

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680001928.5

[51] Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)  
A61B 17/00 (2006.01)  
A61M 25/00 (2006.01)  
B23K 26/00 (2006.01)  
C09K 11/00 (2006.01)

[43] 公开日 2008年1月9日

[11] 公开号 CN 101102712A

[22] 申请日 2006.1.20

[21] 申请号 200680001928.5

[30] 优先权

[32] 2005. 1. 21 [33] JP [31] 014292/2005

[32] 2005. 2. 9 [33] JP [31] 033161/2005

[32] 2005. 2. 15 [33] JP [31] 038017/2005

[86] 国际申请 PCT/JP2006/300848 2006.1.20

[87] 国际公布 WO2006/077965 日 2006.7.27

[85] 进入国家阶段日期 2007.7.9

[71] 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京

共同申请人 奥林巴斯医疗株式会社

[72] 发明人 中村充博 松本润 中村刚明

山田登

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司  
代理人 党晓林

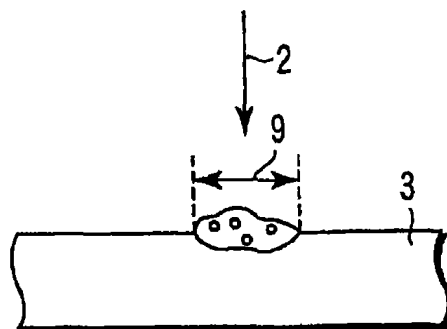
权利要求书9页 说明书28页 附图8页

[54] 发明名称

内窥镜和内窥镜用医疗器具及其显示方法

[57] 摘要

本发明提供一种内窥镜和内窥镜用医疗器具及其显示方法，在形成内窥镜(3)的热塑性树脂、热固化性树脂或橡胶中添加着色剂，通过向添加了该着色剂的部位照射波长为355nm、532nm或1064nm的YAG或YVO<sub>4</sub>的脉冲激光(2)来使其显色从而形成包括文字、记号的符号，并显示所述符号。



1. 一种内窥镜和内窥镜用医疗器具，其特征在于，  
所述内窥镜和内窥镜用医疗器具的至少一部分由热塑性树脂、热固化性树脂或橡胶形成，  
在所述热塑性树脂、所述热固化性树脂或所述橡胶中具有添加了着色剂/填充剂的部位，  
所述内窥镜和内窥镜用医疗器具具有显示部，所述显示部显示通过向所述部位照射波长为 355nm、532nm 或 1064nm 的 YAG 或 YVO<sub>4</sub> 的脉冲激光使所述部位显色而形成的包括文字、记号的符号。
2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具，其特征在于，  
所述着色剂 / 填充剂具有碳黑、碳酸钙、黑色铁氧化物、钛黑或二氧化钛中的至少一种。
3. 根据权利要求 1 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具，其特征在于，  
所述内窥镜和内窥镜用医疗器具具有：插入被检体内的插入部；操作所述插入部的操作部；和至少与处理所述被检体内的图像的的信号处理装置连接的连接部，  
所述显示部形成于所述插入部、所述操作部和所述连接部。
4. 根据权利要求 1 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具，其特征在于，  
所述显示部通过使所述脉冲激光扫描并反复照射所述部位时的影线间隔为 1~80 $\mu$ m 而形成。
5. 根据权利要求 1 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具，其特征在于，  
所述显示部通过使向所述部位照射所述脉冲激光的所述脉冲激光的光点直径为 5~100 $\mu$ m 来照射所述部位而形成。
6. 根据权利要求 5 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具，其特征在于，  
所述显示部通过使所述脉冲激光的光点直径为 40 $\mu$ m 以下来照射所述部位而形成。
7. 根据权利要求 1 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具，其特征在于，  
所述显示部通过使所述脉冲激光的最大输出为 0.1~100kW、平均输

出为 0.1~50W 来照射所述部位而形成。

8. 根据权利要求 1 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具, 其特征在于, 所述显示部通过使所述脉冲激光的脉冲宽度为 0.1~200ns 来照射所述部位而形成。

9. 根据权利要求 8 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具, 其特征在于, 所述显示部通过使所述脉冲激光的脉冲宽度为 10ns 以下来照射所述部位而形成。

10. 根据权利要求 1 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具, 其特征在于,

所述显示部通过将利用 Q 开关形成的脉冲频率为 0.1~100kHz 的所述脉冲激光照射向所述部位而形成。

11. 根据权利要求 1 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具, 其特征在于,

所述显示部通过使所述脉冲激光扫描并向所述部位照射时的所述扫描速度为 1~3000mm/sec 来照射所述部位而形成。

12. 根据权利要求 1 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具, 其特征在于,

在以向所述热塑性树脂、所述热固化性树脂或所述橡胶中添加了着色剂/填充剂的所述部位为衬底的情况下, 所述显示部的所述衬底和通过照射所述脉冲激光而显色的所述部位具有 3 以上的对比度。

13. 根据权利要求 1 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具, 其特征在于,

在以向所述热塑性树脂、所述热固化性树脂或所述橡胶中添加了所述着色剂/填充剂的部位为衬底的情况下, 所述显示部的通过向所述衬底照射所述脉冲激光而显色的所述部位具有 60 以上的明度、-2~+2 的色调、和 -10~+10 的饱和度。

14. 一种内窥镜和内窥镜用医疗器具, 其特征在于,

所述内窥镜和内窥镜用医疗器具的至少一部分由热塑性树脂、热固化性树脂、或橡胶形成,

在所述热塑性树脂、所述热固化性树脂或所述橡胶中具有添加了碳黑的部位，

所述内窥镜和内窥镜用医疗器具具有显示部，所述显示部显示通过向所述部位照射波长为 532nm 的  $YVO_4$  的脉冲激光使所述部位显色而形成的包括文字、记号的符号。

15. 一种内窥镜和内窥镜用医疗器具，其特征在于，

所述内窥镜和内窥镜用医疗器具的至少一部分由热塑性树脂、热固化性树脂、或橡胶形成，

在所述热塑性树脂、所述热固化性树脂或所述橡胶中具有添加了碳黑的部位，

所述内窥镜和内窥镜用医疗器具具有显示部，所述显示部显示通过向所述部位照射波长为 355nm 的  $YVO_4$  的脉冲激光使所述部位显色而形成的包括文字、记号的符号。

16. 一种内窥镜和内窥镜用医疗器具的显示方法，其特征在于，

所述内窥镜和内窥镜用医疗器具的至少一部分由热塑性树脂、热固化性树脂、或橡胶形成，

在所述热塑性树脂、所述热固化性树脂或所述橡胶中添加着色剂/填充剂，

显示通过向添加了所述着色剂/填充剂的部位照射波长为 355nm、532nm 或 1064nm 的 YAG 或  $YVO_4$  的脉冲激光来使所述部位显色而形成的包括文字、记号的符号。

17. 根据权利要求 16 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具的显示方法，其特征在于，

所述着色剂/填充剂具有碳黑、碳酸钙、黑色铁氧化物、钛黑或二氧化钛中的至少一种。

18. 根据权利要求 16 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具的显示方法，其特征在于，

所述内窥镜和所述内窥镜用医疗器具的主体具有：插入被检体内的插入部；操作所述插入部的操作部；至少与处理所述被检体内的图像的

信号处理装置连接的连接器部；

在所述插入部、所述操作部、所述连接器部显示包括所述文字、所述记号的所述符号。

19. 根据权利要求 16 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具的显示方法，其特征在于，

将所述脉冲激光扫描并反复照射所述部位时的影线间隔设定为 1~80 $\mu\text{m}$ 。

20. 根据权利要求 19 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具的显示方法，其特征在于，

使用所述脉冲激光照射所述部位时的所述脉冲激光的光点直径为 5~100 $\mu\text{m}$  来照射所述部位。

21. 根据权利要求 20 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具的显示方法，其特征在于，

所述脉冲激光的光点直径为 40 $\mu\text{m}$  以下。

22. 根据权利要求 16 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具的显示方法，其特征在于，

使所述脉冲激光的最大输出为 0.1~100kW、平均输出为 0.1~50W。

23. 根据权利要求 16 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具的显示方法，其特征在于，

使所述脉冲激光的脉冲宽度为 0.1~200ns。

24. 根据权利要求 23 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具的显示方法，其特征在于，

使所述脉冲激光的脉冲宽度为 10ns 以下。

25. 根据权利要求 16 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具的显示方法，其特征在于，

利用 Q 开关将脉冲频率为 0.1~100kHz 的所述脉冲激光照射向所述部位。

26. 根据权利要求 16 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具的显示方法，其特征在于，

使所述脉冲激光扫描并向所述部位照射时的所述扫描速度为 1~3000mm/sec。

27. 根据权利要求 16 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器械的显示方法, 其特征在于,

在以向所述热塑性树脂、所述热固化性树脂或所述橡胶中添加了所述着色剂/填充剂的所述部位为衬底的情况下, 通过向该衬底照射所述脉冲激光而显色的所述部位具有 60 以上的明度、-2~+2 的色调、和 -10~+10 的饱和度。

28. 一种内窥镜和内窥镜用医疗器械的显示方法, 其特征在于,

所述内窥镜和内窥镜用医疗器械的至少一部分由热塑性树脂、热固化性树脂、或橡胶形成,

在所述热塑性树脂、所述热固化性树脂、或所述橡胶中添加着色剂/填充剂,

显示通过向添加了所述着色剂/填充剂的部位照射波长为 532nm 的  $\text{YVO}_4$  的脉冲激光来使所述部位显色而形成的包括文字、记号的符号。

29. 一种内窥镜和内窥镜用医疗器械的显示方法, 其特征在于,

所述内窥镜和内窥镜用医疗器械的至少一部分由热塑性树脂、热固化性树脂、或橡胶形成,

在所述热塑性树脂、所述热固化性树脂、或所述橡胶中添加着色剂/填充剂,

显示通过向添加了所述着色剂/填充剂的部位照射波长为 355nm 的  $\text{YVO}_4$  的脉冲激光来使所述部位显色而形成的包括文字、记号的符号。

30. 一种内窥镜和内窥镜用医疗器械, 其特征在于,

所述内窥镜和内窥镜用医疗器械的至少一部分由热塑性树脂、热固化性树脂、橡胶或热塑性弹性体形成,

在所述热塑性树脂、所述热固化性树脂、所述橡胶或所述热塑性弹性体中, 作为着色剂/显色剂/填充剂, 添加 0.001~20 重量份的、平均粒径为 10~80nm 的碳黑,

所述内窥镜和内窥镜用医疗器械具有显示部, 所述显示部显示通过

向添加了所述碳黑的部位照射波长为 355nm、532nm 或 1064nm 的 YAG 或 YVO<sub>4</sub> 的脉冲激光来使所述部位显色而形成的包括文字、记号的符号。

31. 根据权利要求 30 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具，其特征在于，

所述碳黑优选具有 12~40nm 的平均粒径。

32. 根据权利要求 30 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具，其特征在于，

所述显示部在所述热塑性树脂、所述热固化性树脂、所述橡胶或所述热塑性弹性体中，作为所述着色剂、显色剂和填充剂，混合了碳酸钙、黑色铁氧化物、钛黑或二氧化钛中至少的一种。

33. 根据权利要求 30 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具，其特征在于，

所述显示部具有从混合和熔化了所述热塑性树脂和所述橡胶的 PP/EPDM 中仅硫化 EPDM 橡胶相而成的聚烯烃类弹性体共混物。

34. 根据权利要求 30 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具，其特征在于，

所述内窥镜和所述内窥镜用医疗器具的主体具有：插入被检体内的插入部；操作所述插入部的操作部；和至少与处理所述被检体内的图像的信号处理装置连接的连接部，

所述显示部形成于内窥镜主体的插入部、操作部、连接部。

35. 根据权利要求 34 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具，其特征在于，

所述显示部形成在所述插入部、所述操作部、所述连接部的各外表面上。

36. 根据权利要求 33 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具，其特征在于，

所述显示部在所述热塑性树脂、所述热固化性树脂、所述橡胶或含有所述聚烯烃类弹性体共混物的所述热塑性弹性体中，添加了 0.1~30 重量份的、平均粒径为 5~10nm 的所述碳酸钙。

37. 根据权利要求 33 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具，其特征在于，

所述显示部在所述热塑性树脂、所述热固化性树脂、所述橡胶或含有所述聚烯烃类弹性体共混物的所述热塑性弹性体中，添加 0.1~5 重量份的、平均粒径为 0.3~0.8 $\mu\text{m}$  的所述黑色铁氧化物。

38. 根据权利要求 33 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具，其特征在于，

所述显示部在所述热塑性树脂、所述热固化性树脂、所述橡胶或含有所述聚烯烃类弹性体共混物的所述热塑性弹性体中，添加 0.1~5 重量份的、平均粒径为 0.1~0.8 $\mu\text{m}$  的所述钛黑或二氧化钛。

39. 一种内窥镜和内窥镜用医疗器具的显示方法，其特征在于，

所述内窥镜和内窥镜用医疗器具的至少一部分由热塑性树脂、热固化性树脂、橡胶或热塑性弹性体形成，

在所述热塑性树脂、所述热固化性树脂、所述橡胶或所述热塑性弹性体中，作为着色剂/显色剂/填充剂，添加 0.001~20 重量份的、平均粒径为 10~80nm 的碳黑，

显示通过向添加了所述碳黑的部位照射波长为 355nm、532nm 或 1064nm 的 YAG 或 YVO<sub>4</sub> 的脉冲激光来使所述部位显色而形成的、包括文字、记号的符号。

40. 根据权利要求 39 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具的显示方法，其特征在于，

在所述热塑性树脂、所述热固化性树脂、所述橡胶或所述热塑性弹性体中，优选添加平均粒径为 12~40nm 的所述碳黑。

41. 根据权利要求 39 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具的显示方法，其特征在于，

在所述热塑性树脂、所述热固化性树脂、所述橡胶或所述热塑性弹性体中，作为所述着色剂/显色剂/填充剂，混合碳酸钙、黑色铁氧化物、钛黑或二氧化钛中的至少一种。

42. 根据权利要求 39 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具的显示方

法，其特征在于，

将从混合和熔化了所述热塑性树脂和所述橡胶的 PP/EPDM 中仅硫化 EPDM 橡胶相而成的聚烯烃类弹性体共混物混合到所述显色的所述部位。

43. 根据权利要求 39 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具的显示方法，其特征在于，

所述内窥镜和所述内窥镜用医疗器具的主体具有：插入被检体内的插入部；操作所述插入部的操作部；和至少与处理所述被检体内的图像的信号处理装置连接的连接部，

在所述内窥镜主体的插入部、操作部、连接器部上显示包括所述文字、所述记号的所述符号。

44. 根据权利要求 43 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具的显示方法，其特征在于，

在所述插入部、所述操作部、所述连接器部的各外皮上形成包括所述文字、所述记号的所述符号。

45. 根据权利要求 42 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具的显示方法，其特征在于，

在所述热塑性树脂、所述热固化性树脂、所述橡胶或含有所述聚烯烃类弹性体共混物的所述热塑性弹性体中，添加 0.1~30 重量份的、平均粒径为 5~10nm 的所述碳酸钙。

46. 根据权利要求 42 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具的显示方法，其特征在于，

在所述热塑性树脂、所述热固化性树脂、所述橡胶或含有所述聚烯烃类弹性体共混物的所述热塑性弹性体中，添加 0.1~5 重量份的、平均粒径为 0.3~0.8 $\mu\text{m}$  的所述黑色铁氧化物。

47. 根据权利要求 42 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具的显示方法，其特征在于，

在所述热塑性树脂、所述热固化性树脂、所述橡胶或含有所述聚烯烃类弹性体共混物的所述热塑性弹性体中，添加 0.1~5 重量份的、平均

粒径为 0.1~0.8 $\mu\text{m}$  的所述钛黑或二氧化钛。

48. 一种内窥镜和内窥镜用医疗器具，其特征在于，

所述内窥镜和内窥镜用医疗器具具有将螺旋管、网管以及外皮呈同心圆状地层叠起来而形成的插入部挠性管，

在所述外皮上，沿与所述插入部挠性管的轴向垂直的方向形成有助于识别所述插入部挠性管的插入长度的第一指示标志和与该第一指示标志不同的第二指示标志。

49. 根据权利要求 48 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具，其特征在于，

所述第二指示标志具有制造或销售该内窥镜的商家的名称、该内窥镜的作业号、或该内窥镜的产品名称等中的至少一个。

50. 根据权利要求 48 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具，其特征在于，

所述第一指示标志和所述第二指示标志通过分别对所述外皮照射激光来使其显色而形成。

51. 根据权利要求 50 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具，其特征在于，

所述激光作为点光照射向所述外皮。

52. 根据权利要求 48 所述的内窥镜和内窥镜用医疗器具，其特征在于，

所述第二指示标志通过向所述外皮照射透过掩模的激光来使其显色而形成。

53. 一种内窥镜和内窥镜用医疗器具的显示方法，其特征在于，

在将螺旋管、网管以及外皮依次呈同心圆状地层叠起来而形成的插入部挠性管的所述外皮上，沿与所述插入部挠性管的轴向垂直的方向，形成用于识别所述插入部挠性管的插入长度的第一指示标志以及与该第一指示标志不同的第二指示标志。

## 内窥镜和内窥镜用医疗器具及其显示方法

### 技术领域

本发明涉及通常用于人体体腔内等的观察、检查、诊断及治疗的内窥镜、内窥镜用医疗器具及其显示方法。

### 技术背景

内窥镜通常插入人体的体腔内等，用于进行人体的观察、检查、诊断及治疗。内窥镜具有插入到体腔内等的插入部、和操作该插入部的操作部。插入部由圆筒状的挠性管构成。在插入部带有距离刻度等指示标志，以便例如能够由手术操作者来判断插入到体腔内等的长度。在操作部带有例如厂家名称、标识、产品名称以及除此之外的按钮、控制杆的功能的显示。

使内窥镜带有显示的方法通常使用油墨，使用上墨、压印（パッド印刷）、丝网印刷、笔写等印刷方法。油墨的种类使用例如聚氨酯类（ウレタン系）和环氧类等的油墨。例如，日本特公昭 61-241184 号公报公开了使用光固化型油墨的方法。日本特开 2003-88489 号公报公开了使用氟类油墨的方法。

内窥镜通常通过以下杀菌法来杀菌。杀菌法有使用例如戊二醛类杀菌液、含过氧乙酸的杀菌液、或者含过氧化氢的杀菌液的杀菌法。杀菌法有使用过氧化氢和低温等离子体的杀菌法。杀菌法还有高压蒸汽杀菌法。

在对内窥镜反复实施杀菌时，在利用油墨进行印刷的情况下，会发生印刷的变色、模糊、从基材树脂等的剥离。因此，难以识别所印刷的指示标志、文字等。要有对实施杀菌具有耐性的基材树脂。很多该基材树脂通常缺乏附着力、与油墨的密合性不好、且油墨容易剥离。

在内窥镜中利用油墨进行印刷的衬底是例如聚烯烃类树脂和氟类树

脂等材料。该树脂材料的油墨密合性不好，因此难以进行印刷。

内窥镜在清洗时多会进行擦洗。因而存在因清洗而使印刷模糊的问题。

大部分油墨都含有有机溶剂。大部分油墨存在环境问题和相对于作业者的安全性的问题。使用油墨进行印刷的作业工序在印刷作业方面存在需要干燥室和 UV 照射器等附加设备、准备需要时间，必须储备许多印刷版等问题。

最近的工业制品的显示采用照射激光来使制品带有显示的方法。该方法常用于例如批号、ID 序号的印刷。日本特开平 8-131448 号公报公开了在内窥镜用处置工具装置中使用激光标记等来印刷厂家名称、型号等的技术。日本特开 2004-195030 号公报公开了对内窥镜用医疗器具施加激光标记以获得不易产生劣化的显色体的方法。

日本特公昭 62-59663 号公报公开了通过对树脂照射激光来进行标记的方法。该公报公开了用能量线将可变色的填充剂混合到塑料中并在树脂上进行印刷的技术。日本特公昭 61-41320 号公报公开了通过对含有染料和含硅无机化合物或硅的合成物质的表面照射激光来进行标记的技术。

使用激光标记来得到显色体的显示方法与使用油墨的印刷物相比，在对比度、视认性方面大幅度劣化。因此，该显示方法存在难以看清显示物的问题。

在内窥镜的各部位，通过使用油墨的印刷方法来使其带有所有的各显示。例如，在插入部带有用于识别插入长度的刻度。在操作部带有制造内窥镜的制造者的名称（标识）和产品名称。若使用油墨在内窥镜的各部位进行印刷，则在内窥镜的制造中要耗费很多工时。

如果例如在插入部印刷刻度及制造者的名称（标识），则可减少印刷的工时。刻度相对于插入部的轴沿圆周方向（径向）印刷。制造者的名称（标识）沿插入部的轴向印刷。因此，刻度和制造者的名称（标识）在设计上难以识别。

## 发明内容

关于本发明的第一方面的内窥镜和内窥镜用医疗器具，其至少一部分由热塑性树脂、热固化性树脂或橡胶形成，在热塑性树脂、热固化性树脂或橡胶中具有添加了着色剂/填充剂的部位，所述内窥镜和内窥镜用医疗器具具有显示部，该显示部显示通过向所述部位照射波长为 355nm、532nm 或 1064nm 的 YAG 或 YVO<sub>4</sub> 的脉冲激光使所述部位显色而形成的包括文字、记号的符号。

关于本发明的第二方面的内窥镜和内窥镜用医疗器具，其至少一部分由热塑性树脂、热固化性树脂、橡胶或热塑性弹性体形成，并在热塑性树脂、热固化性树脂、橡胶或热塑性弹性体中，作为着色剂/显色剂/填充剂，添加了 0.001~20 重量份的、平均粒径为 10~80nm 的碳黑，所述内窥镜和内窥镜用医疗器具具有具有显示部，该显示部显示通过向添加了碳黑的部位照射波长为 355nm、532nm 或 1064nm 的 YAG 或 YVO<sub>4</sub> 的脉冲激光来使该部位显色而形成的包括文字、记号的符号。

关于本发明的第三方面的内窥镜，其具有将螺旋管、网管以及外皮呈同心圆状地层叠起来而形成的插入部挠性管，在外皮上，沿与插入部挠性管的轴向垂直的方向形成有用于识别插入部挠性管的插入长度的第一指示标志和与该第一指示标志不同的第二指示标志。

## 附图说明

图 1 是在本发明的内窥镜和内窥镜用医疗器具的第一实施方式中所使用的激光标记装置的概要结构图。

图 2 是表示上述内窥镜和内窥镜用医疗器具所带有的显示部的激光标记的形成作用的示意图。

图 3 是表示用于形成上述内窥镜和内窥镜用医疗器具所带有的显示部的脉冲激光的扫描的示意图。

图 4 是表示用于设定上述内窥镜和内窥镜用医疗器具所带有的显示部的标记条件的标记结果的图。

图 5 是表示用于设定上述内窥镜和内窥镜用医疗器具所带有的显示

部的标记条件的标记结果的图。

图 6 是表示上述内窥镜所带有的各显示部的外观图。

图 7A 是表示上述内窥镜和内窥镜用医疗器具所带有的显示部的图。

图 7B 是表示现有的内窥镜和内窥镜用医疗器具所带有的显示部的图。

图 8 是通过本发明的内窥镜和内窥镜用医疗器具的第二实施方式来表示带有显示部的内窥镜的外观图。

图 9 是带有上述显示部的内窥镜中的插入部挠性管的纵剖面图。

图 10A 是表示上述内窥镜所带有的显示部与现有显示部的比较的图。

图 10B 是表示上述内窥镜所带有的显示部与现有显示部的比较的图。

图 11 是表示上述内窥镜中的插入部挠性管的变形例的纵剖面图。

图 12 是通过本发明的内窥镜的显示方法的第三实施方式来表示带有显示部的内窥镜的外观图。

图 13 是上述内窥镜中的形成有刻度及制造者名称的插入部挠性管的外观图。

图 14 是用于在上述内窥镜上形成各显示部的激光标记装置的结构图。

图 15 是表示上述激光标记装置中的会聚光学系统的聚焦状态的示意图。

### 具体实施方式

下面参照附图来说明本发明的第一实施方式。

图 1 是表示用于通过激光标记来在内窥镜和内窥镜用医疗器具上施加显示部的激光标记装置的概要结构图。Q 开关脉冲激光光源（以下称为脉冲激光光源）1 输出例如波长为 1064nm 的脉冲激光 2。脉冲激光光源 1 使用例如 Nd:YVO<sub>4</sub> 激光器（以下称为 YVO<sub>4</sub> 激光器）。脉冲激光光源 1 也可使用输出波长为 1064nm 的脉冲激光 2 的 Nd:YAG 激光器（以下称

为 YAG 激光器)。YVO<sub>4</sub> 激光器和 YAG 激光器可分别通过各半波长转换来输出波长为 355nm、532nm 的脉冲激光 2。

YAG 激光器的最大输出值根据扫描速度而大幅度变化。另一方面，YVO<sub>4</sub> 激光器对应于扫描速度的变化，最大输出值仅表现出很小的变化。YAG 激光器通常是多模式的。而 YVO<sub>4</sub> 激光器是单模式的。如果是单模式，则通过激光标记获得的显示部在对比度和视认性方面有利。

内窥镜和内窥镜用医疗器具 3 是激光标记的对象物。内窥镜和内窥镜用医疗器具 3 的表面带有显示部，该显示部显示包括文字、记号的符号。为了带有该显示部，YVO<sub>4</sub> 激光器、YAG 激光器都可以使用。特别优选的是使用单模式的 YVO<sub>4</sub> 激光器。

关于内窥镜和内窥镜用医疗器具 3，其至少一部分由热塑性树脂、热固化性树脂或橡胶形成，并且在热塑性树脂、热固化性树脂或橡胶中具有添加了着色剂/填充剂的部位。

内窥镜所使用的树脂，由例如各种工程塑料、各种超级工程塑料、各种热塑性树脂构成。具体可举出聚烯烃、聚乙烯、聚丙烯、聚碳酸酯、丙烯腈-丁二烯-苯乙烯、聚苯乙烯、聚甲醛缩醛（ポリオキシメチレンアセタール）、聚酰胺尼龙、聚对苯二甲酸丁二醇酯、聚砒、聚醚砒、聚氨酯、聚酯、改性聚苯醚（ノリル）、聚醚酰亚胺、聚醚腈（ポリエーテルニトリル）、聚醚醚酮、聚酰亚胺、聚邻苯二甲酰胺（ポリフタルアミド）、聚苯醚（ポリフェニレンレーテル）、聚四氟乙烯等氟类树脂、热塑性聚氨酯等热塑性树脂。

着色剂/填充剂添加例如碳黑、碳酸钙、黑色铁氧化物（黑色鉄酸化物）、钛黑或二氧化钛中的至少一种。

在对热塑性树脂、热固化性树脂或橡胶进行激光标记的情况下，从脉冲激光光源 1 输出的脉冲激光 2 的波长 1064nm、532nm 和 355nm 均可实施激光标记。着色剂/填充剂对于可见光区、紫外线区的波长具有强吸收带。这样，脉冲激光 2 的波长优选为激光输出值低、且能够在不给内窥镜和内窥镜用医疗器具 3 带来损伤的情况下在热塑性树脂、热固化性树脂或橡胶的表面上进行激光标记的 532nm、355nm。通过将 1064nm 波

长转换为四分之一波长来照射波长为 266nm 的脉冲激光，也能够得到良好的显示组成物。

脉冲激光光源 1 具有输出镜 1a 和高反射镜 1b。在输出镜 1a 和高反射镜 1b 之间设有 Q 开关 1c。Q 开关 1c 进行开/关动作。通过 Q 开关 1c 的开/关动作而从脉冲激光光源 1 输出脉冲激光 2。

XY 扫描器 4 设于从脉冲激光光源 1 输出的脉冲激光 2 的光路上。XY 扫描器 4 由 X 轴扫描器 5 和 Y 轴扫描器 6 构成。Y 轴扫描器 6 通过使 Y 轴扫描镜 6a 在箭头 A 方向上摆动，来使从脉冲激光光源 1 输出的脉冲激光 2 在 Y 轴方向进行扫描。X 轴扫描器 5 通过使 X 轴扫描镜 5a 在箭头 B 方向上摆动，来使通过 Y 轴扫描器 6 在 Y 轴方向进行扫描的脉冲激光 2 在 X 轴方向上进行扫描。

f $\theta$  透镜 7 设于通过 XY 扫描器 4 而在 XY 轴方向上进行扫描的脉冲激光 2 的光路上。f $\theta$  透镜 7 将通过 XY 扫描器 4 而在 XY 轴方向上进行扫描的脉冲激光 2 作为点光会聚在内窥镜和内窥镜用医疗器具 3 的表面上。

控制器 8 进行：脉冲激光光源 1 的激光输出动作的开始和其停止、脉冲激光光源 1 的激光输出值的控制、Q 开关 1c 的开关动作的控制、XY 扫描器中的 X 轴扫描器 5 和 Y 轴扫描器 6 的各扫描动作的控制等。

为了提高内窥镜和内窥镜用医疗器具 3 的表面的通过激光标记而带有的显示部的对比度、视认性，需要在显示部的涂满部分处提高通过脉冲激光 2 的照射所形成的显色部的密度。显色部的密度取决于脉冲激光 2 的光点直径、脉冲激光 2 的影线 (hatching) 间隔、脉冲激光 2 的 Q 开关频率 Qf 和脉冲激光 2 的扫描速度 Sp。

当如图 2 所示那样将脉冲激光 2 照射到内窥镜和内窥镜用医疗器具 3 上时，内窥镜和内窥镜用医疗器具 3 中的受脉冲激光 2 照射的部分颜色变为白色系。变色的部分成为显色部 9。

如图 3 所示，对带有显示例如包括数字“1”等文字、记号的符号的显示部的情况进行说明。该情况下，如该图中的放大图所示，脉冲激光 2 按每个脉冲在 XY 轴方向上扫描。这样，由每个脉冲的各脉冲激光 2 所

形成的多个显色部 9 在 XY 轴方向上形成。各显色部 9 中相互相邻的各显色部 9 彼此互不重叠。

为了提高通过脉冲激光 2 的照射所形成的各显色部 9 的密度，要按各内窥镜和内窥镜用医疗器具的材质来设定脉冲激光 2 的光点直径  $r$ 、脉冲激光 2 的影线间隔  $h$ 、脉冲激光 2 的 Q 开关频率  $Q_f$ 、和脉冲激光 2 的扫描速度  $S_p$  等标记条件。

下面对标记条件的设定进行说明。作为标记条件，设定有脉冲激光 2 的输出值、脉冲激光 2 的影线间隔  $h$ 、光点直径  $r$ 、 $f\theta$  透镜 7 的大小、和加工数量等。图 4 和图 5 表示使脉冲激光 2 的扫描速度  $S_p$  和脉冲激光 2 的 Q 开关频率  $Q_f$  分别变化地标记例如符号“□”的结果。

标记的结果因形成各内窥镜和内窥镜用医疗器具 3 的材质而不同。形成各内窥镜和内窥镜用医疗器具 3 的材质是热塑性树脂、热固化性树脂或橡胶，与作为着色剂/填充剂的例如碳黑、碳酸钙、黑色铁氧化物、钛黑或二氧化钛中的至少一种的组合。标记的结果并不限于图 4 及图 5，通过改变标记条件及形成内窥镜和内窥镜用医疗器具 3 的材质，可得到多种结果。

从标记结果可知：通过使脉冲激光 2 的扫描速度  $S_p$  和 Q 开关频率  $Q_f$  变化，各符号“□”的发白色（白癸色）的深浅变化。根据各符号“□”的发白色的深浅来判断对比度、视认性的好坏。选择发白色最好的符号“□”。

但是，要按形成内窥镜和内窥镜用医疗器具 3 的各材质，来根据标记结果确定最适于提高显示部的对比度、视认性的标记条件。例如，确定使形成于内窥镜和内窥镜用医疗器具 3 的显色部 9 与其衬底部的对比度值在例如“3”以上、亮度在 60 以上、色调为  $-20 \sim +20$ 、饱和度为  $-10 \sim +10$  的标记条件。

其结果为，可知：标记条件按以下方式进行调整较好。例如，脉冲激光 2 的光点直径  $r$  为  $5 \sim 100 \mu\text{m}$  的范围内进行调整，脉冲激光 2 的影线间隔  $h$  在  $1 \sim 80 \mu\text{m}$  的范围内进行调整，脉冲激光 2 的 Q 开关频率  $Q_f$  在  $0.1 \sim 100 \text{kHz}$  的范围内进行调整，脉冲激光 2 的扫描速度  $S_p$  在  $1 \sim$

3000mm/sec 的范围内进行调整。特别优选的是调整到这样的程度，脉冲激光 2 的光点直径  $r$  在  $40\mu\text{m}$  以下、脉冲激光 2 的影线间隔  $h$  为  $30\mu\text{m}$ 、脉冲激光 2 的 Q 开关频率  $Q_f$  为 30kHz、脉冲激光 2 的扫描速度  $Sp_2$  为 3000mm/sec。

脉冲激光 2 的最大输出值大一些较好。为了提高显示部的对比度、视认性，在与形成内窥镜和内窥镜用医疗器具 3 的材质的关系中，脉冲激光 2 的最大输出值调整在 0.1~50W 的范围内较好。脉冲激光 2 的平均输出为 0.1~50W。

在内窥镜和内窥镜用医疗器具 3 的表面上照射的脉冲激光 2 的脉冲宽度越小则越能形成进一步提高了对比度、视认性的显示部。由此，脉冲激光 2 的脉冲宽度在 0.1~200ns 的范围内调整。特别优选的是，脉冲激光 2 的脉冲宽度为 10ns。

控制器 8 例如在脉冲激光 2 的光点直径  $r$  ( $=5\sim 100\mu\text{m}$ )、脉冲激光 2 的影线间隔  $h$  ( $=1\sim 80\mu\text{m}$ )、脉冲激光 2 的 Q 开关频率 ( $=0.1\sim 100\text{kHz}$ )、脉冲激光 2 的扫描速度 ( $=1\sim 3000\text{mm/sec}$ ) 的各范围内所设定的标记条件下，分别控制 Q 开关 1c 的开关动作、XY 扫描器 4 中的 X 轴扫描器 5 和 Y 轴扫描器 6 的各扫描速度  $Sp$ 、以及 Q 开关 1c 的 Q 开关频率  $Q_f$ 。

设定部 9 对控制器 8 分别设定例如脉冲激光 2 的光点直径  $r$ 、脉冲激光 2 的影线间隔  $h$ 、脉冲激光 2 的 Q 开关频率  $Q_f$ 、以及脉冲激光 2 的扫描速度  $Sp$ 。

接着，对使用如上所述构成的激光标记装置进行的激光标记进行说明。

从设定部 9 对控制器 8 设定标记条件。标记条件例如为：脉冲激光 2 的光点直径  $r$  为  $5\sim 100\mu\text{m}$ 、脉冲激光 2 的影线间隔  $h$  为  $1\sim 80\mu\text{m}$ 、脉冲激光 2 的 Q 开关频率  $Q_f$  为  $0.1\sim 100\text{kHz}$ 、脉冲激光 2 的扫描速度  $Sp$  为  $1\sim 3000\text{mm/sec}$ 。特别设定以下程度的标记条件：脉冲激光 2 的光点直径  $r$  在  $40\mu\text{m}$  以下、脉冲激光 2 的影线间隔  $h$  为  $30\mu\text{m}$ 、脉冲激光 2 的 Q 开关频率  $Q_f$  为 30kHz、脉冲激光 2 的扫描速度  $Sp$  为  $2\sim 3000\text{mm/sec}$ 。扫描速度  $Sp$  也可 为  $2000\text{mm/sec}$ 。

控制器 8 按照作为所设定的标记条件的脉冲激光 2 的影线间隔  $h$ 、脉冲激光 2 的 Q 开关频率  $Q_f$ 、脉冲激光 2 的扫描速度  $S_p$ ，来分别控制 Q 开关 1c 的开关动作、X 轴扫描器 5 和 Y 轴扫描器 6 的各扫描速度  $S_p$ 、以及 Q 开关 1c 的 Q 开关频率  $Q_f$ 。

从脉冲激光光源 1 输出脉冲激光 2。脉冲激光 2 通过 Y 轴扫描器 6 沿 Y 轴方向扫描，并通过 X 轴扫描器 5 沿 X 轴方向扫描。脉冲激光 2 入射到  $f\theta$  透镜 7。入射到  $f\theta$  透镜 7 的脉冲激光 2 作为点光在内窥镜和内窥镜用医疗器具 3 的表面上扫描。脉冲激光 2 的光点直径  $r$  通过  $f\theta$  透镜 7 会聚，从而形成为  $5\sim 100\mu\text{m}$ ，特别是形成在  $40\mu\text{m}$  以下。

当脉冲激光 2 照射到内窥镜和内窥镜用医疗器具 3 的表面上时，内窥镜和内窥镜用医疗器具 3 中的受脉冲激光 2 照射的部分如，图 2 所示颜色变为白色系，从而形成显色部 9。

而且，脉冲激光 2 按每个脉冲在 XY 轴方向上扫描。由此，如图 3 所示，多个显色部 9 在相互相邻的各显色部 9 彼此不重叠的情况下沿 XY 轴方向形成。此时，为了提高由脉冲激光 2 的照射所形成的各显色部 9 的密度，如图 3 所示，使脉冲激光 2 的影线间隔  $h$  形成为  $1\sim 80\mu\text{m}$ 。特别是脉冲激光 2 的光点直径  $r$  形成为  $40\mu\text{m}$  以下。脉冲激光 2 的影线间隔  $h$  形成为  $30\mu\text{m}$ 。其结果为，在内窥镜和内窥镜用医疗器具 3 的表面上带有包括文字、记号的符号的显示部。

图 6 表示内窥镜 10 的外观图。内窥镜 10 具有插入部挠性管 11、操作部 12、连接器部 13、操作部—连接器部连接管 14。插入部挠性管 11 插入到作为被检体的人体的体腔内等。插入部挠性管 11 具有前端部 11a、弯曲部 11b、和软性部 11c。在前端部 11a 形成有观察窗和照明窗等。操作部 12 用于操作插入部挠性管 11。操作部 12 具有 UD（上、下）角度旋钮、UD 角度解除旋钮、RL（右方向、左方向）角度旋钮、RL 角度解除旋钮、抽吸按钮、和送气/送水按钮等。

内窥镜 10 中的例如插入部挠性管 11、操作部 12、连接器部 13 通过激光标记而分别带有各显示部 15~20。插入部挠性管 11 上带有显示白线指示标志的显示部 15 和显示标识的显示部 16。带有白线指示标志 15 是

为了测量插入部挠性管 11 在体腔内的插入深度。

在操作部 12 上带有例如显示内窥镜 10 的机种名和标识的显示部 17；显示 UD 角度旋钮、UD 角度解除旋钮、RL 角度旋钮、RL 角度解除旋钮等的各角度的显示部 18；以及显示抽吸按钮、送气/送水按钮等各按钮的显示部 19。

连接器部 13 与图像等的信号处理装置等连接。在连接器部 13 上带有显示例如厂家名称和标识的显示部 20。

图 7A、图 7B 表示本申请发明与现有显示部的比较。图 7A 表示在本申请发明的内窥镜 10 所带有的显示部 15 的一个示例。图 7B 表示现有的通过激光标记而带有的显示部。从这些显示部的比较可知：本申请发明的内窥镜 10 所带有的显示部 15 比现有显示部在对比度、视认性方面更为优秀。

下面参照表 1 来对各实施例 1~6 和现有例、比较例进行说明。

表 1

显示方法		现有例 1	比较例	实施例 1	实施例 2	实施例 3	实施例 4	实施例 5	实施例 6
		油墨	激光						
热塑性弹性体		聚酯 100							
树脂组成物	碳黑	1				1			
	碳酸钙					0.1			
	黑色铁氧化物					0.1			
	钛黑		10						
	二氧化钛								1
	激光器种类		YAG	YAG			YVO <sub>4</sub>		
	波长 (nm)		1064	1064	532	355	1064	532	355
	涂满的影线间隔 (μm)		100	30	30	30	30	30	30
	激光光点直径 (μm)		100	80	30	10	30	10	10
	激光最大输出 (kW)		30	100	20	8	30	10	8
	平均输出 (W)		50	35	10	6	10	6	6
	激光的脉冲宽度 (ns)		150	100	50	20	10	7	5
	Q 开关频率		25	25	30	30	35	30	30
	扫描速度		2000	2000	2000	2000	2000	2000	2000
	对比度	3 以上	2	3 以上	3 以上	3 以上	3 以上	3 以上	3 以上
	视认性		4	2	1	1	3	1	1

各实施例 1~6 表示在由作为热塑性树脂的聚酯树脂形成的内窥镜 10 上实施激光标记的结果。内窥镜 10 由热固化性树脂或橡胶形成也能得到同样的效果。

树脂组成物相对于 100 重量份的聚酯树脂以重量来表示着色剂/填充剂的量。各实施例 1~6、比较例表示这样的结果：在 100 重量份的热塑性聚酯树脂中，作为着色剂/填充剂，添加 1 重量份的碳黑、0.1 重量份的碳酸钙、0.1 重量份的黑色铁氧化物、1 重量份的二氧化钛，向添加了该着色剂的热塑性聚酯树脂照射脉冲激光 2，从而得到了白色显示部。这些实施例 1~6 表示改变脉冲激光 2 的照射条件时的各结果。比较例表示在以往进行的脉冲激光 2 的照射条件下的结果。

脉冲激光 2 的照射条件为：作为激光器种类（激光光源 1）的 YAG 激光器、YVO<sub>4</sub> 激光器、波长、影线间隔 h、光点直径 r、最大输出值、平均输出、脉冲宽度、Q 开关频率 Qf 和扫描速度 Sp。

现有例表示使用白色的热固化性聚氨酯类油墨在黑色的热塑性聚酯树脂上实施白色显示的结果。

从该表得到了对比度和视认性的评价结果。对比度是利用辉度计测量的结果。视认性是与利用油墨进行印刷相比较的通过目视得到的评价结果。各实施例 1~6 均得到“3”以上的对比度。与之相对，现有例的对比度为“3”以上，而比较例的对比度为“2”。

视认性以例如四个等级“1”~“4”进行评价。等级“1”具有不比油墨逊色的发白性，具有非常好的视认性。等级“2”与油墨相比发白性稍差，但具有良好的视认性。等级“3”与油墨相比发白性差，视认性不好。等级“4”几乎不能识别，视认性不好。

在上述表中，表示用コニカミノルタ（柯尼卡美能达）制分光比色仪（色彩分光計）按作为记载于 JISZ8729 中的手法 L\* a\* b\* 色度计针对现有例、比较例、实施例 1~6 的颜色测量明度 L\*、色调 a\*、饱和度 b\* 的结果。L\* 值越大，a\*、b\* 越小，颜色越白。根据该测量，现有例的油墨 L\* 值大，为优质白色。实施例 1~6 的 L\* 值在 60 以上，具有良好的视认性。

根据以上的评价结果可知：如果是实施例 1~6 的各脉冲激光 2 的照射条件，则实施例 1~6 皆具有良好的对比度、视认性。实施例 1~6 能够得到即使与油墨印刷物相比较也并不逊色的利用激光标记所形成的显示。与之相对，如果是以往的脉冲激光的照射条件（比较例），则对比度差、视认性不好，本申请的发明（实施例 1~6）更为优良。

这样，根据上述第一实施方式，在形成内窥镜 3 的热塑性树脂、热固化性树脂或橡胶中添加着色剂，并显示通过对添加了该着色剂的部位照射波长为 355nm、532nm 或 1064nm 的 YAG 或 YVO<sub>4</sub> 的脉冲激光来使其显色而形成的包括文字、记号的符号。由此，可使内窥镜 10 的表面带有对比度为“3”以上、且具有不比油墨印刷物逊色的发白性、和非常好的视认性的各显示部 15~20。

内窥镜 10 通常通过以下杀菌法来杀菌：使用戊二醛类杀菌液、含过氧化乙酸的杀菌液、或者含过氧化氢的杀菌液的杀菌法；使用过氧化氢和低温等离子体的杀菌法；或者高压蒸汽杀菌法。即使实施所述的杀菌，内窥镜 10 所带有的各显示部 15~20 也不会出现剥离或因变色而看不清的情况。

虽然内窥镜 10 在清洗中多采用擦洗，但各显示部 15~20 不会因该清洗而模糊。

如果是通过激光标记来使内窥镜 10 带有各显示部 15~20 的方法，则不使用含有有机溶剂的油墨。这样，可不对环境产生影响，而且能够提高相对于作业者的安全性。

激光标记能够高速地使内窥镜 10 带有各显示部 15~20。这样，可设置成制造内窥镜 10 的高速流水线。

内窥镜 10 的例如插入部挠性管 11、操作部 12 和连接器部 13 等各部分在用于人体的观察、检查、诊断及治疗时与手术操作者和体腔内等接触的机会多。即使在这些部分带有各显示部 15~20，各显示部 15~20 也不会变色或模糊。

因此，能够清楚地确认操作部 12 上的显示部 18 和显示部 19，显示部 18 显示 UD 角度旋钮、UD 角度解除旋钮、RL 角度旋钮、RL 角度解

除旋钮等的各角度；显示部 19 显示抽吸按钮、和送气/送水按钮等各按钮。由此，能够提高操作性。特别是插入部挠性管 11 所带有的各显示部 15、16 因插入到体腔内等而与体腔内接触，但其不会因该接触而变色或模糊。由此，可清楚地确认距离刻度等白线指示标志，能够准确地判断插入到体腔内等的长度。

再有，上述第一实施方式也可进行下述变形。

在上述一个实施方式中，对在由热塑性树脂、热固化性树脂或橡胶形成的内窥镜 10 上实施激光标记的情况进行了说明，但并不限于此。例如，也可对不锈钢等金属材料实施清楚的激光标记。

在上述一个实施方式中，对主要使内窥镜 10 带有各显示部 15~20 的情况进行了说明，但并不限于此。在作为与内窥镜 10 一起使用的内窥镜类的内窥镜用医疗器具，例如活检钳、转动夹具装置、高频息肉切除圈套器等处置工具，也能够于热塑性树脂、热固化性树脂或橡胶中添加着色剂，并显示通过对添加了该着色剂的部位照射波长为 355nm、532nm 或 1064nm 的 YAG 或 YVO<sub>4</sub> 的脉冲激光来使其显色而形成的包括文字、记号的符号。

根据上述第一实施方式，如果在形成内窥镜 10 和处置工具等内窥镜用医疗器具的热塑性树脂、热固化性树脂或橡胶中添加着色剂、并对添加了该着色剂的部位照射波长为 355nm、532nm 或 1064nm 的 YAG 或 YVO<sub>4</sub> 的脉冲激光，则能够制造出带有显示显色形成的包括文字、记号的符号的显示部的内窥镜 10 以及处置工具等内窥镜用医疗器具。

内窥镜和内窥镜用医疗器具 3 的至少一部分由热塑性树脂、热固化性树脂或橡胶形成。在热塑性树脂、热固化性树脂或橡胶上具有添加着色剂和填充剂的部位。向该部位照射波长为 266nm 的 YAG、YVO<sub>4</sub> 的脉冲激光。这样，内窥镜和内窥镜用医疗器具 3 具有显示部，该显示部显示使照射了脉冲激光的部位显色而形成的包括文字、记号的符号。

接着，参照附图来说明本发明的第二实施方式。另外，与图 6 相同的部分标以相同标号并省略其详细说明。

图 8 表示内窥镜 10 的外观图。内窥镜 10 的例如插入部挠性管 11、

操作部 12、连接器部 13 上,分别通过图 1 所示的激光标记装置的激光标记而带有各显示部 21、22、17~19、20。

例如,在插入部挠性管 11 上带有各显示部 21、22。显示部 21 显示刻度(视认标记) 23 及其数值 24。带有刻度 23 是为了测量插入部挠性管 11 在体腔内的插入深度。数值 24 表示插入部挠性管 11 的插入深度。数值 24 由例如“1、2、3、…”构成。刻度 23 和数值 24 分别如后述那样通过显色剂的显色而形成。刻度 23 沿例如插入部挠性管 11 的长度方向以 10cm 间隔(间距)以及 1~10cm 的宽度形成。刻度 23 的间隔可任意设定。显示部 22 表示标识。

参照图 9 所示的插入部挠性管 11 的纵剖面图来说明插入部挠性管 11 上带有的刻度 23。插入部挠性管 11 具有圆筒状的螺旋管 25。在螺旋管 25 的外周面形成有网状管 26。在网状管 26 的外周面形成有外皮 27。外皮 27 的外周面上形成有包覆层 28。外皮 27 的外周面上形成有刻度 23 及表示插入深度的数值 24(图 2 中未图示)。

外皮 27 以树脂材料为主材料。外皮 27 通过在树脂材料中含有通过照射脉冲激光而显色的作为着色剂/显色剂/填充剂的碳黑而形成。

形成外皮 27 的树脂材料只要具有挠性(柔软性)即可。具体来说,树脂材料不特别限定,例如可举出:聚乙烯、聚丙烯、乙烯-丙烯共聚体、乙烯-乙酸乙烯共聚体(EVA)等聚烯烃、环状聚烯烃、改性聚烯烃、聚氯乙烯、聚偏氯乙烯、聚苯乙烯、聚酰胺、聚酰亚胺、聚酰胺酰亚胺、聚碳酸酯、聚(4-甲基戊烯-1)、离聚物、丙烯酸类树脂、聚甲基丙烯酸甲酯、丙烯腈-丁二烯-苯乙烯共聚体(ABS 树脂)、丙烯腈-苯乙烯共聚体(AS 树脂)、丁二烯-苯乙烯共聚体、聚甲醛、聚乙烯醇(PVA)、乙烯-乙烯醇共聚体(EVOH)、聚对苯二甲酸乙二醇酯(PET)、聚对苯二甲酸丁二醇酯(PBT)、聚对苯二甲酸环己烷对二甲醇酯(PCT)等聚酯、聚醚、聚醚酮(PEK)、聚醚醚酮(PEEK)、聚醚酰亚胺、聚缩醛(POM)、聚苯醚、改性聚苯醚、聚砜、聚醚砜、聚苯硫醚、多芳基化合物、芳香族聚酯(液晶聚合物)、聚四氟乙烯、聚偏氟乙烯、其它氟类树脂、聚苯乙烯类、聚烯烃类、聚氯乙烯类、聚氨脂类、聚酯类、聚酰

胺类、聚丁二烯类、反式聚异戊二烯类、氟化橡胶类、氯化聚乙烯类等各种可塑性弹性体、尿素树脂、密胺树脂、二甲苯树脂、聚酯树脂、环氧树脂、酚醛树脂、呋喃树脂、聚丁二烯树脂、聚氨酯树脂等热固化性树脂、天然橡胶(NR)、异戊二烯橡胶(IR)、丁二烯橡胶(BR、1,2-BR)、苯乙烯-丁二烯橡胶(SBR)等丁二烯类橡胶、氯丁二烯橡胶(CR)、丁二烯-丙烯腈橡胶(NBR)等二烯类特种橡胶、丁基橡胶(IIR)、乙烯-丙烯橡胶(EPM、EPDM)、丙烯类橡胶(ACM、ANM)、卤化丁基橡胶(X-IIR)等烯炔类橡胶、氨基甲酸乙酯橡胶(AU、EU)等聚氨酯类橡胶、氯醚橡胶(CO、ECO、GCO、EGCO)等醚类橡胶、聚硫橡胶(T)等聚硫类橡胶、硅橡胶(Q)、氟橡胶(FKM、FZ)、氯化聚乙烯(CM)等各种橡胶或以它们为主的共聚体、混合体、聚合物合金等。可将这些物质中的一种或两种以上组合起来使用。

在这些树脂材料中,特别优选为聚氨酯类、聚苯乙烯类、聚酯类、聚烯炔类的热塑性弹性体、聚乙烯、聚丙烯。这些聚氨酯类、聚苯乙烯类、聚酯类、聚烯炔类的热塑性弹性体、聚乙烯、聚丙烯耐药品性优良。由此,可提高对内窥镜10反复进行清洗、消毒、杀菌处理的耐久性。

外皮27的平均厚度为可保护配设在插入部挠性管11内的内置物的厚度。只要不妨碍插入部挠性管11的挠性/弯曲性,外皮27的平均厚度没有特别限定。外皮27的平均厚度优选为例如100~3000 $\mu\text{m}$ 的程度。外皮27的平均厚度进一步优选为200~1000 $\mu\text{m}$ 的程度。

作为显色剂使用碳黑。碳黑在粒径为100nm以上时,分散不充分且容易出现显色不均匀。由此,碳黑具有10~80nm的平均粒径。更为优选的是碳黑具有12~40nm的平均粒径。碳黑相对于形成外皮27的树脂材料在0.001~25重量份中优选为1~5重量份。

作为着色剂优选黑色铁氧化物和钛黑。为增加白色度,作为着色剂优选为二氧化钛和碳酸钙。

作为除此之外的添加剂,可举出例如无机填充材料、润滑剂、可塑剂、各种稳定剂(例如防氧化剂、光稳定剂、防静电剂、防粘连剂)、起模剂、阻燃剂、偶合剂、X射线造影剂等。其中,作为润滑剂,可列举

出例如硬酯酸、山萘酸或其酯和盐、巴西棕榈蜡、聚乙烯蜡类、各种表面活性剂等。

对刻度（视认标记）23 的形成方法进行说明。刻度 23 通过以下方式形成：对含有显色剂的外皮 27 的外表面的预定部位照射脉冲激光，利用其该能量使显色剂显色。

照射的脉冲激光可举出例如二氧化碳气体激光器、He-Ne 激光器、红宝石激光器、半导体激光器、氩激光器、受激准分子激光器、YVO<sub>4</sub> 激光器、YAG 激光器等。这些激光器功率大且具有强力熔化形成外皮 27 的树脂材料的表面的作用。

在对热塑性树脂、热固化性树脂或橡胶进行激光标记的情况下，脉冲激光 2 的波长 1064nm、532nm、355nm 均可进行激光标记。

因此，作为脉冲激光光源 1，使用输出例如波长为 1064nm 的脉冲激光 2 的 Nd: YVO<sub>4</sub> 激光器（以下称为 YVO<sub>4</sub> 激光器）。脉冲激光光源 1 也可使用输出例如波长为 1064nm 的脉冲激光 2 的 Nd: YAG 激光器（以下称为 YAG 激光器）。这些 YAG 激光器和 YVO<sub>4</sub> 激光器通过半波长转换可输出波长为 355nm、532nm 的脉冲激光 2。

在对热塑性树脂、热固化性树脂、橡胶或热塑性弹性体进行激光标记的情况下，从脉冲激光光源 1 输出的脉冲激光 2 的波长 1064nm、532nm、355nm 均可进行激光标记。

着色剂/显色剂/填充剂对于可见光区、紫外线区的波长具有强吸收带。这样，脉冲激光 2 的波长优选为激光输出值低、且能够在不给内窥镜 10 带来损伤的情况下在热塑性树脂、热固化性树脂、橡胶或热塑性弹性体的表面上实施激光标记的 532nm、355nm。通过将波长 1064nm 波长转换为四分之一波长来照射波长为 266nm 的脉冲激光，也能够获得良好的显示组成物。

下面，对使用激光标记装置的激光标记进行说明。

从设定部 9 对控制器 8 设定标记条件。关于标记条件，例如在以下的各范围内设定标记条件：脉冲激光 2 的光点直径  $r$  为 5~100 $\mu\text{m}$ 、脉冲激光 2 的影线间隔  $h$  为 1~80 $\mu\text{m}$ 、脉冲激光 2 的 Q 开关频率  $Q_f$  为 0.1~

100kHz、脉冲激光 2 的扫描速度  $S_p$  为 1~3000mm/sec。

特别设定以下程度的标记条件：脉冲激光 2 的光点直径  $r$  为 40 $\mu\text{m}$  以下、脉冲激光 2 的影线间隔  $h$  为 30 $\mu\text{m}$ 、脉冲激光 2 的 Q 开关频率  $Q_f$  为 30kHz、脉冲激光 2 的扫描速度  $S_p$  为 2~3000mm/sec。

控制器 8 按照作为所设定的标记条件的脉冲激光 2 的影线间隔  $h$ 、脉冲激光 2 的 Q 开关频率  $Q_f$ 、脉冲激光 2 的扫描速度  $S_p$ ，来分别控制 Q 开关 1c 的开关动作、XY 扫描器 4 中的 X 轴扫描器 5 和 Y 轴扫描器 6 的各扫描速度  $S_p$ 、Q 开关 1c 的 Q 开关频率  $Q_f$ 。

由此，从脉冲激光光源 1 输出的脉冲激光 2 通过 Y 轴扫描器 6 沿 Y 轴方向扫描，并通过 X 轴扫描器 5 沿 X 轴方向扫描，并且入射到  $f\theta$  透镜 7。入射到  $f\theta$  透镜 7 的脉冲激光 2 作为点光扫描在内窥镜 10 的表面上。此时的脉冲激光 2 的光点直径  $r$  通过  $f\theta$  透镜 7 会聚，从而形成为 5~100 $\mu\text{m}$ ，特别形成为 40 $\mu\text{m}$  以下。

当脉冲激光 2 照射在内窥镜 10 的要形成刻度 23 的外皮 27 的表面上时，外皮 27 颜色变为白色系。脉冲激光 2 按每个脉冲在 XY 轴方向上扫描。这样，通过扫描而照射脉冲激光 2 的外皮 27 的部分颜色变为白色系。

即，在照射脉冲激光 2 前，外皮 27 的外表面的色彩呈黑色。在将脉冲激光 2 照射向外皮 27 的外表面时，外皮 27 所含的碳黑吸收脉冲激光 2，存在于该照射部分的碳气化。在该阶段的黑色成分消失或变少。

外皮 27 的树脂成分吸收脉冲激光 2 并将光转换成热。此时产生的热使热塑性树脂的高分子分解并发泡。由此，由于在发泡的部分和没有照射脉冲激光 2 的部分折射率不同，所以没有变为黑色。但是，照射了脉冲激光 2 的部分的外皮 27 的表面发生漫反射，而白色化。其结果为在内窥镜 10 上形成了刻度 23。

在内窥镜 10 的例如插入部挠性管 11、操作部 12、连接器部 13 上，除了由刻度 23 和数值 24 所构成的显示部 21 外，还通过激光标记而带有各显示部 22、17~19、20。各显示部 22、17~19、20 也是通过向内窥镜 10 的外皮 27 照射脉冲激光 2 使外皮 27 的部分颜色变为白色系而形成。

图 10A、图 10B 表示本发明与现有技术的比较。图 10A 表示本发明

的内窥镜 10 所带有的显示部 21 的数值 24 的一个示例。图 10B 表示通过以往的激光标记而带有的显示部。从这些显示部的比较可知：本发明内窥镜 10 所带有的显示部 21 比现有显示部在对比度、视认性上优秀。

下面，参照表 2 来对各实施例“1”~“3”与现有例、比较例进行说明。

表 2

	现有例	比较例	实施例“1”	实施例“2”	实施例“3”
显示方法	油墨	激光	激光	激光	激光
挠性管树脂	黑色热塑性弹性体	黑色热塑性弹性体	黑色热塑性弹性体	黑色热塑性弹性体	黑色热塑性弹性体
激光器种类		YAG	YAG	YVO <sub>4</sub>	YVO <sub>4</sub>
波长 (nm)		1064	1064	532	355
激光最大输出		100	100	20	8
激光光点直径		100	100	40	30
评价实验 A	○	×	○	○	○
评价实验 B	○	×	○	○	○
评价实验 C	○	×	○	○	○

作为各显示部 22、17~19、20 的形成方法，各实施例“1”~“3”与比较例使用通过照射来自 YAG 及 YVO<sub>4</sub> 的激光所进行的激光标记，而

现有例是使用油墨的显示。

各实施例“1”～“3”、现有例和比较例分别使用黑色热塑性弹性体来作为插入部挠性管 11 的树脂。

在各实施例“1”～“3”中，脉冲激光 2 的波长分别为 1064nm、532nm、355nm。在比较例中，脉冲激光 2 的波长为 1064nm。

在各实施例“1”～“3”中，脉冲激光 2 的最大输出分别为 100“单位”、20“单位”、8“单位”。在比较例中，脉冲激光 2 的最大输出为 100“单位”。

在各实施例“1”～“3”中，脉冲激光 2 的光点直径  $r$  分别为 100 $\mu\text{m}$ 、40 $\mu\text{m}$ 、30 $\mu\text{m}$ 。在比较例中，脉冲激光 2 的光点直径  $r$  为 100 $\mu\text{m}$ 。

下面，对各实施例“1”～“3”的碳的平均粒径和组成配方进行说明。

实施例“1”是挠性管树脂组成配方，其包括：100 重量份的聚烯烃人造橡胶；10 重量份的平均粒径为 20nm 的碳黑；20 重量份的平均粒径为 5nm 的碳酸钙；0.1 重量份的平均粒径为 0.5 $\mu\text{m}$  的黑色铁氧化物；0.1 重量份的平均粒径为 0.1 $\mu\text{m}$  的钛黑。

实施例“2”包括：100 重量份的聚烯烃人造橡胶；3 重量份的平均粒径为 20nm 的碳黑；20 重量份的平均粒径为 5nm 的碳酸钙；1 重量份的平均粒径为 0.5 $\mu\text{m}$  的黑色铁氧化物；0.1 重量份的平均粒径为 0.1 $\mu\text{m}$  的钛黑。

实施例“3”包括：100 重量份的聚烯烃人造橡胶；1 重量份的平均粒径为 20nm 的碳黑；30 重量份的平均粒径为 7nm 的碳酸钙。

现有例“1”，在与实施例“1”一样地制作出芯材后，在该芯材的外周通过挤压成形来包覆由不含显色剂的聚氨酯类热塑性弹性体（ディーアイシーバイエルポリマー株式会社制造，バンデックス）构成的外皮（平均厚度为 0.4mm）。

接着，在外皮的外表面通过印刷聚氨酯类涂料（油墨）来形成刻度。由此得到了插入部挠性管。

然后，使用该插入部挠性管来制造出如图 8 所示那样的内窥镜 10（上

部消化道用内窥镜)。

“比较例”，在与实施例“1”一样地制作出芯材后，在该芯材的外周通过挤压成形来包覆由不含显色剂的聚氨酯类可塑性人造橡胶（ディーアイシーバイエルポリマー株式会社制造，バンデックス）构成的外皮 22（平均厚度为 0.4mm）。

接着，在外皮的外表面通过使用 YAG 和 YVO<sub>4</sub> 激光器进行激光加工来形成由凹凸部构成的刻度。由此获得了插入部挠性管。使用该插入部挠性管制造出如图 8 所示那样的内窥镜 10（上部消化道用内窥镜）。

下面，说明针对在各实施例“1”～“3”、比较例和现有例中制造出的各内窥镜 10 进行的各评价实验“A”“B”“C”。

评价实验“A”（白色度评价），是对在各实施例“1”～“3”和比较例中制造出的各内窥镜 10 利用白色度计（日本電色工業株式会社制造，NW-1）来分别测定刻度 23 的白色度（L 值），并按照以下两个等级的基准来进行评价。在表中，“○”表示 60%以上，“×”表示不满 60%。

评价实验“B”（视认性评价），是对在各实施例“1”～“3”、比较例和现有例中制造出的各内窥镜 10 通过目测来分别确认刻度 23，并按照以下四个等级的基准来评价其视认性。在表中，“☆”表示非常好，“○”表示较好，“△”表示稍差，“×”表示差。

评价实验“C”，是将在各实施例“1”～“3”和比较例中制造出的各内窥镜 10 用使用强酸性水的消毒装置来进行循环消毒 300 次（条件：pH2.5±0.2、氧化还原电位 1100mV、有效氯浓度 50ppm）。在循环 300 次结束后，通过目测来确认刻度，并按照以下四个等级的基准来进行评价。

在表中，“☆”表示刻度 23 保持鲜明的状态，而且外皮 27 也没有劣化。“○”表示虽然刻度 23 稍微变得不鲜明，但外皮 27 没有劣化。“△”表示刻度 23 不鲜明，刻度 23 附近的外皮 27 上有裂纹。“×”表示刻度 23 完全不能确认，而且刻度 23 附近的外皮 27 的裂纹很明显。

从表 1 所示的各实施例“1”～“3”可知：本发明的激光标记皆表现出优良的特性。在各实施例“1”～“3”中制造出的各内窥镜 10 的刻

度 23 的白色度 (L 值) 都很高, 而且视认性也非常好。而且, 在各实施例 “1” ~ “3” 中制造出的各内窥镜 10 即使在评价实验 “C” 中循环消毒 300 次结束后, 刻度 23 仍保持鲜明的状态。

与此相对, 在比较例中制造出的内窥镜, 在刚制造完后, 刻度 23 的白色度 (L 值) 低, 而且视认性也不好。在评价实验 “C” 中, 在循环消毒 300 次结束后, 通过用酒精进行擦拭, 刻度 23 剥离。

这样, 根据上述第二实施方式, 在热塑性弹性体中添加 0.001~20 重量份的、平均粒径为 10~80nm 的碳黑, 并向该添加了碳黑的部位照射波长为 355nm、532nm 或 1064nm 的 YAG 或 YVO<sub>4</sub> 的脉冲激光。由此, 使添加了碳黑的部位显色, 从而形成由刻度 23 和数值 24 构成的显示部 21、内窥镜 10 的机种名和标识、以及各按钮等各显示部 22、17~19、20。其结果为, 通过激光标记, 可使内窥镜 10 带有具有即使与油墨印刷相比也不逊色的优良对比度和视认性的、清楚的各显示部 21、22、17~19、20。

刻度 23 通过照射脉冲激光 2 使显色剂显色而形成, 所以其自身难以产生剥离、消失、退色等。

在通过印刷来在外皮 27 的外表面上形成刻度 23 的情况下, 必须要有油墨的干燥工序。如果是本发明的激光标记, 则不需要油墨的干燥工序, 而且具有能够在短时间内形成刻度 23 的优点。

另外, 上述第二实施方式可进行如下变形。

图 11 表示内窥镜 10 中的插入部挠性管 29 的纵剖面图。插入部挠性管 29 从在上述第二实施方式中说明的插入部挠性管 11 去除了包覆层 28。在插入部挠性管 29 的外皮 27 的外周面, 形成有刻度 23 和图 11 中未图示的表示插入深度的数值 24。

与上述第二实施方式一样, 刻度 23 和数值 24 通过以下方式形成: 在热塑性弹性体中添加 0.001~20 重量份的、平均粒径为 10~80nm 的碳黑, 通过向添加了该碳黑的部位照射波长为 355nm、532nm 或 1064nm 的 YAG 或 YVO<sub>4</sub> 的脉冲激光, 以使该部位显色。另外, 除了由刻度 23 和数值 24 所构成的显示部 21 之外, 与上述第二实施方式同样地, 在内窥镜

10 上还形成有内窥镜 10 的机种名及标识、各按钮等各显示部 22、17~19、20。

当然，即使是在内窥镜 10 的插入部挠性管 290 上等形成的各显示部 21、22、17~19、20，也可获得与上述第二实施方式的效果相同的效果。

在上述第二实施方式中，虽然使外皮 27 为单层，但并不限于此。外皮 27 也可以使其半径方向的一部分或全部由多层的层叠体来构成。该情况下，只要至少最外层形成为与上述第二实施方式中使用的外皮 27 的组成相同的组成即可。

虽然上述第二实施方式对在由热塑性树脂、热固化性树脂、橡胶或热塑性弹性体形成的内窥镜 10 上实施激光标记的情况进行了说明，但并不限于此。例如，也能够对不锈钢等金属材料进行清楚的标记。

虽然上述第二实施方式主要对使内窥镜 10 带有各显示部 21、22、17~19、20 的情况进行了说明，但并不限于此。对于作为与内窥镜 10 一起使用的内窥镜用医疗器具，例如活检钳、转动夹具装置、高频息肉切除圈套器等处置工具，也能够对热塑性树脂、热固化性树脂、橡胶或热塑性弹性体中，作为着色剂/显色剂/填充剂添加 0.001~20 重量份的、平均粒径为 10~80nm 的碳黑，并显示通过向添加了该碳黑的部位照射波长为 355nm、532nm 或 1064nm 的 YAG 或 YVO<sub>4</sub> 的脉冲激光使其显色而形成的包括文字、记号的符号。

本发明可制造出带有各显示部 21、22、17~19、20 的内窥镜 10 和处置工具等内窥镜用医疗器具，所述各显示部包括文字、记号的符号，所述符号是通过在形成内窥镜 10 和处置工具等内窥镜用医疗器具的热塑性树脂、热固化性树脂、橡胶或热塑性弹性体中，作为着色剂/显色剂/填充剂，添加 0.001~20 重量份的、平均粒径为 10~80nm 的碳黑，并向该添加了碳黑的部位照射波长为 355nm、532nm 或 1064nm 的 YAG 或 YVO<sub>4</sub> 的脉冲激光使其显色而形成的。

接着，参照附图来对本发明的第三实施方式进行说明。另外，对于与图 6 相同的部分标以相同的标号并省略其详细说明。

图 12 表示内窥镜 10 的外观图。在内窥镜 10 上，在例如插入部挠性

管 11、操作部 12、连接器部 13 上通过激光标记而分别形成各显示部 30、17~20。激光标记是这样形成的：通过向插入部挠性管 11、操作部 12、连接器部 13 分别照射激光束，或者使插入部挠性管 11、操作部 12、连接器部 13 中分别含有着色剂/显色剂/填充剂，并向含有该着色剂/显色剂/填充剂的部位照射激光束来使显色剂显色。

插入部挠性管 11 上形成有显示部 30。显示部 30 形成用于测量在体腔内的插入深度的、作为第一指示标志的多个指示标志线（刻度、视认标记）31；和作为第二指示标志的制造内窥镜的制造者的名称（标识）32。

多个指示标志线 31 分别沿插入部挠性管 11 的轴向每隔预定间隔形成。各指示标志线 31 的间隔可任意设定。也可以使插入部挠性管 11 带有沿各指示标志线 31 表示插入深度的数值例如“1、2、3...”。

图 13 表示形成有指示标志线 31 和制造者的名称（标识）32 的插入部挠性管 11 的外观图。插入部挠性管 11 具有圆筒状的螺旋管 33。螺旋管 33 的外周面上包覆有网状管 34。在网状管 34 的外周面包覆有作为外皮的柔性管 35。因此，插入部挠性管 11 是将螺旋管 33、网状管 34 和柔性管 35 呈同心圆状地层叠起来的结构。在螺旋管 33 的内部，插穿有光学纤维束和管等各种内置物。这样，插入部挠性管 11 形成为具有圆形截面的细长管状。

在插入部挠性管 11 的外周面，形成有多个指示标志线 31 和“ABCD”等制造者的名称（标识）32。多个指示标志线 31 从例如前端部 11a 以预定间隔例如 10cm 的间隔（间距），在与插入部挠性管 11 的轴向垂直的方向、即在沿着插入部挠性管 11 的外周面的径向上，以 1~10mm 的宽度形成。

制造者的名称（标识）32 在插入部挠性管 11 的基端沿与指示标志线 31 的形成方向相同的方向、即沿插入部挠性管 11 的外周面的径向形成。

图 14 表示用于在内窥镜 10 的例如插入部挠性管 11、操作部 12 及连接器部 13 上分别形成各显示部 30、17~20 的激光标记装置的结构图。激光光源 36 出射脉冲激光束，其使用例如 YAG 激光器或 YVO<sub>4</sub> 激光器。

在激光光源 36 的出射端 37 连接有光纤 38 的一端。光纤 38 的另一端连接于会聚光学系统 39。该光纤 38 的芯径例如为数百  $\mu\text{m}$ 。

会聚光学系统 39 使在光纤 38 中传送来的、来自激光光源 36 的激光束在插入部挠性管 11 的外周面会聚而成为点光。会聚光学系统 39 的光学倍率例如为 0.5~2 倍的程度。光纤 38 的芯径如上所述例如为数百  $\mu\text{m}$ 。由此，通过会聚光学系统 39 会聚的激光束的束腰直径为 1mm 左右。

当使会聚光学系统 39 散焦时，激光束的束径增大或减小。由此，激光束的束径相对于各显示部 30、17~20 的各种显示的大小分别形成为最适当的束径。

会聚光学系统 39 如图 15 所示在精确聚焦的状态下使激光束的束径  $d$  为最小。随着距离精确聚焦位置的散焦量变大，会聚光学系统 39 的激光束的束径  $d$  增大。与之相伴，激光束的光束强度的峰值变小。即使束径通过散焦而改变，激光束的强度分布也总是为接近高斯分布的分布。在图 15 中，A-A 表示会聚光学系统 39 的精确聚焦位置。激光束的束径  $d$  表示自精确聚焦位置离开距离  $k$  的位置处的束径。

自动机 40 握住会聚光学系统 39。自动机 40 将通过会聚光学系统 39 会聚的激光束移动到插入部挠性管 2 的指定位置处。例如，在激光标记指示标志线 31 和制造者的名称（标识）32 的情况下，自动机 40 使插入部挠性管 11 中的柔性管 35 上的激光束的照射位置按照指示标志线 31 和制造者的名称（标识）32 的形状移动。

自动机 40 具有：沿 X 轴方向设置的架台 41；可沿 X 轴方向移动地设置在架台 41 上的支柱 42；可沿 Y 轴方向和 Z 轴方向移动地设置在支柱 42 上的支撑臂 43。在支撑臂 437 的前端部设有会聚光学系统 39。

下面，对使用如上构成的激光标记装置来在内窥镜 10 上形成显示部 30 的形成方法进行说明。

插入部挠性管 11 沿与架台 41 平行的 X 轴方向配置。

从激光光源 36 出射脉冲激光束。激光束通过光纤 38 传送并入射到会聚光学系统 39。会聚光学系统 39 使在光纤 38 中传送来的激光束会聚于插入部挠性管 11 的外周面。

在该状态下，为了使插入部挠性管 11 的柔性管 35 上的激光束的照射位置，按照指示标志线 31 和制造者的名称（标识）32 的形状移动，自动机 40 使支柱 42 在架台 41 上沿 X 轴方向移动。并且，自动机 40 使支撑臂 43 相对于支柱 42 沿 Y 轴方向移动。这样，通过会聚光学系统 39 会聚的激光束照射到插入部挠性管 11 的指定位置上。

即，在激光标记指示标志线 31 的情况下，自动机 40 使支撑臂 43 沿 Y 轴方向移动。由此，自动机 40 使通过会聚光学系统 39 会聚的、在柔性管 35 上的激光束的照射位置在沿着该柔性管 35 的外周面的径向上移动。

在激光标记制造者的名称（标识）32 的情况下，自动机 40 使支柱 42 沿 X 轴方向移动。并且，自动机 40 使支撑臂 43 沿 Y 轴方向移动。由此，自动机 40 使通过会聚光学系统 39 会聚的柔性管 35 上的激光束的照射位置对应于制造者的名称（标识）32 例如“ABCD”的形状移动。制造者的名称（标识）32 例如“ABCD”的形成方向也是沿着柔性管 35 的外周面的径向。

其结果为，在插入部挠性管 11 上，通过激光标记在沿着柔性管 35 的外周面的径向上形成了各指示标志线 31 和制造者的名称（标识）32。

与上述内容一样，通过激光标记还形成：操作部 12 中的显示例如内窥镜 10 的机种名和标识的显示部 17；操作部 12 中的显示 UD 角度旋钮、UD 角度解除旋钮、RL 角度旋钮、RL 角度解除旋钮等的各角度的显示部 18；操作部 12 中的显示抽吸按钮、和送气/送水按钮等各按钮的显示部 19；连接器部 13 中的显示例如厂家名称和标识等的显示部 20。

这样，根据上述第三实施方式，在内窥镜 10 的柔性管 35 上，在柔性管 35 的外周上的径向上，形成用于识别插入部挠性管 11 的插入长度的各指示标志线 31 和制造者的名称（标识）32。

由此，用于识别插入部挠性管 11 的插入长度的各指示标志线 31 和制造者的名称（标识）32 都可以在柔性管 35 外周上的径向上形成。从而能够从同一目视方向容易地识别指示标志线 31 和制造者的名称（标识）32。

此外，上述第三实施方式可进行如下边形。

在插入部挠性管 11 上，并不限于形成用于识别插入部挠性管 11 的插入长度的各指示标志线 31 和制造者的名称（标识）32。可以在插入部挠性管 11 上形成各指示标志线 31 与以下内容中的至少一种：数字、包括文字或记号的符号、例如制造或销售内窥镜 10 的商家的名称、内窥镜 10 的作业号、或内窥镜 10 的产品名称。

制造者的名称（标识）32、包括数字、文字或记号的符号、例如制造或销售内窥镜 10 的商家的名称、内窥镜 10 的作业号、或内窥镜 10 的产品名称等，可通过向掩模照射激光束并使激光束通过该掩模而照射在插入部挠性管 11 上来形成。另外，在掩模上形成有与制造者的名称（标识）32、包括数字、文字或记号的符号、例如制造或销售内窥镜 10 的商家的名称、内窥镜 10 的作业号、或内窥镜 10 的产品名称等的形状对应的透光部。

激光束的照射位置的移动并不限于由自动机 40 进行。激光束的照射位置的移动可通过固定激光束的照射位置、使插入部挠性管 11 以轴向为中心旋转或在轴向上沿直线方向移动来进行。

激光束的照射位置相对于插入部挠性管 11 的移动也可以是：通过将激光光源 36 出射的激光束用可旋转的反射镜扫描并使该扫描的激光束照射在插入部挠性管 11 上。该情况下，激光束根据指示标志线 31 和制造者的名称（标识）32 的形状通过反射镜的旋转驱动来控制扫描方向。

与内窥镜 10 无关，对于与内窥镜 10 一起使用的处置工具或单独使用的处置工具，激光标记也可形成指示标志线 31 和制造者的名称（标识）32。可以在该处置工具上形成指示标志线 31 与下面内容中的至少一种：包括数字、文字或记号的符号、例如制造或销售处置工具的商家的名称、处置工具的作业号、或处置工具的产品名称。

例如，在胰胆管的诊断和处置时，多个处置工具组合使用。即，在设于内窥镜 10 的插入部挠性管 11 中的处置工具贯穿管道贯穿插入内窥镜用导管等处置工具，并在该导管内贯穿插入导线等处置工具来作为内窥镜用处置工具装置使用。

在使用处置工具装置时，内窥镜 10 的插入部挠性管 11 预先插入到患者体内例如十二指肠中。使导管和导线、即处置工具装置通过插入在体内的内窥镜 10 的处置工具贯穿管道到达目标部位，从而进行处置、诊断。此时，需要有用以确认导管的插入长度的距离刻度。而且，距离刻度是必需的，以便能够通过对内窥镜 10 进行监视器观察测出导线的突出长度。

导管和导线的外径都极细。在这些导管和导线上，可与距离刻度一起分别形成例如导管、导线的外径显示或产品记号。

在导管、导线上形成的距离刻度和外径显示或产品记号通过以下方式形成：通过分别向导管、导线的各外皮分别照射激光束，并使该激光束的照射位置按照距离刻度和外径显示、产品记号的形状扫描，以使各外皮显色。该情况下，距离刻度和外径显示或产品记号都形成在与导管、导线的轴向垂直的方向上、即导管、导线外周上的径向上。

由此，在导管、导线中，可从同一目视方向容易地识别距离刻度和外径显示或产品记号。

此外，形成在导管、导线上的并不限于距离刻度和外径显示或产品记号。在导管、导线上，可形成距离刻度和以下内容中的至少一种：包括数字、文字或记号的符号、例如制造或销售导管、导线的商家的名称、导管、导线的作业号、或者导管、导线的产品名称。

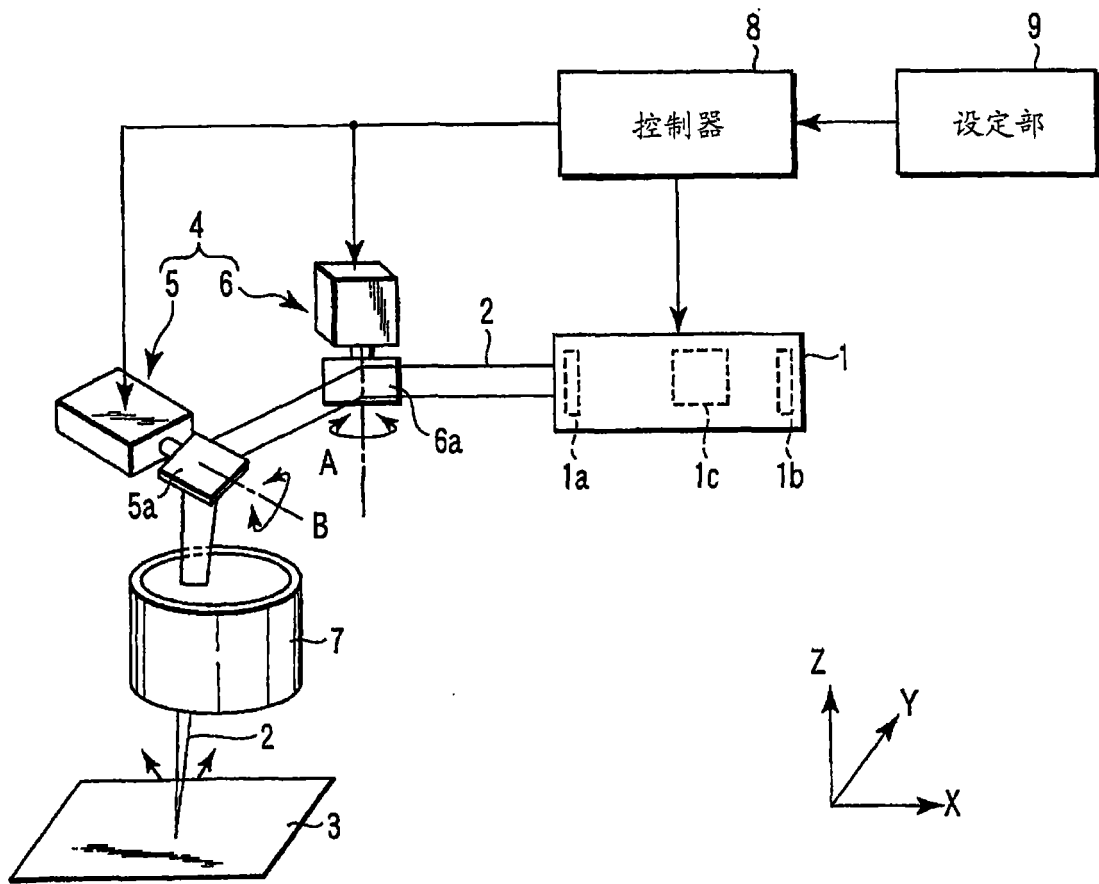


图 1

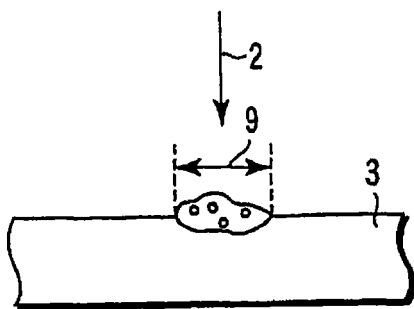


图 2

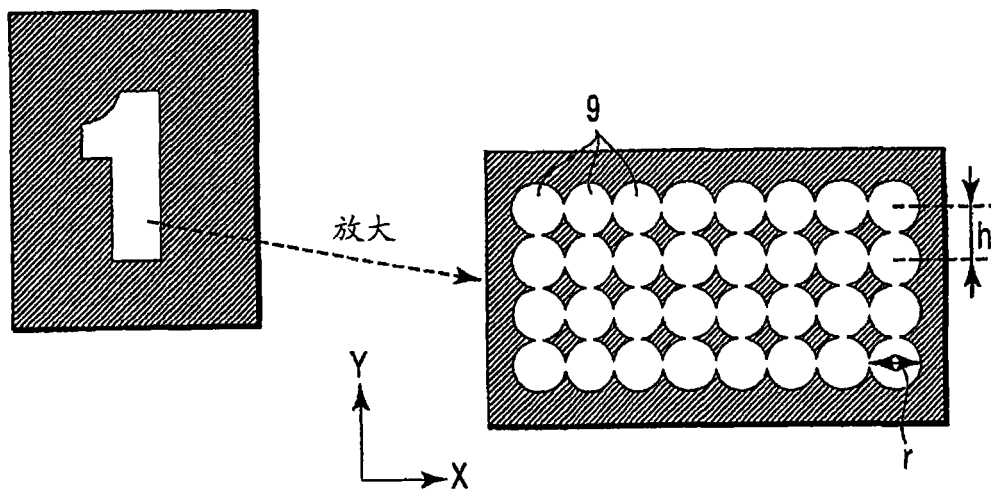


图 3

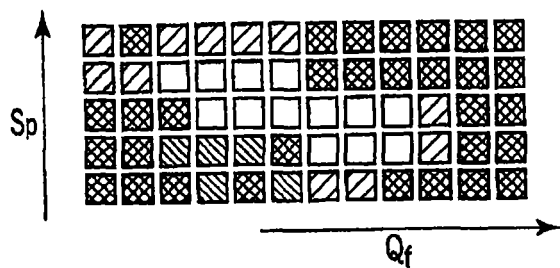


图 4

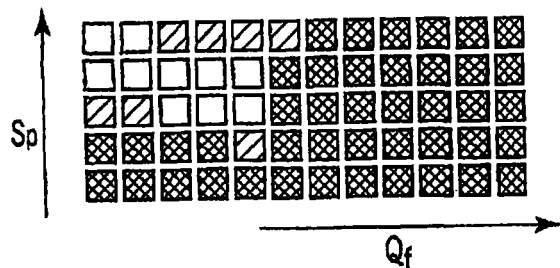


图 5

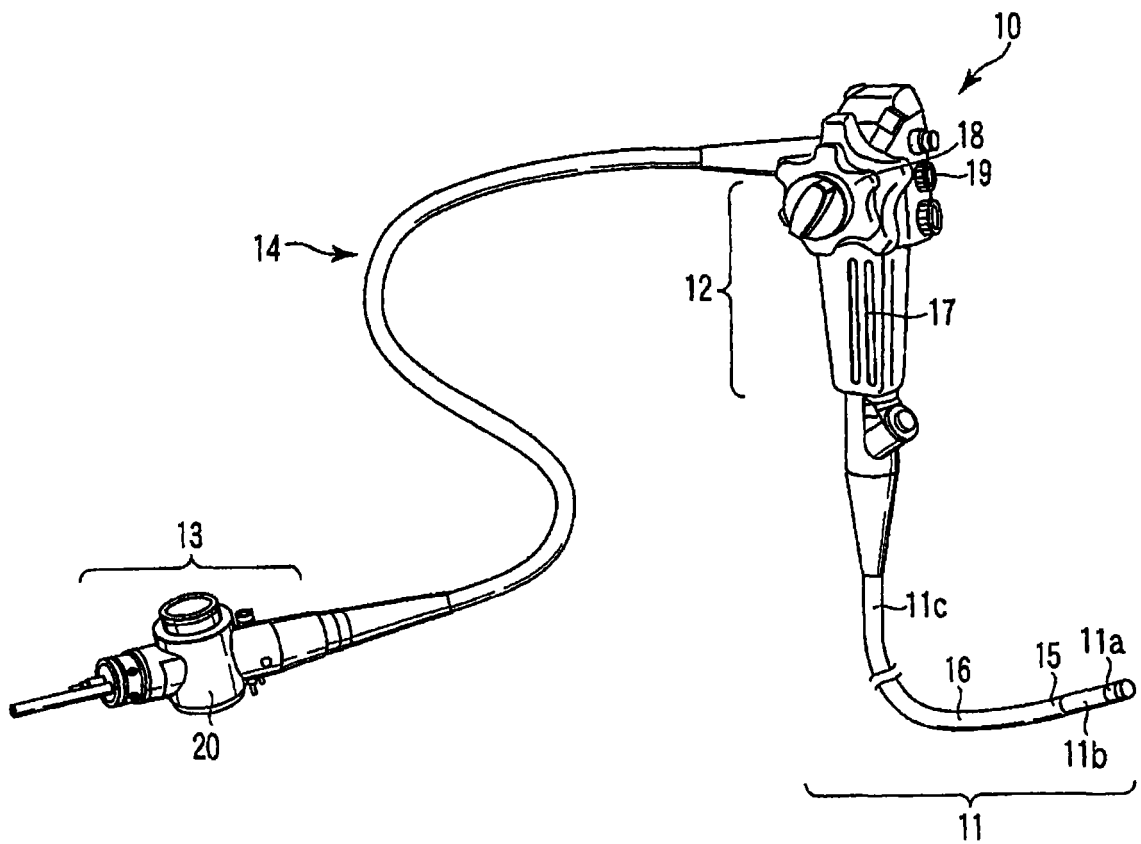


图 6

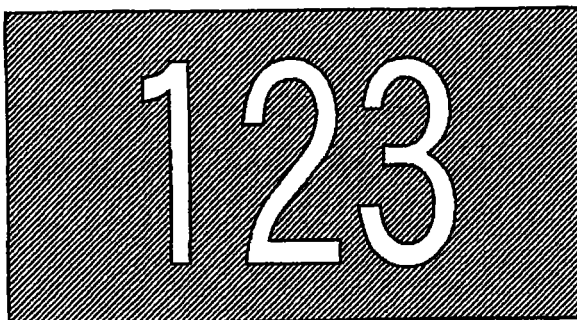


图 7A

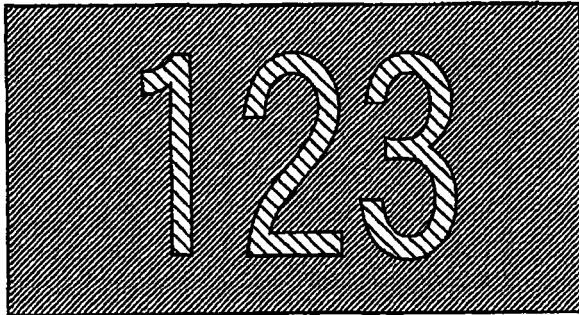


图 7B

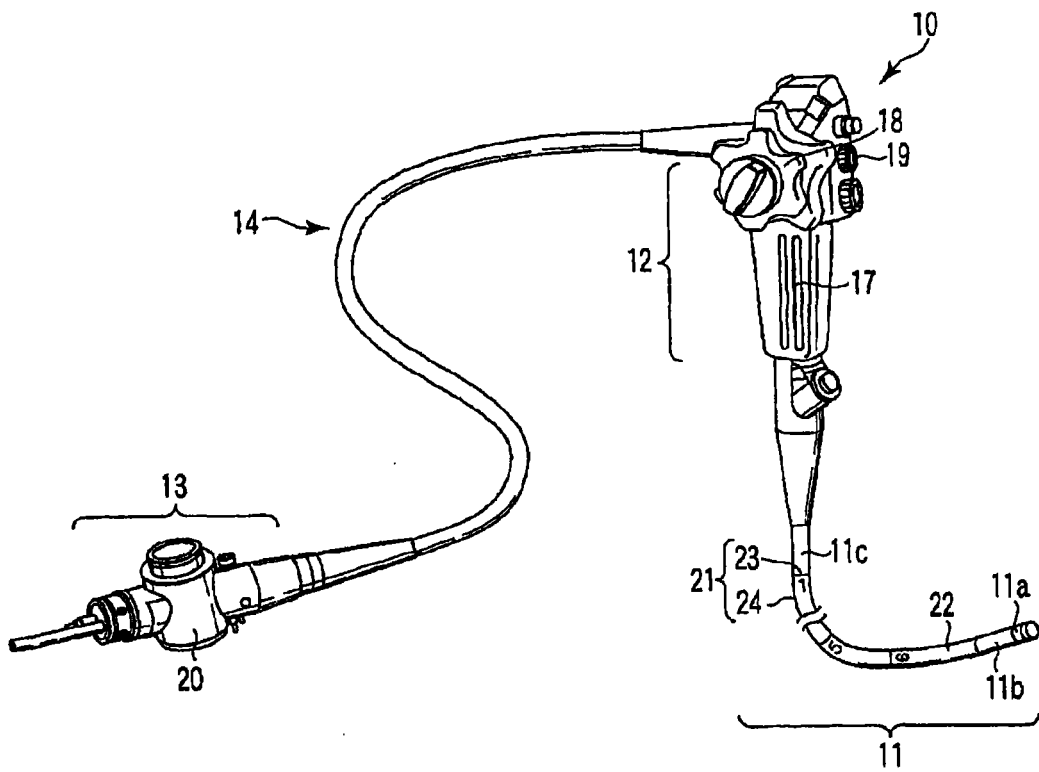


图 8

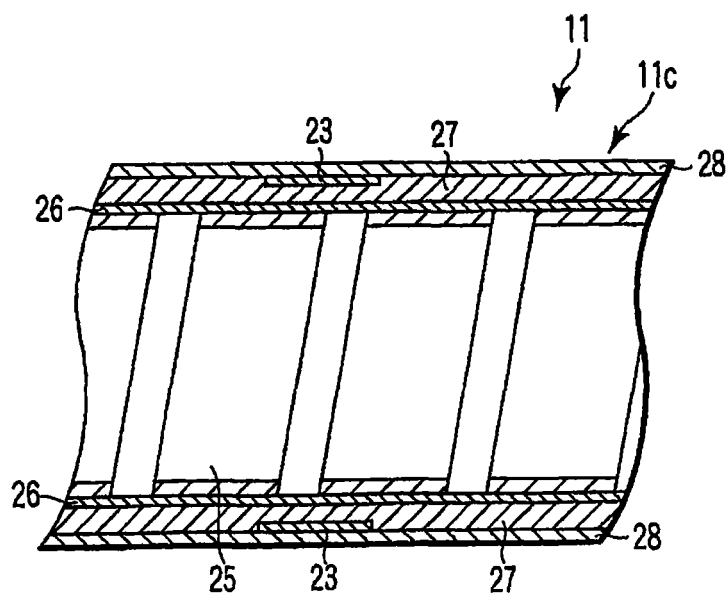


图 9

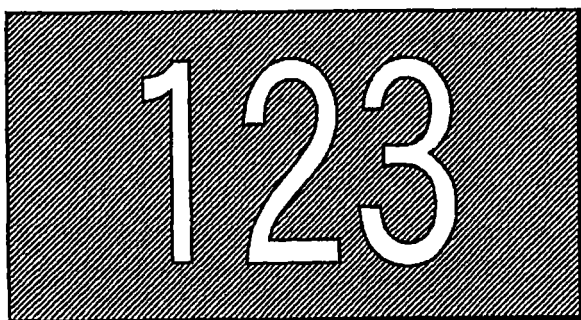


图 10A

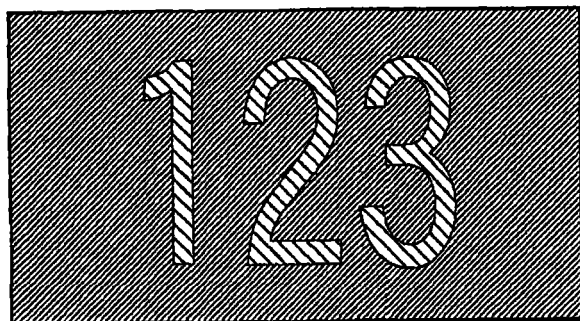


图 10B

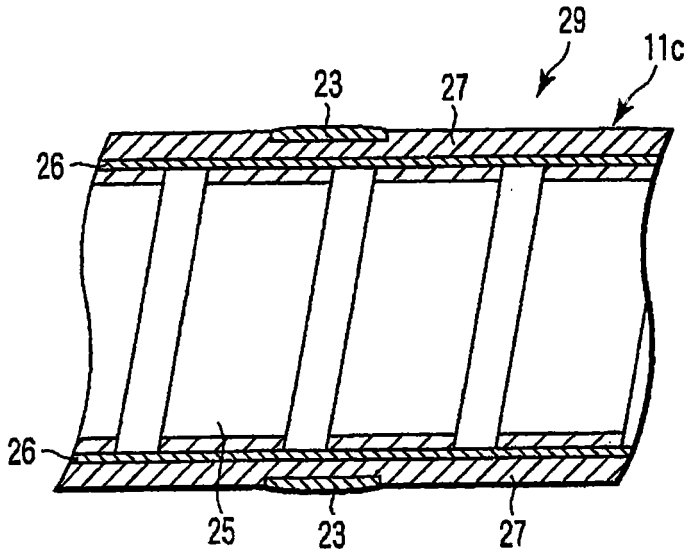


图 11

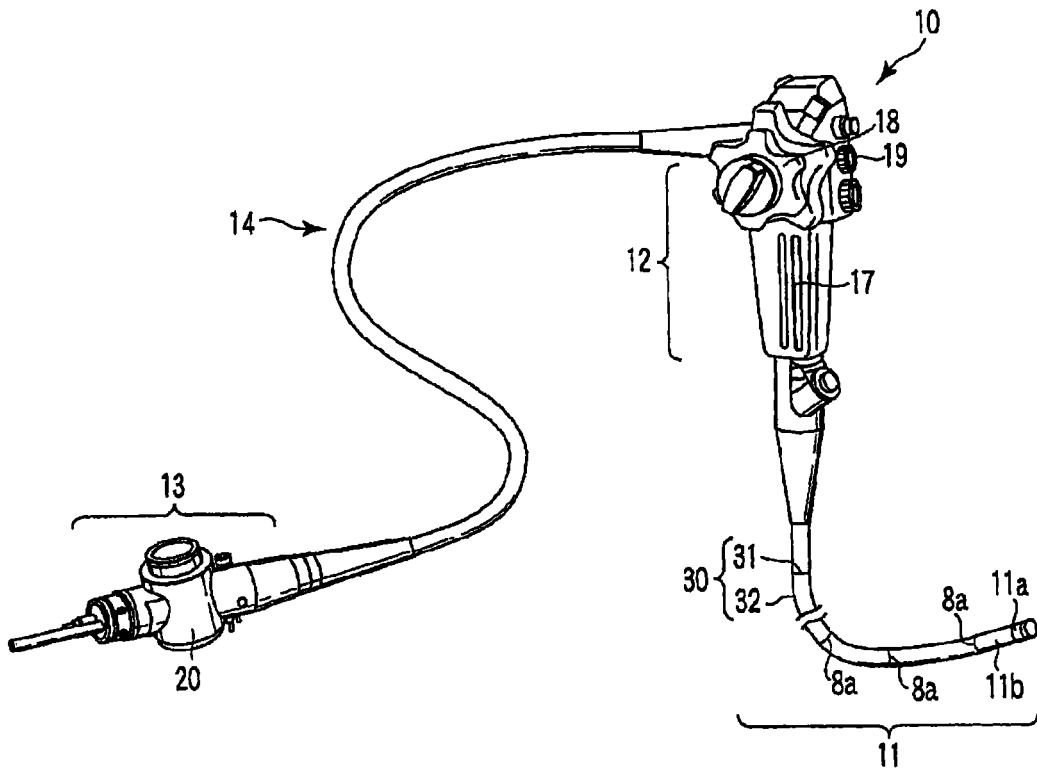


图 12

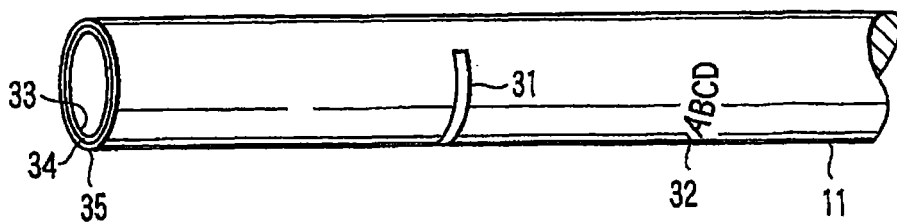


图 13

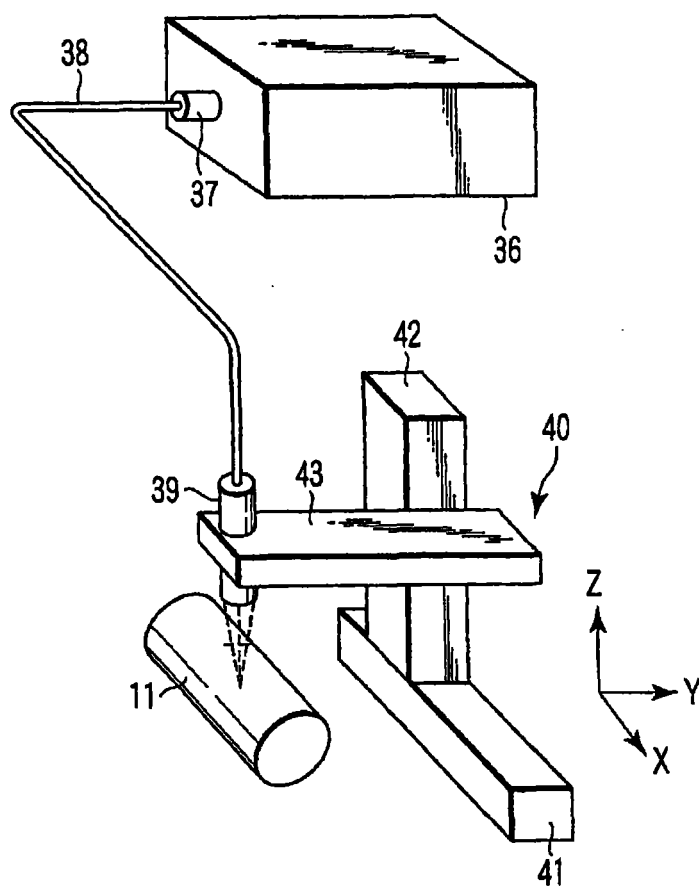


图 14

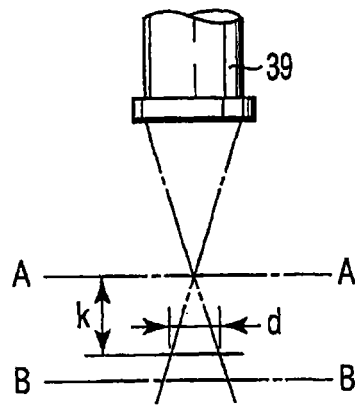


图 15

专利名称(译)	内窥镜和内窥镜用医疗器械及其显示方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101102712A</a>	公开(公告)日	2008-01-09
申请号	CN200680001928.5	申请日	2006-01-20
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	中村充博 松本润 中村刚明 山田登		
发明人	中村充博 松本润 中村刚明 山田登		
IPC分类号	A61B1/00 A61B17/00 A61M25/00 B23K26/00 C09K11/00 A61B17/94 A61B18/20 A61N5/067		
优先权	2005014292 2005-01-21 JP 2005033161 2005-02-09 JP 2005038017 2005-02-15 JP		
其他公开文献	CN101102712B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜和内窥镜用医疗器械及其显示方法，在形成内窥镜(3)的热塑性树脂、热固化性树脂或橡胶中添加着色剂，通过向添加了该着色剂的部位照射波长为355nm、532nm或1064nm的YAG或YVO4的脉冲激光(2)来使其显色从而形成包括文字、记号的符号，并显示所述符号。

