



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102762142 B

(45) 授权公告日 2016.01.27

(21) 申请号 201180008838.X

A61B 5/107(2006.01)

(22) 申请日 2011.01.14

G01B 11/25(2006.01)

G06T 7/00(2006.01)

(30) 优先权数据

61/303,702 2010.02.12 US

(56) 对比文件

US 2003/0123707 A1, 2003.07.03,

US 2003/0123707 A1, 2003.07.03,

CN 1975323 A, 2007.06.06,

US 5513276 A, 1996.04.30,

WO 2004/076970 A1, 2004.09.10,

WO 2007/080563 A2, 2007.07.19,

US 6503195 B1, 2003.01.07,

CN 101264002 A, 2008.09.17,

CN 101288105 A, 2008.10.15,

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012.08.09

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2011/050171 2011.01.14

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2011/098927 EN 2011.08.18

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

审查员 张雯

(72) 发明人 A·波波维奇

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int. Cl.

A61B 1/04(2006.01)

A61B 1/06(2006.01)

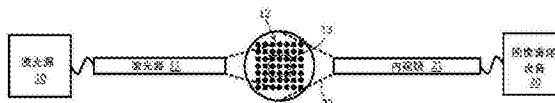
权利要求书2页 说明书5页 附图4页

(54) 发明名称

3D 表面的激光增强重建

(57) 摘要

一种用于重建三维对象(41)的表面的方法,包括:通过激光器(11)将激光光斑图案(12,14)投影到三维对象(41)的表面上,并且当内窥镜(21)相对于三维对象(41)被平移和/或旋转时生成一系列内窥镜图像(24)。每幅内窥镜图像(24)图示当被激光器(11)投影到三维对象(41)的表面上时的激光光斑图案(12,14)内的激光光斑阵列(13,15)的不同视图(23)。激光光斑阵列(13,15)可以与激光光斑图案(12,14)相同或是其子集。所述方法还包括根据如内窥镜图像(24)中图示的激光光斑阵列(13,15)的不同视图(23)的对应关系而重建三维对象(41)的表面。



1. 一种用于重建三维对象 (41) 的表面的系统, 包括:

激光器 (11), 其用于将激光光斑图案 (12, 14) 投影到所述三维对象 (41) 的所述表面上;

内窥镜 (21), 其用于当所述内窥镜 (21) 相对于所述三维对象 (41) 被平移和被旋转中的至少一项时生成一系列内窥镜图像 (24),

其中, 每幅内窥镜图像 (24) 图示当被所述激光器 (11) 投影到所述三维对象 (41) 的所述表面上时的所述激光光斑图案 (12, 14) 内的激光光斑阵列 (13, 15) 的不同视图 (23);

图像重建设备 (20), 其与所述内窥镜 (21) 通信, 用于根据如所述内窥镜图像 (24) 中图示的所述激光光斑阵列 (13, 15) 的所述不同视图 (23) 的对应关系而重建所述三维对象 (41) 的所述表面,

其中, 通过在所述内窥镜 (21) 相对于所述激光光斑图案 (12, 14) 的两个或更多个不同取向上采集所述对象上的所述激光光斑图案 (12, 14) 的图像以及通过检测所述图像中的激光光斑来估计与所述内窥镜 (21) 的相机校准相关联的相机校准矩阵 K 。

2. 如权利要求 1 所述的系统, 其中, 所述激光光斑图案 (12, 14) 和所述激光光斑阵列 (13, 15) 是相同的。

3. 如权利要求 1 所述的系统, 其中, 所述激光光斑阵列 (13, 15) 是所述激光光斑图案 (12, 14) 的子集。

4. 如权利要求 1 所述的系统, 其中, 所述三维对象 (41) 的所述表面的所述重建包括: 生成基础矩阵 (F), 所述基础矩阵用于使如所述内窥镜图像 (24) 中图示的所述激光光斑阵列 (13, 15) 的所述不同视图 (23) 相关; 以及

根据所述基础矩阵 (F) 和所述激光光斑阵列 (13, 15) 的所述不同视图 (23) 重建三维对象点。

5. 如权利要求 1 所述的系统, 其中, 所述三维对象 (41) 的所述表面的所述重建包括: 生成基础矩阵 (F), 所述基础矩阵用于使如所述内窥镜图像 (24) 中图示的所述激光光斑阵列 (13, 15) 的所述不同视图 (23) 相关;

检测如所述内窥镜图像 (24) 中图示的所述三维对象 (41) 的表面特征; 以及

根据所述基础矩阵 (F) 和所述内窥镜图像 (24) 中检测到的所述三维对象 (41) 的所述表面特征重建三维对象点。

6. 如权利要求 1 所述的系统, 其中, 所述三维对象 (41) 的所述表面的所述重建包括: 生成基础矩阵 (F), 所述基础矩阵用于使如所述内窥镜图像 (24) 中图示的所述激光光斑阵列 (13, 15) 的所述不同视图 (23) 相关。

7. 如权利要求 6 所述的系统, 其中, 所述三维对象 (41) 的所述表面的所述重建还包括:

生成本质矩阵 (E), 所述本质矩阵用于使如所述内窥镜图像 (24) 中图示的所述激光光斑阵列 (13, 15) 的所述不同视图 (23) 相关, 所述本质矩阵 (E) 是所述基础矩阵 (F) 和与所述内窥镜 (21) 的所述相机校准相关联的所述相机校准矩阵 (K) 的函数。

8. 如权利要求 7 所述的系统, 其中, 所述三维对象 (41) 的所述表面的所述重建还包括:

根据所述本质矩阵 (E) 生成平移向量 (T) 和旋转矩阵 (R)。

9. 如权利要求 8 所述的系统, 其中, 所述三维对象 (41) 的所述表面的所述重建还包括:

根据所述平移向量 (T) 和所述旋转矩阵 (R) 生成针对所述激光光斑阵列 (13, 15) 的每个视图 (23) 的投影矩阵 (P), 每个投影矩阵 (P) 是所述激光光斑阵列 (13, 15) 的相关联的视图 (23) 的线性变换。

10. 如权利要求 9 所述的系统, 其中, 所述三维对象 (41) 的所述表面的所述重建还包括:

根据每个投影矩阵 (P) 和所述激光光斑阵列 (13, 15) 的相关联的视图 (23) 重建三维对象点。

11. 如权利要求 9 所述的系统, 其中, 所述三维对象 (41) 的所述表面的所述重建还包括:

针对所述激光光斑阵列 (13, 15) 的每个视图 (23) 检测如所述内窥镜图像 (24) 中图示的所述三维对象 (41) 的表面特征; 以及

根据每个投影矩阵 (P) 和所述内窥镜图像 (24) 中检测到的所述三维对象 (41) 的每个表面特征重建三维对象点。

12. 如权利要求 1 所述的系统, 其中, 根据所述内窥镜图像 (24) 中的至少两幅在操作中校准所述内窥镜 (21)。

3D 表面的激光增强重建

[0001] 本发明大体涉及在微创内窥镜手术期间对象的三维(“3D”)表面的重建。本发明具体涉及生成、检测和使用对象表面上的激光光斑图案的可再现并且准确的特征,以用于操作中内窥镜的相机校准和对象表面的 3D 重建。

[0002] 微创内窥镜手术是一种手术程序,其中,通过自然开口或皮肤上的小切口(即,端口),在患者体内引入刚性或柔性内窥镜。通过类似的端口在患者体内引入额外的手术工具,并且所述内窥镜用于为外科医生提供与手术部位有关的手术工具的视觉反馈。微创内窥镜手术的范例包括但不限于,内窥镜心脏手术(例如,心脏搭桥或二尖瓣置换)、腹部的腹腔镜检查、关节的关节内窥镜检查和肺部的支气管镜检查。

[0003] 内窥镜检查中的激光计量是提供可能的内窥镜图像中对象尺寸测量的一类方法。其通常用于工业内窥镜,但是它也用于医学中。在激光测量中,准直激光束置于与内窥镜相机的光轴平行。激光束将激光点投影到所考虑的对象上或对象的附近。由于激光的光束准直,对象上或对象附近的点的尺寸独立于到对象的距离而保持不变。因而,该点的尺寸用作图像的尺寸标定器。

[0004] 现有技术中已知的一种方法将激光发生设备置于内窥镜的远端以针对激光计量生成校准激光点。基本上,该激光计量方法向对象(例如组织)投影一个(1)准直激光点并且通过激光点的直径获取对象的尺度。

[0005] 作为对比,现有技术中已知的另一方法使用具有与内窥镜相机的光轴平行的四组激光束的内窥镜向对象(例如,组织)投影四个(4)准直激光点,以得到图像中对象的尺寸。针对这种方法,使用棋盘式校准网格获得扭曲参数来执行径向扭曲补偿。然后,使用透镜几何位置通过各点之间的几何位置关系计算激光点的 3D 位置。最后,在内窥镜图像上显示校准标尺。

[0006] 如本文中前面针对微创内窥镜手术的叙述,内窥镜提供手术位置的仅有的视觉反馈。然而,内窥镜图像通常是二维的(“2D”),这给获得视图中对象的深度信息以及相对位置和尺寸带来困难。通过一系列 2D 图像重建 3D 表面的已知算法依赖于寻找两个或多个帧中点之间的对应关系。这种算法得到的 3D 重建的质量严重依赖于匹配特征的准确性。特别地,为了从 2D+t 系列重建 3D 表面,使用随机采样一致性(“RANSAC”)优化,必须找到八个(8)或者更多个特征匹配。然而,在外科手术中,内窥镜视图中的对象通常是平滑并且没有特征的(例如,心脏内窥镜中的心脏组织或关节内窥镜中的骨表面),这使得特征检测和匹配成为困难的任務。

[0007] 前面提及的激光计量方法通过使用平行于内窥镜的光轴定位的单一准直激光点或多个激光束来解决尺度问题(即,对象尺寸)。然而,这些方法并未解决 3D 重建的质量问题。这些方法的另一不足是,它们需要激光束平行于内窥镜的光轴。因而,激光源和内窥镜光纤必须集成到内窥镜本身中,其增加了内窥镜的直径,这增加了手术程序的创伤。

[0008] 本发明使用激光器用于在 3D 对象(例如感兴趣器官或组织)的表面上投影激光光斑图案(例如,圆点矩阵),以便于对象表面的准确重建和相机的操作中校准,这克服了从 2D 内窥镜视图获得对象的表面的深度信息以及相对位置和尺寸的困难。

[0009] 本发明的一种形式是采用激光器、内窥镜和图像重建设备的系统。在操作中,激光器在 3D 对象(例如,感兴趣器官或组织)的表面上投影激光光斑图案(例如,圆点矩阵)。内窥镜在当其相对于 3D 对象被平移和/或被旋转时生成一系列内窥镜图像,其中每幅内窥镜图像图示了当被激光器投影到所述 3D 对象的表面上时的激光光斑图案内激光光斑阵列的不同视图。图像重建设备根据如所述内窥镜图像中图示的激光光斑阵列的不同视图的对应关系,重建 3D 对象的表面。

[0010] 为了本发明的目的,术语“激光光斑图案”在本文中被广泛地定义为针对内窥镜应用的任何几何形状的、任何颜色的和任何实际尺寸的两个或更多个激光光斑的任何空间排列,并且术语“激光光斑阵列”在本文中被广泛地定义为具有相关联的激光光斑图案或它的任意子集的激光光斑的空间排列。在激光光斑图案和激光光斑阵列内,每个斑点的几何形状、颜色和维度可以是相同的或者在一些或所有激光光斑中是有变化的。额外地,激光光斑阵列可以操作前或操作中在激光光斑图案内被定义。

[0011] 此外,术语“内窥镜”在本文中被广泛地定义为具有从体内成像的能力的任何设备。用于本发明目的的内窥镜的范例包括但不限于,任何种类的观测仪器,柔性的或刚性的,(例如,内窥镜、关节内窥镜、支气管镜、胆管镜、结肠镜、膀胱镜、十二指肠镜、胃窥镜、子宫镜、腹腔镜、喉镜、神经镜、耳镜、推入肠窥镜、鼻喉镜、乙状结肠镜、窦腔镜、胸腔镜等)和与配备有成像系统的观测仪器类似的任何设备(例如,带成像的嵌套插管)。成像是局部的,并且表面图像可以用光纤、透镜、或小型化(例如,基于 CCD 的)成像系统来光学地获得。

[0012] 通过结合附图阅读本发明的各实施例的以下述具体描述,本发明的上述和其他的形式以及本发明的各特征和优势将变得更加明显。详细的描述和附图仅为本发明的图解而非限制,本发明的范围在所附权利要求及其等价物中定义。

[0013] 图 1 图示了根据本发明的 3D 图像重建系统的示例性实施例;

[0014] 图 2 图示了根据本发明的激光光斑阵列的不同视图的示范性系列;

[0015] 图 3 图示了图 2 中所示出的根据本发明的激光光斑阵列的不同视图的另一示范性系列;

[0016] 图 4 图示了表示根据本发明的内窥镜手术方法的示范性实施例的流程图;

[0017] 图 5 图示了图 1 中所示系统采用的图 4 中所示方法的示范性内窥镜应用;

[0018] 图 6 图示了表示根据本发明的 3D 表面重建方法的示范性实施例的流程图。

[0019] 本发明的 3D 表面重建算法的实施是通过投影激光光斑图案到 3D 对象上的激光器和生成激光光斑图案内的激光光斑阵列的一系列 2D 内窥镜图像的内窥镜实现的。当被投影到 3D 对象上,激光光斑图案被用作可再现并且准确的特征,以便在内窥镜图像中建立激光光斑阵列的对应关系。

[0020] 例如,如图 1 中所示,由激光源 10 供电的激光器 11 投影出具有 7x7 圆点矩阵排列的激光光斑图案 12。在激光光斑图案 12 内是具有 3x3 圆点矩阵排列的激光光斑阵列 13。在微创内窥镜手术中,内窥镜 21 聚焦于激光光斑图案 12 的全部或者一部分,其中,内窥镜 21 的视场 22 包围激光光斑阵列 13。

[0021] 更具体地,图 2 图示了当内窥镜 21 在 3D 对象的一方向上平移时由内窥镜 21 生成的内窥镜视图序列 23a-23c。这样,激光光斑图案 12 在不同内窥镜视图 23a-23c 中放大,并且在每个内窥镜视图 23a-23c 中激光光斑阵列 13 能够被识别。激光光斑图案在不同内

窥镜视图 23a-23c 中的放大用作激光光斑阵列 13 的运动以达到实施 3D 表面重建算法的目的,如在此将进一步描述的。

[0022] 图 3 图示了当内窥镜 21 在 3D 对象的一方向上进一步平移时内窥镜 21 生成的另外的内窥镜视图序列 23d-23f。再次,激光光斑图案 12 在不同内窥镜视图 23d-23f 中放大,并且在每个内窥镜视图 23d-23f 中能够识别激光光斑阵列 13,且激光光斑图案在不同内窥镜视图 23d-23f 中的放大用作激光光斑阵列 13 的运动以达到实施 3D 表面重建算法的目的,如在此将进一步描述的。

[0023] 提供图 2 和图 3 以强调将本发明的激光光斑图案原理,为投影到 3D 对象上的可再现并且准确的特征,以便于内窥镜图像中激光光斑阵列的对应关系。在实践中,优选地,激光光斑图案包括九个(9)或更多个激光光斑,内窥镜图像的数量为两(2)幅或更多,并且内窥镜相机和激光光斑图案之间的距离便于遍及所有内窥镜图像识别整个激光光斑图案,其中激光光斑图案本身用作激光光斑阵列。不过,图 2 和 3 突出了,激光光斑阵列,不管是整个或部分激光光斑图案,必须在所有内窥镜图像中是能够识别的。

[0024] 回来参考图 1,图像重建设备 20 处理所生成的激光光斑阵列的图像以重建对象表面的 3D 图像。为了本发明的目的,图像重建设备在这里被广泛地定义为被结构性配置为通过根据 3D 重建算法(例如,编程计算机)处理内窥镜图像以生成对象表面的 3D 重建的设备,而这里使用的术语“生成”被广泛地定义为包括现有技术当前或之后所知的任何用于以下的技术:创建、计算、提供、修饰、获取、产生、形成、发展、演化、修改、变换、转化、或另外使信息(例如,数据、文本、图像、语音和视频)可用于计算机处理和存储器存储/检索的目的,特别是,图像数据集和视频帧。

[0025] 图 4 图示了表示本发明的内窥镜手术方法的流程图 30。流程图 30 包括操作前阶段 S32 和 S33,和操作中阶段 S34-S37。在这里使用的术语“操作前”被广泛地定义为描述发生在或涉及内窥镜应用之前的时段或准备的任意活动,并且在这里使用的术语“操作中”被广泛地定义为描述在内窥镜应用(例如,操作内窥镜)的过程中发生、实施或遇到的任何活动。内窥镜应用的范例包括但不限于,关节内窥镜、支气管镜、结肠镜、腹腔镜、大脑内窥镜、和内窥镜心脏手术。内窥镜心脏手术的范例包括但不限于,内窥镜冠状动脉搭桥手术、内窥镜二尖瓣和主动脉瓣修复和替换。

[0026] 操作前阶段 S31 包括选择激光器以向 3D 对象上投影激光光斑图案。在实践中,在内窥镜应用中可以使用 Lasiris™ SNF 激光器,其中激光器的波长约为 600nm 并且功率小于 100mW。此外,激光器优选地投影绿色或蓝色的 7x7 圆点矩阵的激光光斑图案,其中八个(8)或更多个圆点可作为激光光斑阵列。此外,圆点可具有 0.5mm 的直径并且圆点之间的间隔为 4mm。为了确定九十(90)度或更小角度的扇形角(FA),根据以下公式 [1] 必须知道对象尺寸(L)和操作距离(D):

$$[0027] \quad FA=2*\arcsin(L/(2*D)) \quad [1]$$

[0028] 图 5 图示了包括与具有对象尺寸 L 的膝盖 40 的组织 41 距离为 D 的激光器 11 的关节内窥镜应用的范例。

[0029] 再次参考图 4,操作前阶段 S32 包括已知的内窥镜的相机校准。在一个实施例中,激光器将激光光斑图案投影到对比平面表面(例如,白色平面表面),并且激光光斑图案具有均一矩阵(例如,7x7 圆点矩阵)或者在两个维度上具有不同激光光斑数量的矩阵(例如,

6x7 圆点矩阵)。校准参数及径向扭曲通过在内窥镜相对于平面表面的两个(2)或更多个不同取向上采集激光光斑图案在平面表面上的图像以及通过检测图像中激光点来估计。

[0030] 操作中阶段 S33 包括在 3D 对象的表面上生成激光光斑图案。例如,如图 5 中所示,将激光器 11 插入到膝盖 40 的手术仪器端口 43 中,从而将 5x5 圆点矩阵的激光光斑图案 14 投影到组织 41 上。

[0031] 操作中阶段 S34 的执行取决于在操作前阶段期间是否未执行阶段 S32,或内窥镜是否需要重校准。如果被执行,那么操作前阶段 S32 包括在内窥镜相对于激光光斑图案的两个(2)或更多个不同取向上拍摄激光光斑图案投影到 3D 对象上的图像的内窥镜。例如,如图 5 中所示,将内窥镜 21 插入到膝盖 40 的视觉端口 42 中,从而生成激光光斑图案 14 的图像(例如,图像 24)。内窥镜 24 可以以任意方向和旋转绕端口 42(即,支点)运动以从不同视角和方向生成同一激光光斑阵列的图像。之后,在图像内检测作为激光光斑阵列的激光光斑图案 14 或在图像内检测激光光斑阵列 15 将使得能够估计相机参数。

[0032] 检测激光光斑可以用现有技术中已知的任何算法,例如颜色阈值来执行。检测的结果是每幅图像的坐标系中光斑的 $x=[x, y]^T$ 位置。

[0033] 操作中阶段 S35 包括当内窥镜相对于端口 42 和 3D 对象被平移和/或被旋转时生成 3D 对象上的激光光斑图案的一系列两(2)个或更多个图像。例如,如图 5 中所示,将内窥镜 21 插入到膝盖 40 的端口 42 中,以因而在当内窥镜 21 沿箭头示出的组织 41 的方向平移时,生成激光光斑图案 14 的图像(例如,图像 24)。

[0034] 操作中阶段 S36 包含根据阶段 S35 期间采集的内窥镜图像对对象表面的 3D 重建和对操作前阶段 S32 或操作中阶段 S34 期间获得的内窥镜的校准。在实践中,在阶段 S36 期间可以实施任意 3D 重建算法以达到所述对象的 3D 重建。在一个实施例中,如图 6 中所示,可以在阶段 S36 期间实施代表 3D 表面重建的流程图 50。

[0035] 参考图 6,流程图 50 的阶段 S51 包括生成基础矩阵(F)用于使遍及内窥镜图像的激光光斑阵列的不同视图相关。在一个实施例中,对于两个不同视图(x)和(x')下的同一激光光斑,基础矩阵(F)是 3x3 矩阵并且根据如下已知公式 [2] 定义:

$$[0036] \quad x^T * F * x' = 0 \quad [2]$$

[0037] 对于两个不同视图下的 N 个激光光斑, N 个公式集定义为:

$$[0038] \quad x_1^T * F * x_1' = 0$$

$$[0039] \quad \dots \quad [3]$$

$$[0040] \quad x_N^T * F * x_N' = 0$$

[0041] 如果激光光斑阵列具有八个(8)激光光斑(N=8),那么公式 [3] 的未知量(F)可以使用八点算法来计算,或者如果激光光斑阵列包括九个(9)或更多个激光光斑,那么可以使用迭代方法(例如, RANSAC)来计算。

[0042] 阶段 S52 包括生成本质矩阵(E)或使遍及内窥镜图像的激光光斑阵列的不同视图相关。在一个实施例中,从如下已知公式 [4] 计算本质矩阵(E):

$$[0043] \quad E = K^T * F * K = 0 \quad [4]$$

[0044] 校准矩阵(K)是代表内窥镜的操作前或操作中校准的 3x3 矩阵。

[0045] 阶段 S53 包括根据本质矩阵(E)生成平移向量(T)和旋转矩阵(R)(如果内窥镜被旋转)。在一个实施例中,平移向量(T)和旋转矩阵(R)从如下已知公式 [5] 中导出:

$$[0046] \quad E=U* \Sigma *V^T=0 \quad [5]$$

[0047] 阶段 S54 包括为激光光斑阵列的每个视图生成投影矩阵。在一个实施例中,针对所述激光光斑阵列的两个(2)视图,通过如下已知公式 [6] 和 [7] 计算针对与光斑(x)相关联的视图的投影矩阵 P_1 和针对与光斑(x')相关联的视图的投影矩阵 P_2 :

$$[0048] \quad P_1=K*[I|0] \quad [6]$$

$$[0049] \quad P_2=K^T*[R|T]*K \quad [7]$$

[0050] 阶段 S55 包括根据内窥镜图像中的激光光斑阵列或对象的显著特征(例如,边缘)的 3D 对象点重建。在一个实施例中,使用针对两个(2)视图的针孔相机模型,从如下已知公式 [8] 和 [9] 计算 3D 对象点 X:

$$[0051] \quad x=P_1*X \quad [8]$$

$$[0052] \quad x'=P_2*X \quad [9]$$

[0053] 计算的 3D 对象点 X 可以使用三角测量和公式 [8] 和 [9] 重建。

[0054] 对于点 x 和 x',可以为阶段 S55 使用两个集合。

[0055] 在第一个实施例中,激光光斑 x 和 x' 可以被用作特征。这些是强的特征,因为它们非常准确并且可靠。这个实施例将导致具有与相关联的激光光斑阵列一样多的点的非常稀疏的 3D 模型。

[0056] 在第二个实施例中,可以与从点 x 和 x' 计算的投影矩阵 P_1 和 P_2 一起使用利用现有技术中已知的特征检测方法(例如,SIFT 方法)检测到的弱的对象表面特征(例如,边缘)。该方法将导致具有点 x 和 x' 的较低精度的稠密表面,但保持了投影矩阵 P_1 和 P_2 的高精度。

[0057] 尽管图示和描述了本发明的各种实施例,但本领域技术人员将理解,此处所描述的本发明的实施例是图解性的,且在不偏离本发明的真正范围的情况下可以进行各种变形和修改,并且其中的元件可以被等价物替换。另外,在不偏离本发明的核心作用范围的情况下,可以进行各种修改以适应本发明的教导。因此,宗旨是,本发明不应被限制到此处所公开的预期为实施本发明的最佳模式的具体实施例,而是本发明包括落在所附权利要求范围内的所有实施例。

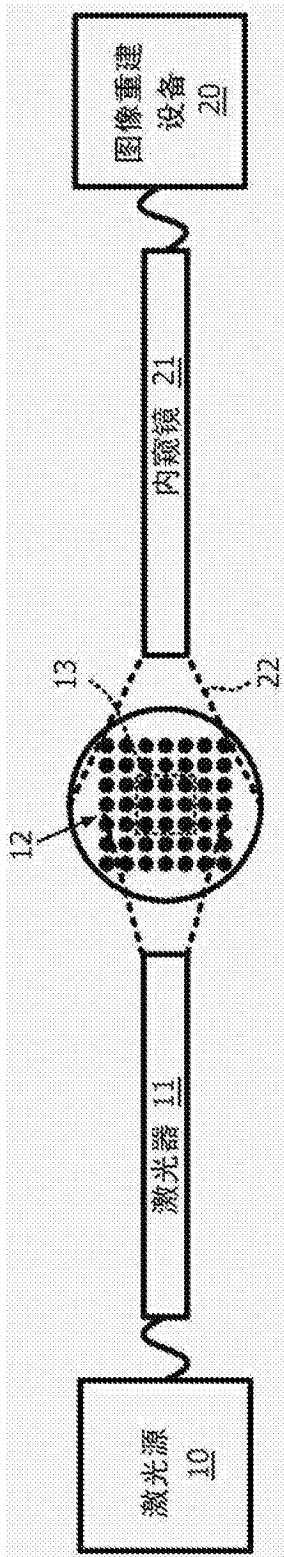


图 1

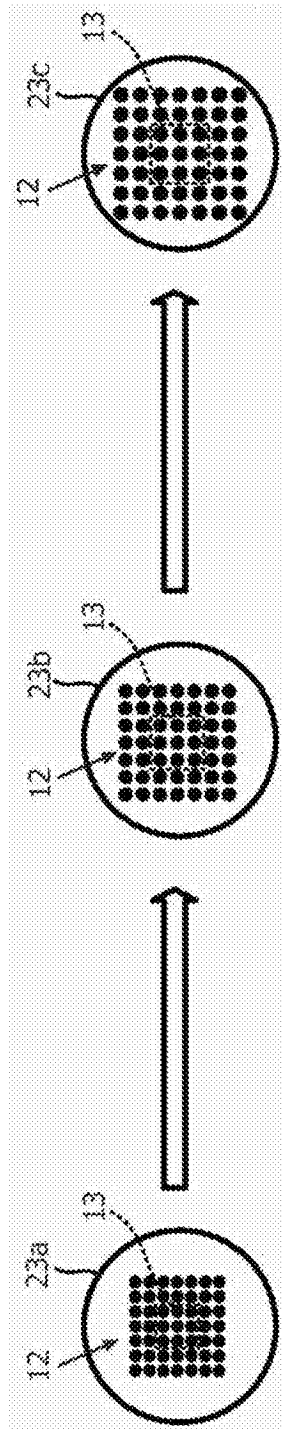


图 2

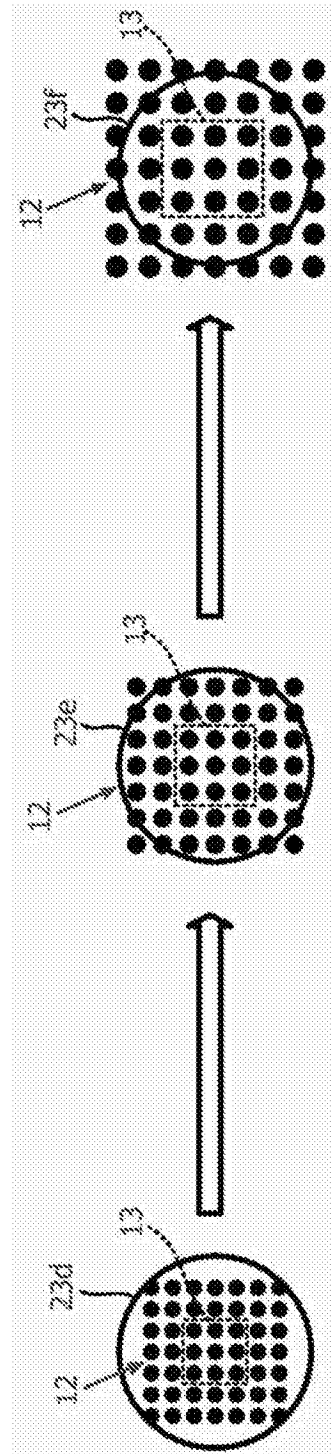


图 3

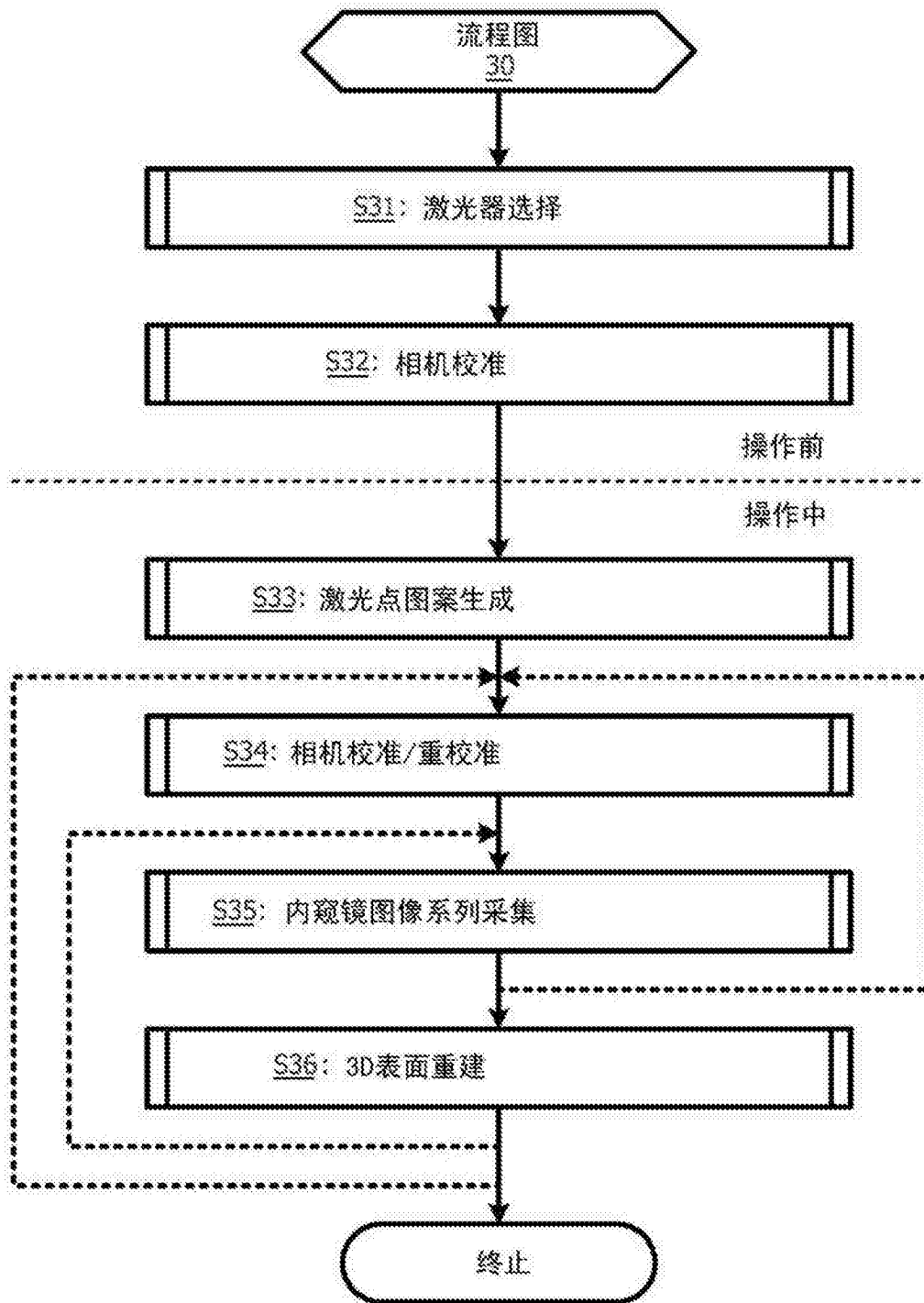


图 4

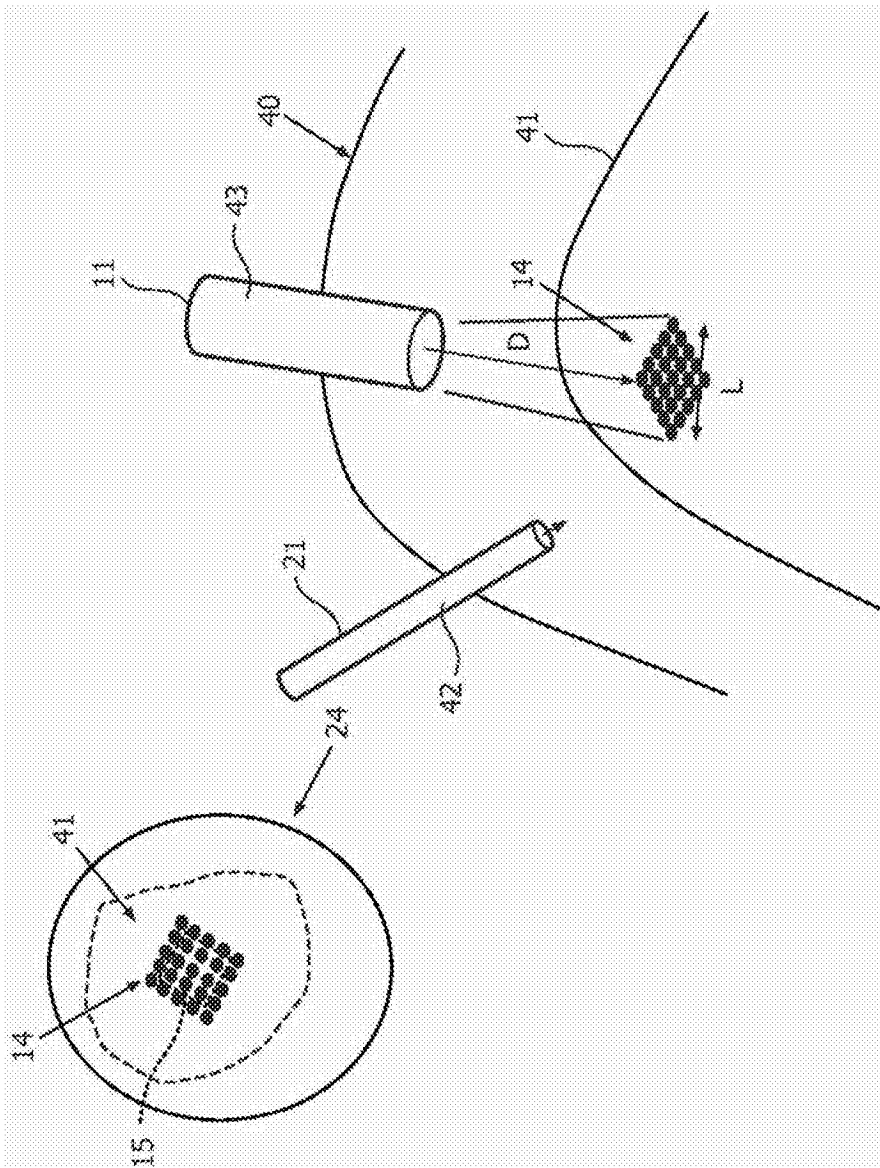


图 5

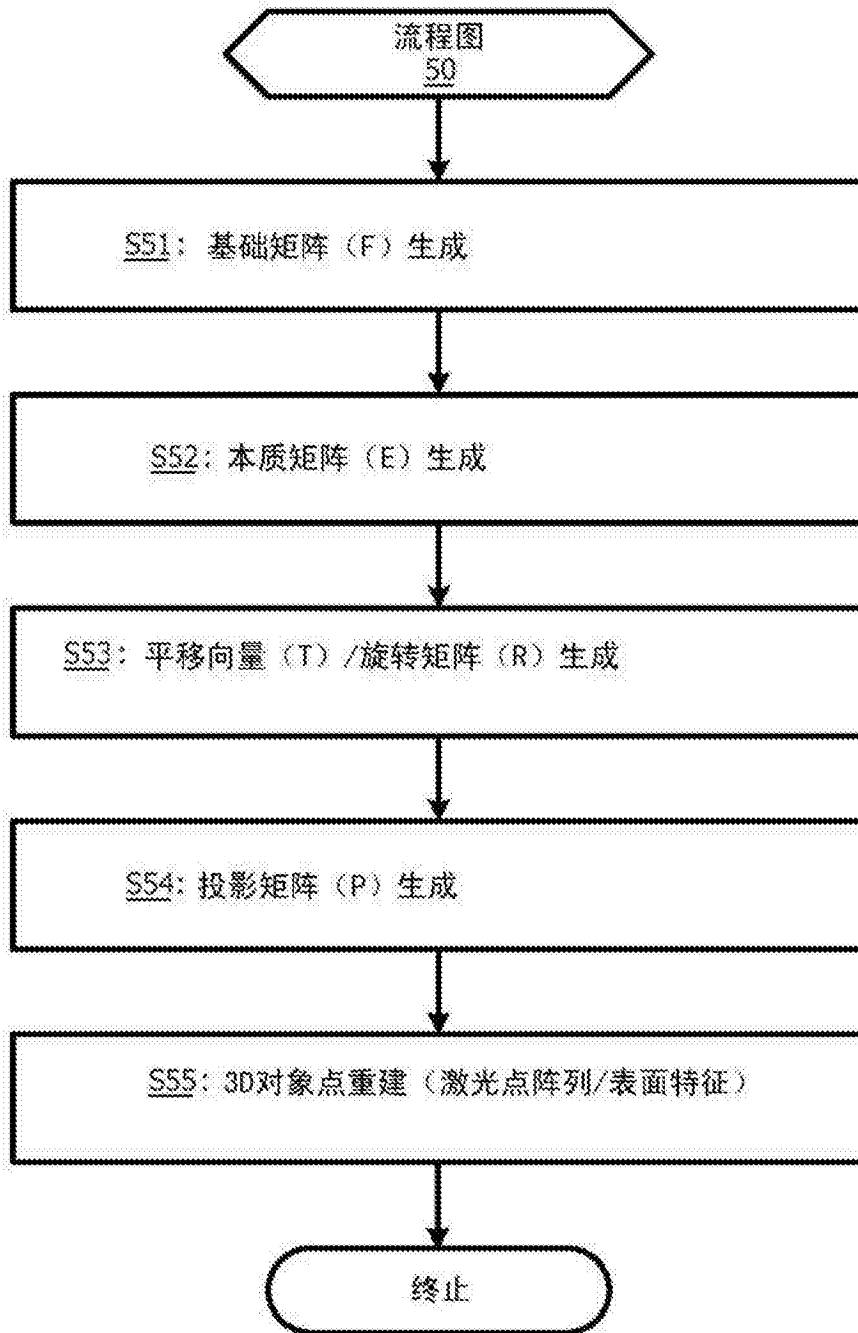


图 6

专利名称(译)	3D表面的激光增强重建		
公开(公告)号	CN102762142B	公开(公告)日	2016-01-27
申请号	CN201180008838.X	申请日	2011-01-14
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	A波波维奇		
发明人	A·波波维奇		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 A61B5/107 G01B11/25 G06T7/00		
CPC分类号	G01B11/2513 A61B1/00009 A61B1/04 A61B1/2676 A61B1/3132 A61B1/317 A61B5/1076 A61B5/1077 A61B5/4528 G06T7/521 G06T2207/10068 G06T2207/30004		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
审查员(译)	张雯		
优先权	61/303702 2010-02-12 US		
其他公开文献	CN102762142A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于重建三维对象(41)的表面的方法,包括:通过激光器(11)将激光光斑图案(12,14)投影到三维对象(41)的表面上,并且当内窥镜(21)相对于三维对象(41)被平移和/或旋转时生成一系列内窥镜图像(24)。每幅内窥镜图像(24)图示当被激光器(11)投影到三维对象(41)的表面上时的激光光斑图案(12,14)内的激光光斑阵列(13,15)的不同视图(23)。激光光斑阵列(13,15)可以与激光光斑图案(12,14)相同或是其子集。所述方法还包括根据如内窥镜图像(24)中图示的激光光斑阵列(13,15)的不同视图(23)的对应关系而重建三维对象(41)的表面。

