄像机 53b 给 CPU 110

送图像信息，它有可能在快速跟踪循环却失去这些特性的情况下找出某个特征点。CPU110有能力查找到轮廓测定摄像机53b的所有视场上的特征点及生成的横截面构形图的特征，并有能力相应地给跟踪随动镜面及传动装置54发命令。慢速跟踪循环进一步连续跟踪由与轮廓摄像机53b获得的三维信息相一致的X-Y平面上的深度及位置。轮廓摄像机53b是慢跟踪循环检测器。因此，慢速跟踪循环除用作快速跟踪闭环的后备机构外，还可用作主要的控制系统，以最大视频帧频速率，调节末端聚焦透镜17的前端部件的位置。

如图5A所示，当特征点跟踪失败时，专用微处理机或随动装置54a从快速跟踪循环向CPU110发出中断。由于二个控制信号（来自CPU110及来自专用微处理机54a）总是馈给跟踪随动镜面及传动装置54，所以当快速跟踪循环信号中断时，就由来自CPU110的指令接管。正常情况是，只要收到信号，装置54将按来自微处理机54a的快速跟踪信号运行，而忽略不管来自CPU110的其它跟踪信号。

当从帧到帧间（或在几个帧的一段时间内）的阵列信号中未发现图像的跟踪特征或者如果帧到帧间特征逐渐移动或越漂越远的话，跟踪被认为是失败了。后一事件表明，即使特征由逻辑循环所跟踪，指令也不能在目标镜面处执行。与逻辑循环无关的跟踪失败的便子有：随动传动装置影响信号失效，所需要的镜面运动超出了随动驱动传动装的限制位移，驱动装置或导板故障。

图9是一个方法的说明，用此方法，本发明的跟踪系统可以在

最佳实施例中起作用。在这光强度对位置的图中，指示由快速跟踪探测器的正交线性扫描阵列之一探测的光强度的二条曲线对应二个不同时间的扫描。曲线A表示在初始时刻A，可能已对给定细胞组织的小特征点，如眼睛的特征点进行观察的光强度图。曲线B表示一条大致与曲线A相似但向右移了的曲线。在本发明的跟踪系统的实施例中，程序或快速跟踪随动装置54a可以发现曲线A的特性曲线已移动或至少已移出了初始位置。系统然后查找相似的曲线特征，由于正交的缘故，移动通常是不同的。如果发现扫描功能曲线B与先前的扫描功能曲线足以相似，则它必须表示相同的特征，因此，它可以通过专用随动处理器发给跟踪镜面适当的命令，以移到新的位置。新的位置是通过基于确定位移的校正信号对镜面的输入校正。由于特征点还将相对探测器作正交移动，而且将由来自略微不同的观察点的摄像机观察，所以特征在如图9所示的强度曲线上不相同。然而，编程可以包括那些能使系统把移动的图形认定是特征的参数，并且假定在选择的范围内存在足够的相似性。

图6是表示操纵杆及样板信息的另一个功能块图。操作杆43示于图的底部。它沿线130发送信号给中央处理装置，即微处理器110。图中所示，CPU110还与其他一些部件相联。例如，它往I/O设备送信息供保存记录。传送可以包括，例如，要打印或存贮的患者病历记录的传送。在图6中所示控制样板，即选择预先记录的样板或为手术生成新样板的球形鼠标或叫Logimouse42。选择的样板信息将依次送入CPU，CPU110发送控制信号给专用I/O板132。该板被用来驱动与方向定位镜面61

相联的电机及通过末端聚焦透镜驱动来 Z 轴调节。在专用 I/O 板与转动镜面 6 1 和末端透镜 1 7 之间的固体控制线表示使用自动样板过程。在另一方面，如虚线所示的那样，可以借助所示可选手工代用装置，用手动来完成手术。

商业专用 I/O 板 1 3 2，在当前描述的实施例中，可以控制 16 个模拟通道及 3 个数字通道。它控制与激光状态相关的诊断信息，位置状态，跟踪镜面状态，以及在完成其他诊断时所需要的信息，如眼内温度，眼内压力读数，及表面波传播测量从而在努力找出有实用价值的结构关系式时能够计算杨氏系数及其它弹性常数。与眼睛有关的这些条件的传感器虽然在图中未画出，但可归入本发明的系统内。

图 6 A 是表示本发明主要系统运行的另一方块图。图 6 A 显示出系统中信息及控制信号的循环，特别是预先编程的手术样板被用来控制手术过程中的激光位置及发射。在图 6 A 中显示出眼睛 5 8 向标有诊断位置测量，跟踪及构形的框中送信息（通过跟踪／轮廓摄像机 5 3，示作图示）。这指示出通过摄像机微处理机及程序 1 1 0 及 1 1 1（图 5）从眼睛获得这种信息。该块包括传感器／摄像机 5 3 a 及 5 3 b 和分析循环，还包括计算机 1 1 0 及专用微处理机 5 4 a。它包括逻辑循环跟踪。获得的关于眼组织形貌及摄像头在眼睛上的位置的信息被送到稳定眼睛移动的跟踪与稳定块，当它移动后重新对特征点定位并重新把定位在相同特征点的中央。在图 6 A 中，跟踪及稳定块表示跟踪镜 5 4 和定位镜（在样板程序控制下）及这些镜面所用的镜面传动装置。

图 6 表示诊断位置测定及跟踪块把信息送到各为样板控制的手术用激光器的功能块。这个信息包括确认样板是否仍正确地被定义，即确认眼睛的目标组织在分配的预选时间内已得到跟踪，从而眼睛的图像保持了稳定。如果这个确认没有送出（或可以送出相反的信号以通知跟踪的失败），则如上所述，将立始中断样板控制的激光发射。

从样板控制的激光器到眼睛通过跟踪随动镜面和定位镜面的箭头仅表示通过两个镜面对眼睛进行激光手术，当跟踪系统失去了图像的稳定，则中断并停止激止发射指令序列。

在图 6 A 中从诊断位置测量功能块到样板控制的激光器的箭头还表示，当医生需要时，把信息从位置测量组件馈送到样板控制系统，以支持医生建立预期手术所希望的样板。该信息还帮助医生对样板定位。图 6 A 中样板控制的手术用激光器功能块应考虑是包括用户接口，与建立、修改、存贮及执行手术样板程序有关的计算机和存贮器存贮装置。

图 6 A 协助说明本发明的三个描述部件——诊断定位测量和逻辑循环跟踪，跟踪镜面和样板控制的激光发射的相互关系。图 6 A 指出所有这些重要部件必须实时运转。没有人可以长时间延迟运行，否则该系统将变得无效或不安全。诊断位置测量／跟踪子系统一般是即时运行。跟踪系统恢复图像位置的速率必须快于激光的重复速率。就许多本发明的预计的治疗疗用，快速跟踪系统最好能够以或高于 1 KHz 的速率运行。由于只要出现任何长时间的延迟，发射激光都是不安全的——可能射错目标点，故而必须在非常短的

时间范围恢复图像，以使样板控制的手术能够进行。

样板控制的激光发射也必须按预选的目标序列精确出现。图 6 A 所示的反馈循环的关键环节是跟踪系统（包括诊断、跟踪及镜面移动）。正如上面所述的那样，如果跟踪子系统不能移动随动控制的转动镜而把目标维持在可接受的容错范围内，那么将禁止样板控制的激光发射，直到重新获得图像或医生重新恢复了程序为止。同样，如果障碍（如眼部处理时眨眼睛或心血管处理时的瞬时碎片）干扰映像／跟踪光路（它也与激光光路相伴），则将中断样板控制的激光发射直到重新获得图像及样板发射序列中的恰当位置得到恢复。

图 7 和图 8 简要表示与本发明的观察系统可以一起使用的三维成像系统的例子。在图 3，图 5 及图 7 显示有 Ronchi 投影仪 21，如图所示，它是用光源 126 把光束投影通过郎西刻度 127，Ronchi 刻度可以包括多条并行间隔相等的线。光束撞击目标组织，如眼睛 58，把刻度放在眼睛的几个不平的表面上。Ronchi 投影光束对系统的末端聚焦透镜的轴线来说是离轴的，图 7 简单显示了轴线上的跟踪／轮廓摄像机 53。

轮廓摄像机 53b 通过参照 Ronchi 刻度 128，从眼睛的不平的表面取得 Ronchi 投影图像，例如，图 8 所示的图像。由投影的与引用的刻度之间的干扰产生的边缘呈现为曲线 129，正如投影在眼睛成份的曲线表示上一样。在本发明的实施例中，重要特征是引用 Ronchi 刻度驻留在计算机存储器中，而在待测图像上的干扰是电子级的。对这些曲线的精确定位可用来

分析确定Ronchi投影照射的所有成份的精确形状及位置。这种分析对本领域的普通技术人员来说是熟知的，而且本身并不形成本发明的重要特性，除了用计算机生成参考刻度外，可用于计算机产生的对投影的Ronchi刻度的干扰。

眼睛中的大多数表面不仅是透明的而且是球形的，来自固定源的镜面反射只能从一个非常小的区域面反射入观察透镜。因此在不对眼睛周围的所有固体角充填的情况下，要想同时观察所有的表面，最好是探测反射的散射部份。由于眼睛的透明表面有一个非常小的散射成份，故可用倍增型摄像机去探测，而不求助于危险的照射级（即在图3中所示的光源51）。

图7进一步说明Ronchi投影器的最佳结构。光源发送光束通过UV及IR滤色镜，聚光镜133及偏光镜134。经过滤光偏振后的光束通过郎西刻度127及聚焦透镜136，送到眼睛58或其它待处理的患部组织。光源126可以是二极管激光器或白炽光源。

从Ronchi刻度投影到目标及回到探测器（如图7所示）所产生的数据，当在带计算机驻留参考刻度的计算机中受干扰时，将产生干涉边缘，这种边缘然后由微处理机及程序分析以提供所希望的沿某条横截面切线的精确的结构。

在本发明的另一实施例中，可以使用普通的或修改过的不受版权限制的用分布式光源的反射技术，以产生某种图象及轮廓数据。

本发明的系统在描述时没有参考详细的结构、电子学及程序设计方法。除非专门指出，这些都不形成本发明的专有部份且可以由

本领域的普通技术人员完成。

上述实施例旨在说明本发明的原理，而不是限制其范围。其它的实施例及这些实施例的变形例对本领域的普通技术人员来说是显而易见的，并且可以被完成而不脱离本发明权利要求书所限定的范围。

# 说 明 书 附 图

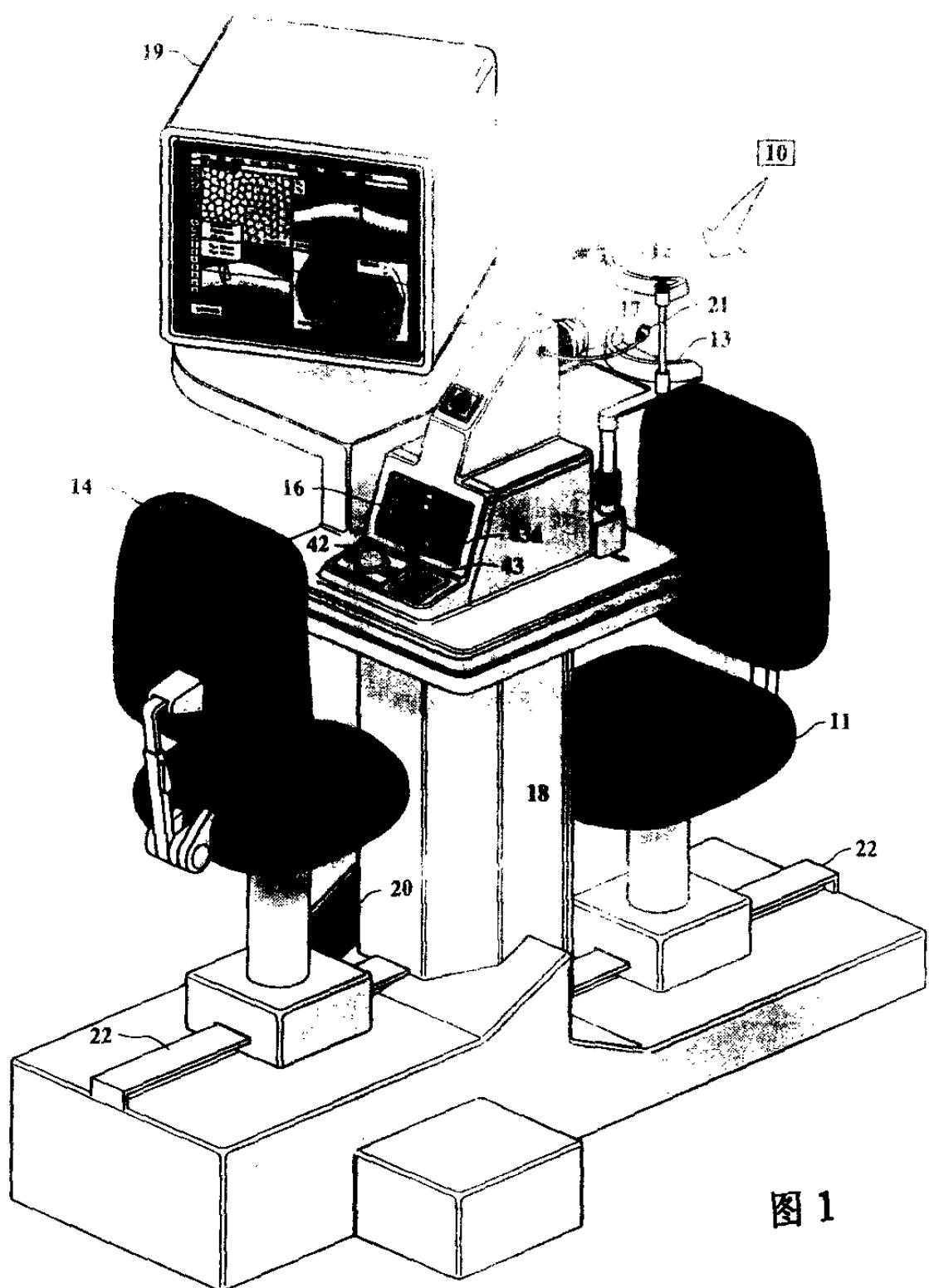
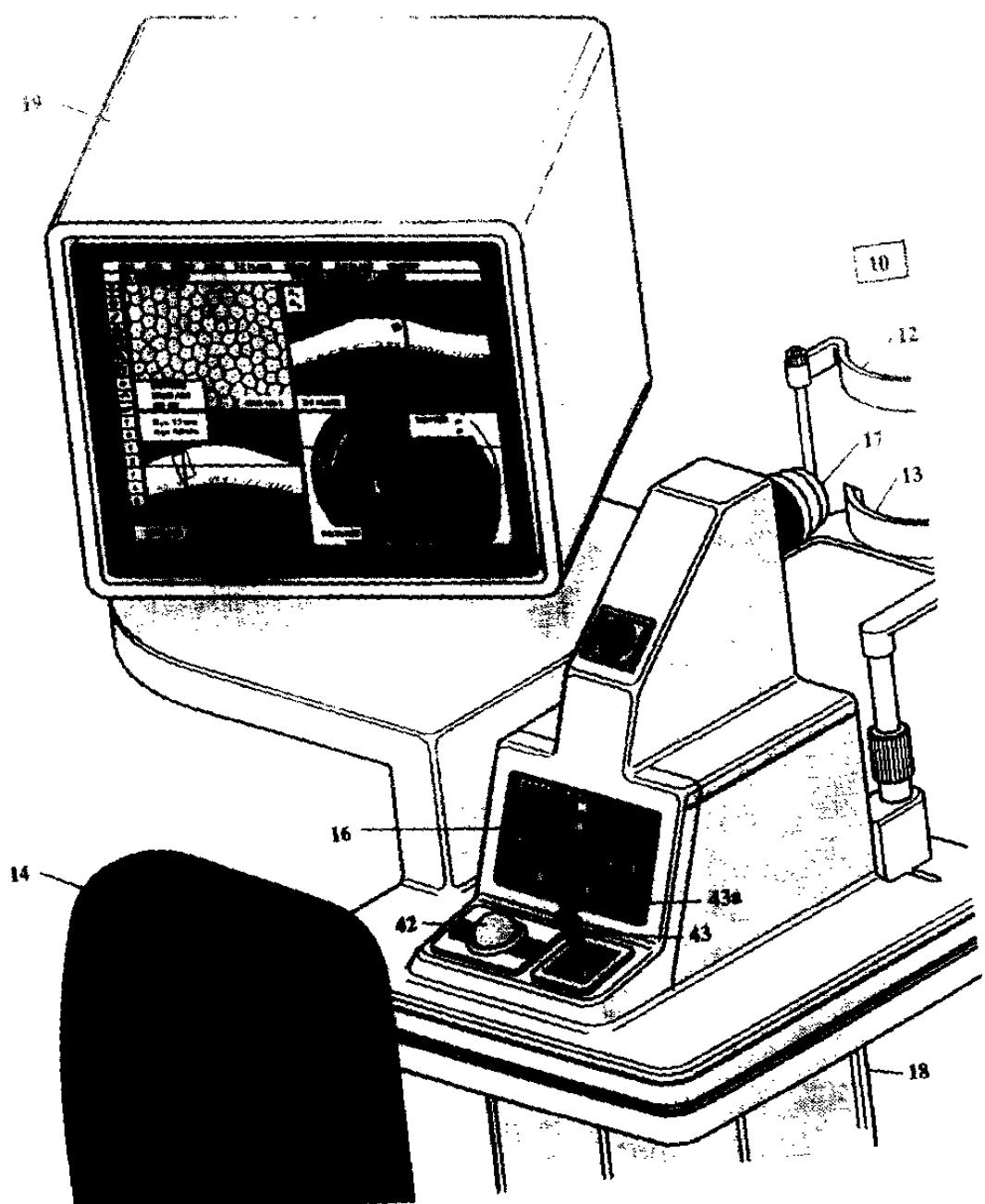


图 1

Fig. 1a



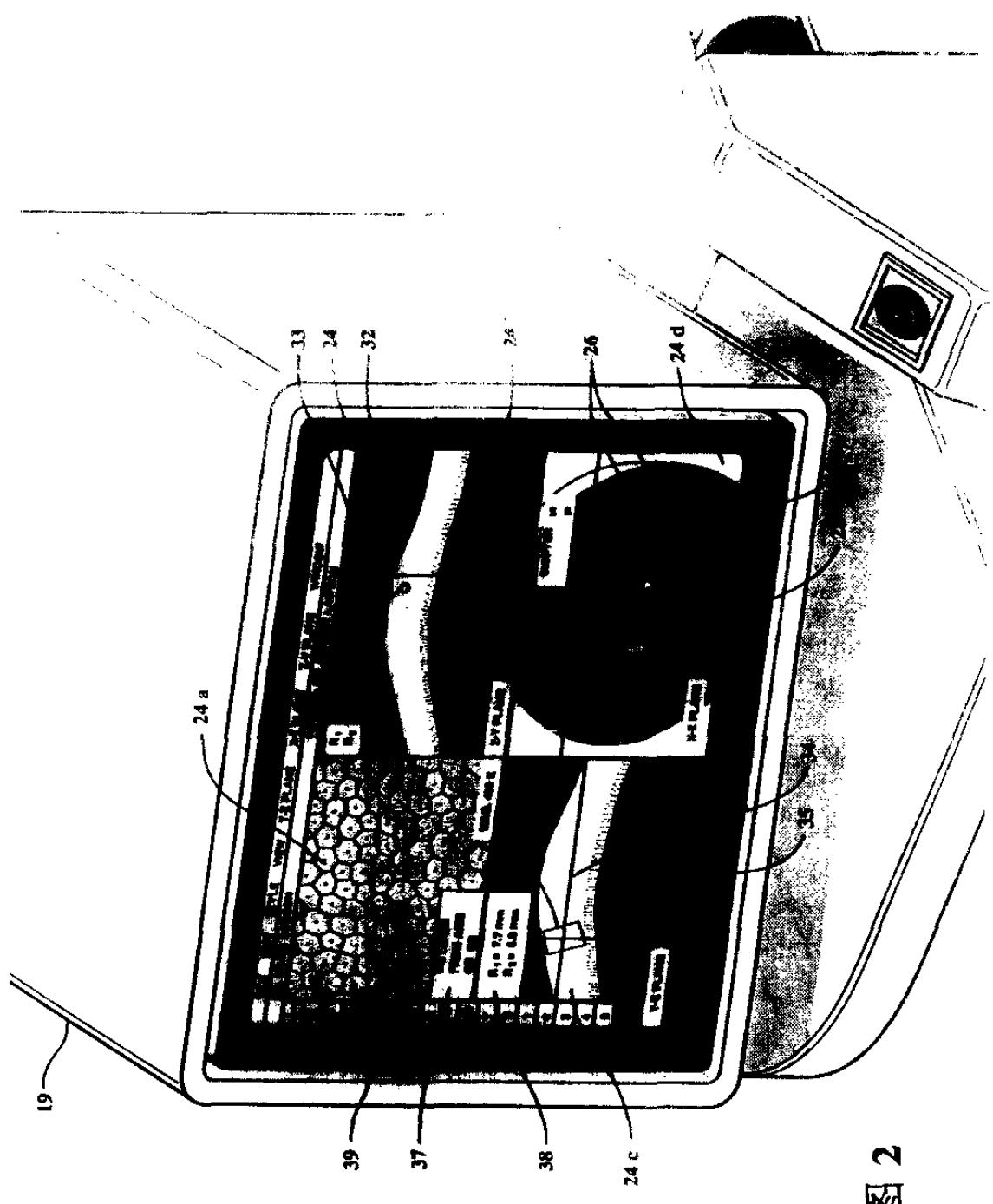


图 2

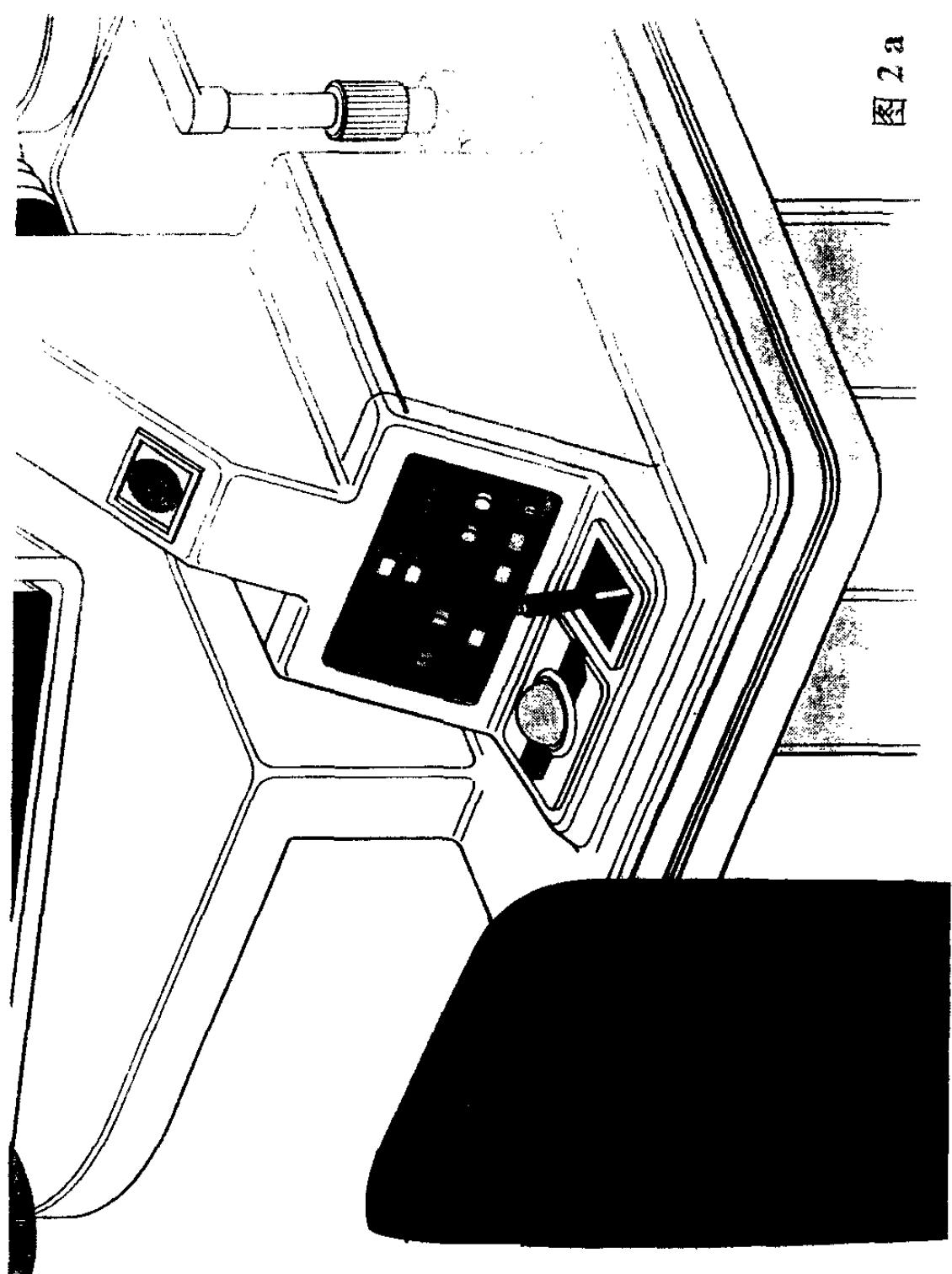
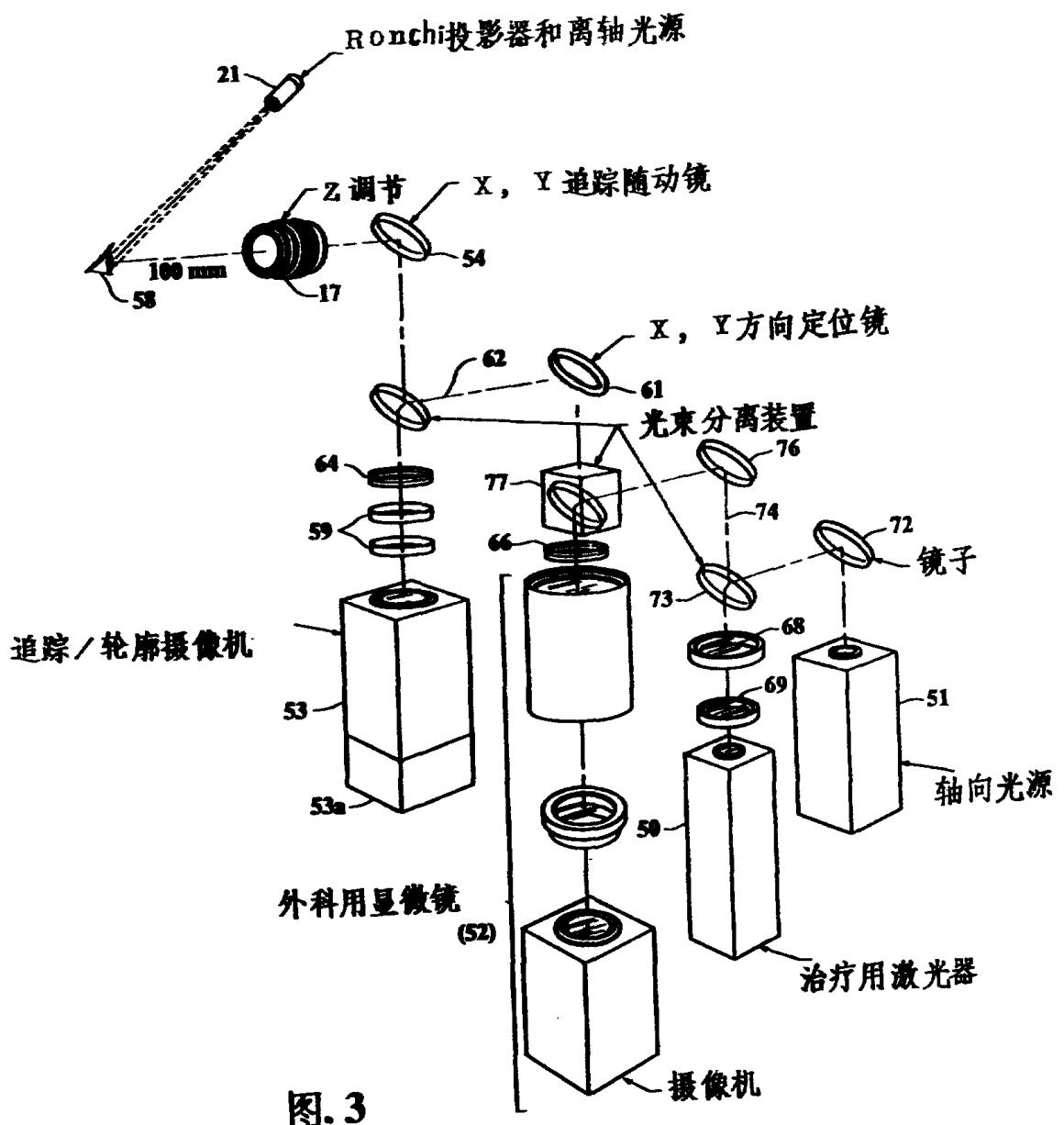
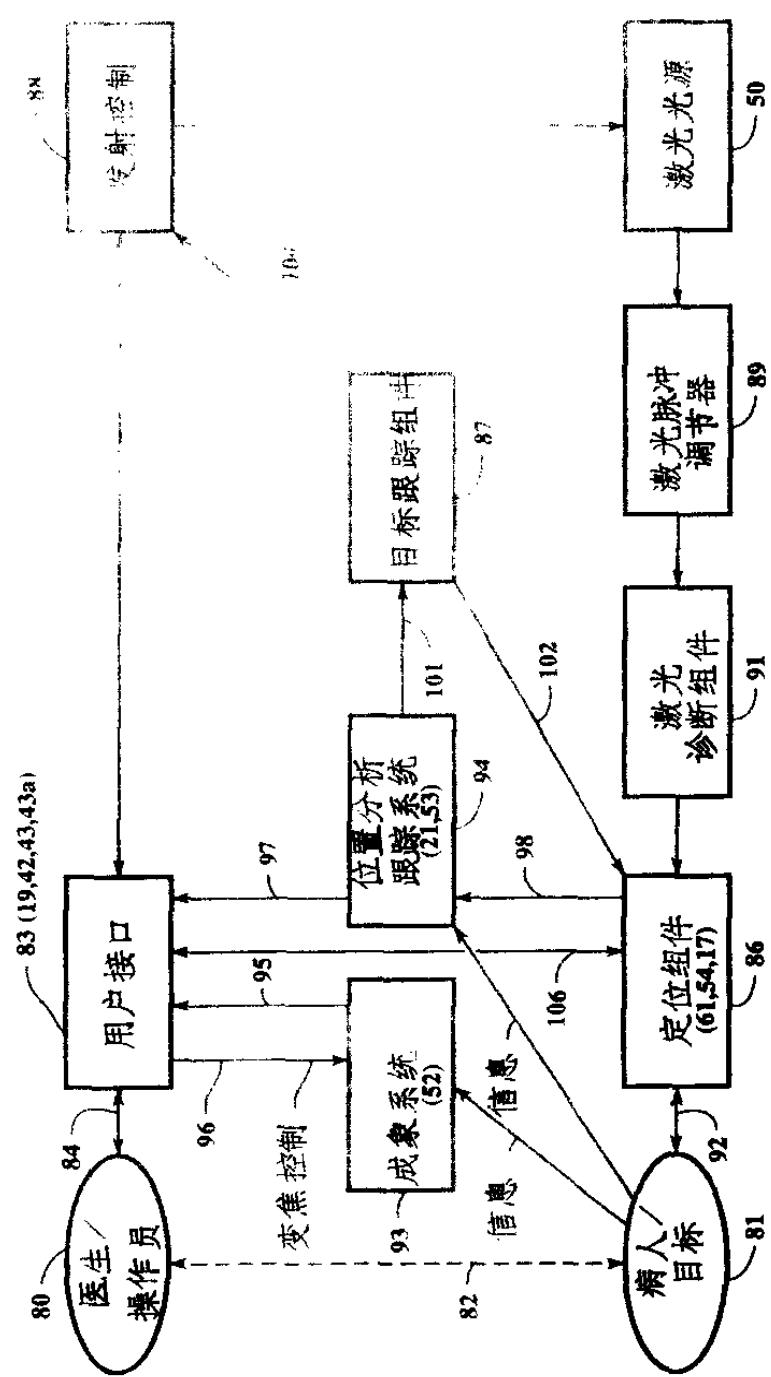


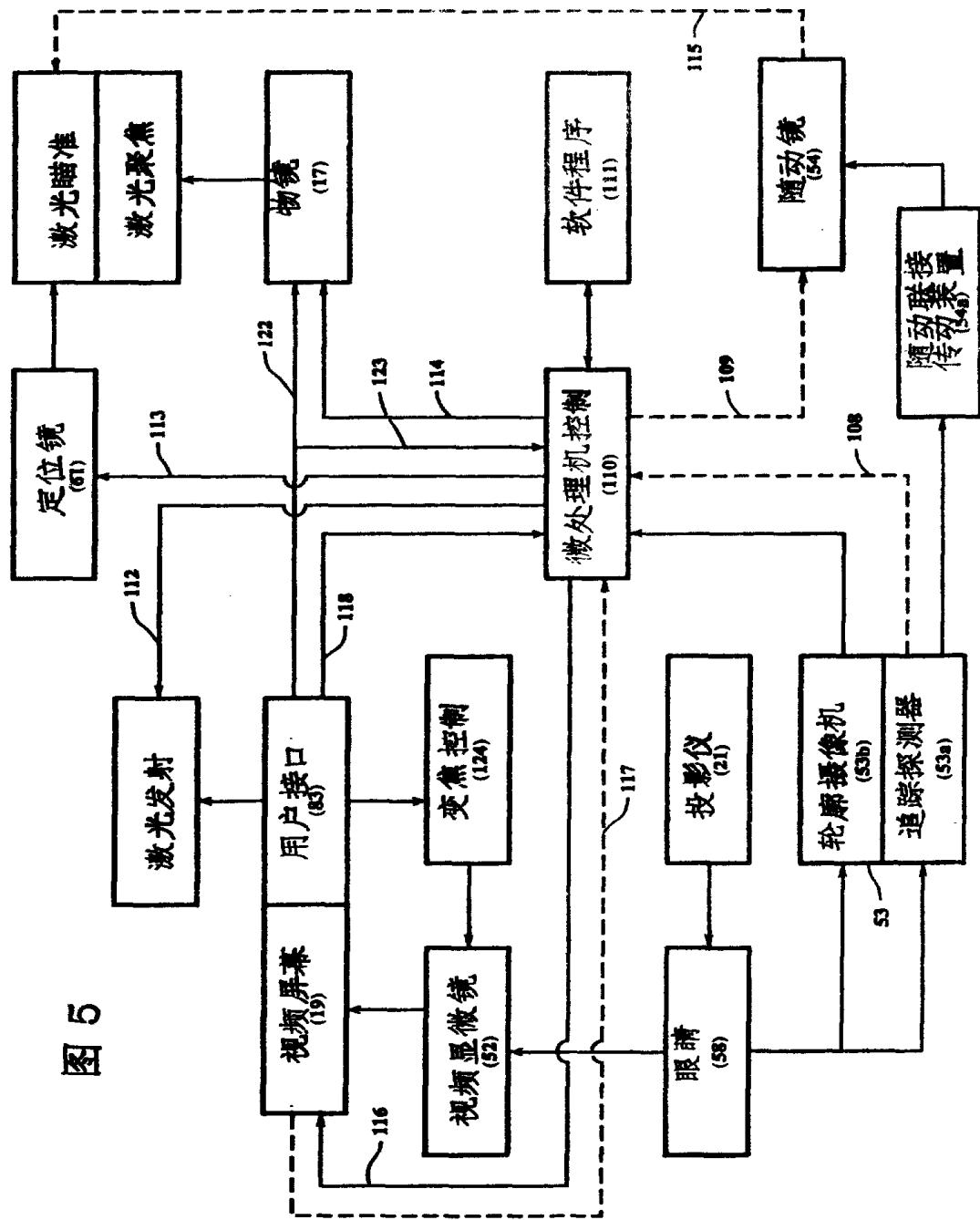
图 2 a

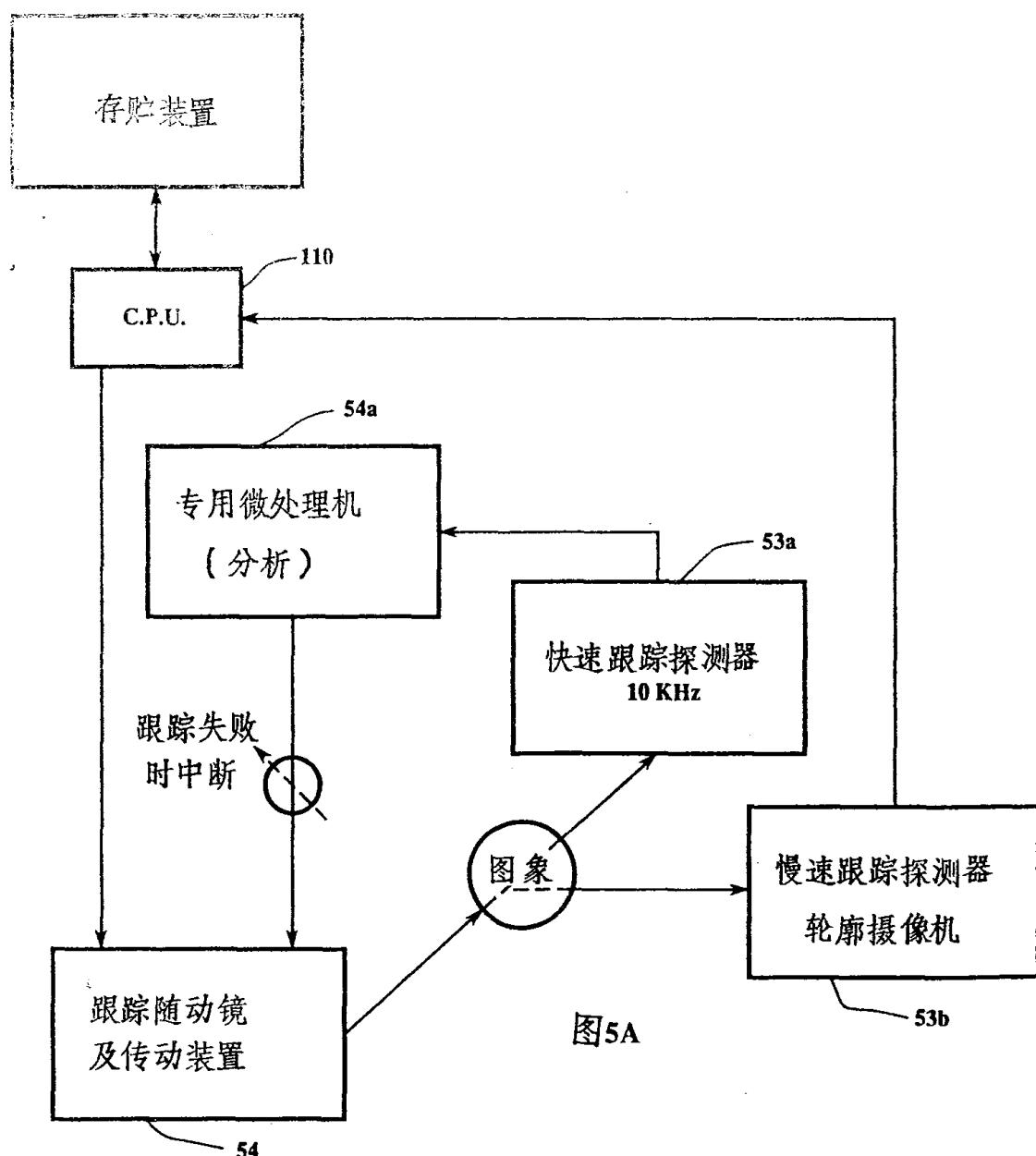


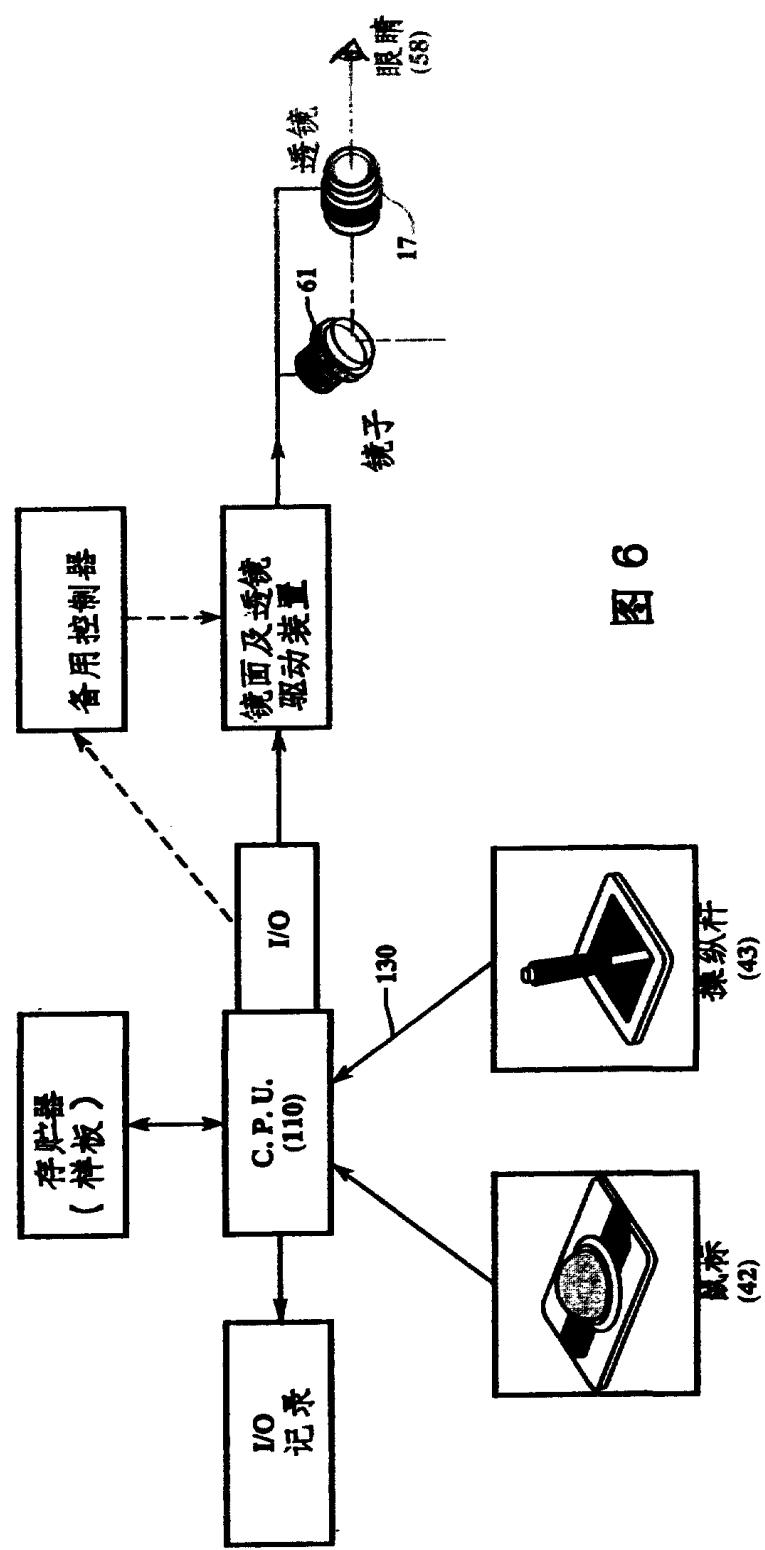


4

图 5







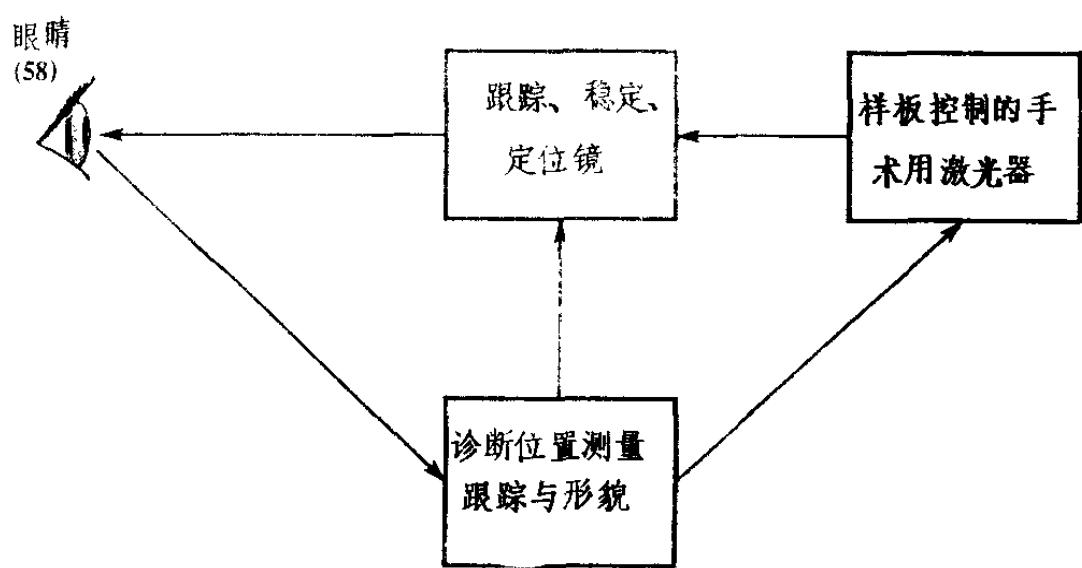
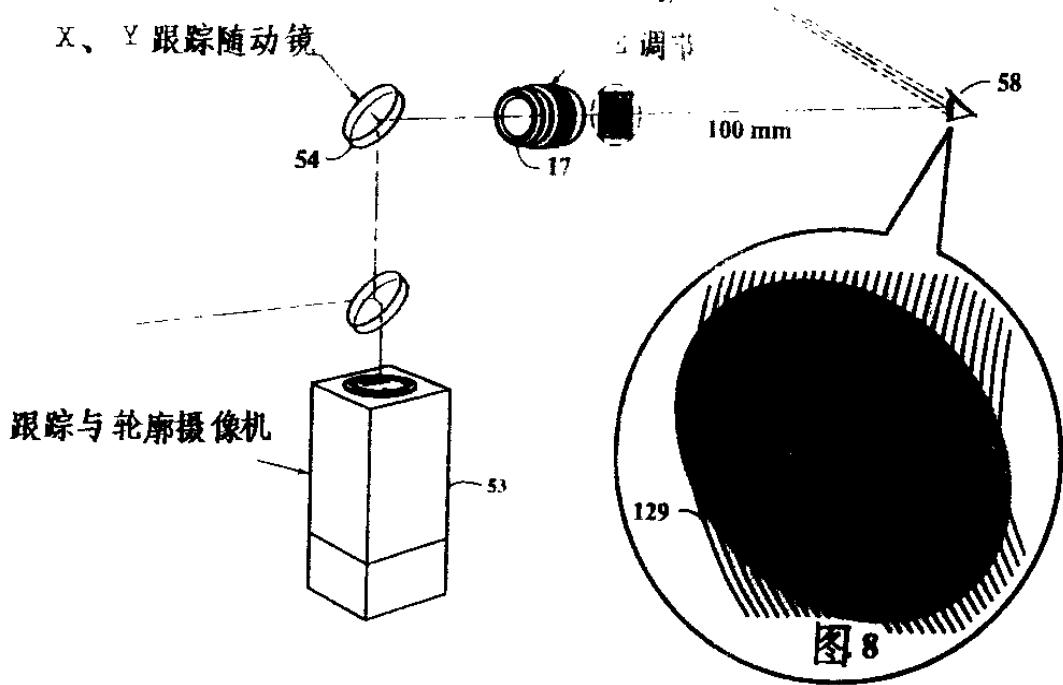
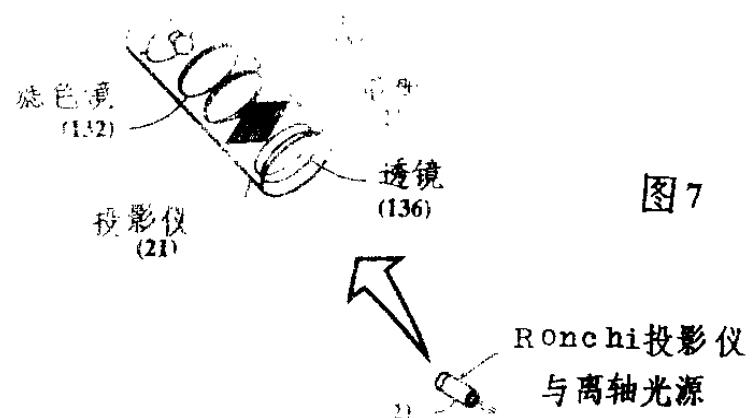


图6A



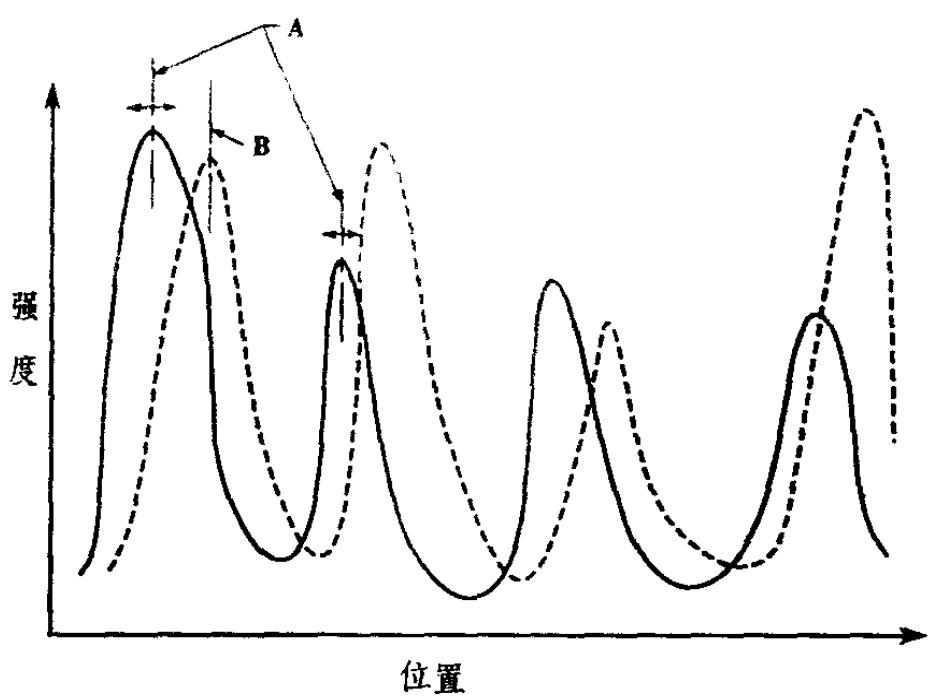


图 9

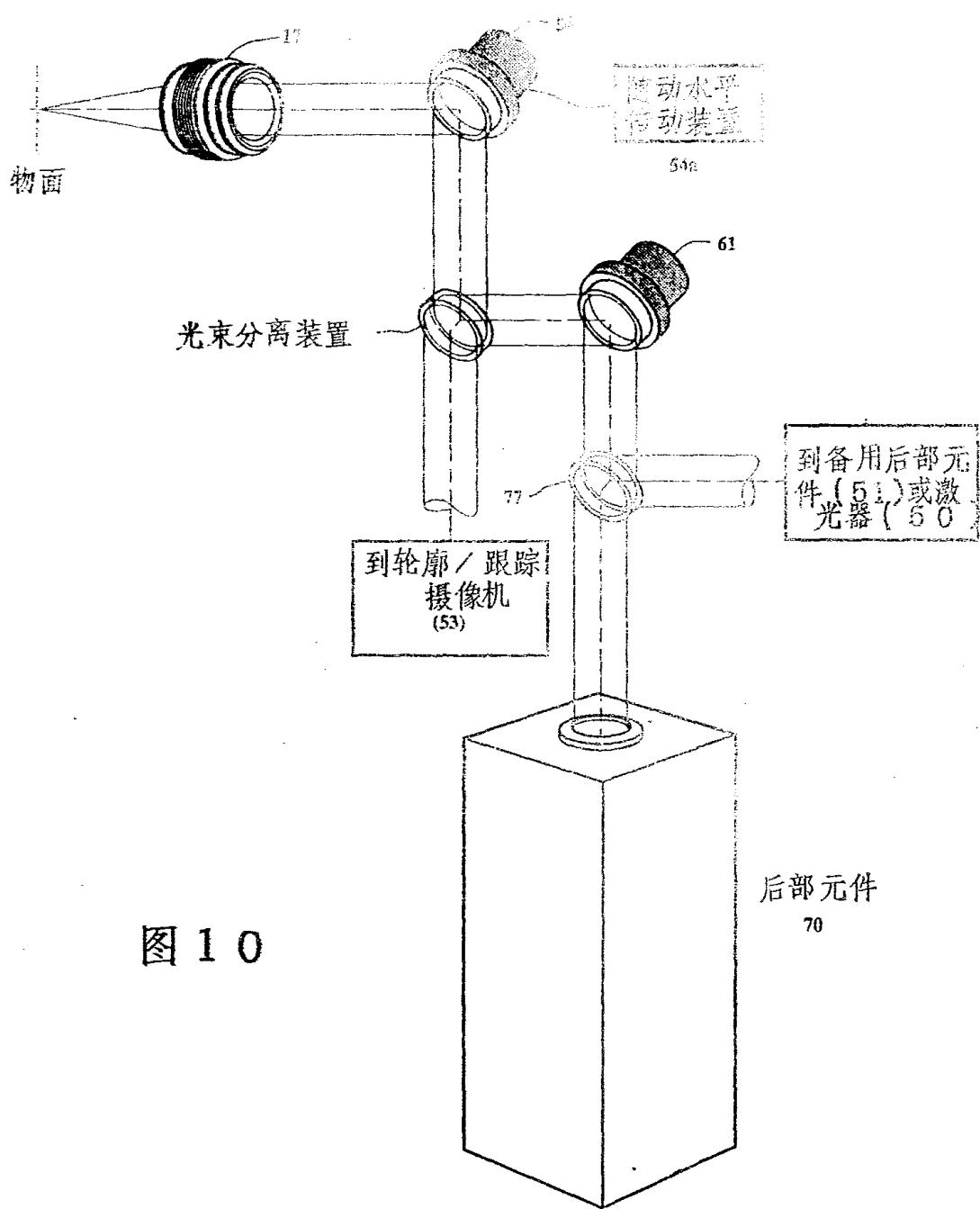


图 10