



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103565524 A

(43) 申请公布日 2014. 02. 12

(21) 申请号 201310317291. 2

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 07. 25

A61B 19/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

61/675, 397 2012. 07. 25 US

13/928, 667 2013. 06. 27 US

(71) 申请人 柯惠 LP 公司

地址 美国马萨诸塞州

(72) 发明人 平托·坎迪多·迪奥尼西奥

拉维·迪尔瓦苏拉 詹姆斯·鲍尔

马勇 潘迪·阿什维尼

约拿单·托马斯

(74) 专利代理机构 北京金信立方知识产权代理

有限公司 11225

代理人 黄威 徐爱萍

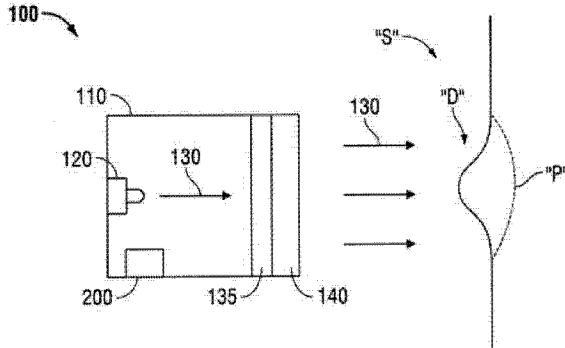
权利要求书1页 说明书8页 附图2页

(54) 发明名称

用于实时原位手术计量的远心标度投影系统

(57) 摘要

本发明公开了一种用于实时原位手术计量的远心标度投影系统。一种用于确定内窥镜尺寸测量值的系统和方法，包括投影仪组件以及联接到所述投影仪组件的掩模，所述投影仪组件包括用于将光投影通过远心透镜并投影到手术部位中的光源。从所述光源投影出的光投影通过所述掩模。通过所述掩模的投影的光可以是准直的图案，所述准直的图案在大小上不根据距投影平面的距离的函数而显著变化。投影的光图案可以包括用于测量组织的不同特征的多波长的光，且可以结合光成形光漫射器使用激光器、或者结合光成形光漫射器使用发光二极管或者使用空间滤波器来产生投影的光图案。投影的光图案可以采取同心环的形式，每个环代表给定尺寸的半径。



1. 一种用于测量手术部位的需要部分的计量系统,包括:  
投影仪组件,其包括用于将光投影通过远心透镜并投影到所述手术部位中的光源;以及  
掩模,其可操作地联接到所述投影仪组件,其中从所述光源投影出的光投影通过所述掩模。
2. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所投影的光包括用于测量所述手术部位内组织的不同特征的多波长的光。
3. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述掩模具有同心环用于将所述同心环投影到所述手术部位中,并且每个同心环代表给定尺寸的半径。
4. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述掩模具有多条均匀地间隔开的线用于将所述均匀地间隔开的线投影到所述手术部位中。
5. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述掩模具有单条线用于将所述单条线投影到所述手术部位中。
6. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述掩模具有均匀地间隔开的点用于将所述均匀地间隔开的点投影到所述手术部位中。
7. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述掩模包括标度,且所述标度被投影到所述手术部位的需要部分上。
8. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述光源包括至少一个光发射器。
9. 根据权利要求 8 所述的系统,其中,所述光源进一步包括用于漫射由所述至少一个光发射器产生的光的漫射器。
10. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述远心透镜由柔性材料形成。
11. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述掩模由柔性材料形成。
12. 根据权利要求 1 所述的系统,进一步包括聚合物标度,其被配置为定位在所述手术部位的外部和投影所述标度通过组织以在所述手术部位内进行观察。
13. 根据权利要求 1 所述的系统,进一步具有成像单元,其被配置为捕获所述手术部位内所投影的光的图像。
14. 根据权利要求 13 所述的系统,其中,所述成像单元是 CMOS 摄像机。
15. 根据权利要求 13 所述的系统,其中,所述成像单元是光栅扫描装置。
16. 根据权利要求 13 所述的系统,进一步包括微处理器,其可操作地联接到所述成像单元,所述微处理器被配置为对被捕获图像执行视差修正。
17. 根据权利要求 16 所述的系统,进一步包括显示器,其可操作地联接到所述微处理器,所述微处理器被配置为计算所述手术部位的需要部分的测量尺寸且将所述测量尺寸发送到所述显示器。
18. 根据权利要求 1 所述的系统,进一步具有传感器,其被配置为执行三角测量或距离感测。
19. 根据权利要求 18 所述的系统,进一步包括干涉仪,其可操作地联接到所述传感器。
20. 根据权利要求 17 所述的系统,其中,所述需要部分的测量值被发送到网片打印装置,所述网片打印装置被配置为根据测量值创建手术用网片。

## 用于实时原位手术计量的远心标度投影系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于 2012 年 7 月 25 日提交的第 61/675,397 号美国临时专利申请的权益和优先权，其全部公开内容通过引用合并于此。

### 技术领域

[0003] 本公开涉及用于测量手术部位需要部分的尺寸的方法和系统。更具体地，本公开涉及用于将已知大小的图案投影到手术部位需要部分上以测量需要部分的方法和系统。该图案可以用于选择适合大小的植入物并为植入物显示需要的或最佳的固定点。

### 背景技术

[0004] 诸如腹腔镜手术、内窥镜手术和胸腔镜手术的微创手术具有许多胜过传统开放式手术的优点。特别地，微创手术消除了大切口的需要，因而减少了不适感、复原时间以及与传统的开放式手术有关的许多有害的副作用。

[0005] 微创手术通过在患者皮肤内的小开口来进行。这些开口可以是皮肤内的切口或者可以是天生的身体孔口（例如，嘴、肛门或者阴道）。通常，使用注入流体来扩大目标手术部位周围的区域，从而建立更大、更易介入的工作区域。

[0006] 在许多外科手术情境中，拥有提供尺寸测量的实时计量工具将对外科医生有帮助。特别是微创手术中介入手术部位受限的情况。该工具可以是独立的工具，或者是与手术器械成一体的工具。尽管在大多数开放式手术应用中计量工具的大小不是那么的重要，但是对于微创操作来说，具有尽可能小的形状因素将是有帮助的。

[0007] 由于考虑精确性并且由于手术部位复杂的局部解剖以及需要尽可能地保持部位无菌，所以理想的是以非接触的方式来操作计量工具。

[0008] 常常提供有各种大小和构造的手术植入物，并且可以使用计量工具来选择适合的或最佳的植入物。

### 发明内容

[0009] 目前的公开描述了内窥镜计量工具的几种实施例，所述内窥镜计量工具能够以小形状因素而实现并采用用于尺寸测量的非接触方法。这些实施例主要是利用光学和 / 或声学方法。

[0010] 本公开的一个方案提供了用于测量手术部位的需要部分的尺寸的系统，包括：投影仪组件，其包括用于将光投影通过远心透镜并投影到手术部位中的光源；以及掩模，其可操作地联接到所述投影仪组件。从所述光源投影出的光投影通过掩模。通过掩模的投影的光可以是准直的图案，其在大小上不根据距投影平面（即，手术部位的需要部分）的距离的函数而显著地变化。所投影的光可以包括用于测量手术部位内组织的不同特征的多波长的光。所述掩模可以包括投影到手术部位的需要部分上的标度。所述掩模可以具有同心环，每个同心环代表给定尺寸的半径。所述光源可以包括至少一个照明元件。所述光源可以进

一步包括用于漫射由至少一个照明元件产生的光的漫射器。所述掩模可以包括准直的图案以便将准直的图案投影到手术部位的需要部分上。所述远心透镜和 / 或掩模可以由柔性材料形成。所述系统可以进一步包括聚合物标度，其定位在手术部位外部以便投影标度通过组织以在手术部位内进行观察。

[0011] 另外地或可选择地，本公开的另一个方案提供了成像单元，其用于捕获手术部位中所投影的光的图像。所述成像单元可以是 CMOS 摄像机和 / 或光栅扫描装置。另外地或可选择地，微处理器可以联接到所述成像单元，并且所述微处理器可以对被捕获图像执行视差修正。所述微处理器可以是能够计算手术部位的需要部分的测量尺寸的。显示器可以联接到所述微处理器，并且可以在所述显示器上显示由微处理器计算出的尺寸。另外地或可选择地，所述系统可以进一步包括用于执行三角测量或距离感测的传感器。另外地或可选择地，干涉仪可以联接到所述传感器。可以将手术部位的需要部分的测量值发送至植入物打印装置，以便例如根据测量值来创建手术用网片，或者以便使用需要点来标记网片以通过钉、缝合线或其他网片进行固定。

[0012] 本公开的另一个方案提供了用于测量手术部位的需要部分的方法，所述方法包括将光从投影仪组件投影到手术部位并分析所投影的光。所述投影仪组件可以包括用于将光投影通过远心透镜的光源，以及可操作地联接到所述投影仪组件的掩模。从所述光源投影出的光投影通过所述掩模。通过所述掩模的投影的光可以是准直的图案，所述准直的图案在大小上不根据距投影平面(即，需要部分)的距离的函数而显著地变化。所投影的光可以包括多波长的光，而且分析步骤可以包括通过比较不同波长的光来测量手术部位内组织的不同特性。另外地或可选择地，所述掩模可以具有标度且标度被投影到手术部位的需要部分上，并且分析步骤包括通过将需要部分与所投影的标度相比较来测量手术部位的需要部分。另外地或可选择地，所述掩模可以具有同心环，每个环代表给定尺寸的半径，并且所述同心环被投影到手术部位的需要部分上，并且分析步骤包括通过将需要部分与同心环相比较来测量手术部位的需要部分。所述光源可以具有至少一个照明元件和 / 或可以包括用于漫射由至少一个照明元件所产生的光的漫射器。另外地或可选择地，所述掩模可以包括准直的图案用于将准直的图案投影到手术部位的需要部分上，并且分析步骤可以包括通过将需要部分与准直的图案相比较来测量手术部位的需要部分。所述图案可以对应于与可得网片大小相对应的已知或一系列已知的植入物大小。所述远心透镜和 / 或所述掩模可以由柔性材料形成。另外地或可选择地，所述方法可以进一步包括在手术部位的外部定位聚合物标度并且投影标度通过组织以在手术部位内进行观察。因而，例如，可以从腹部内部使用于网片的固定点投影通过组织，从而允许从腹部外部进行缝合或固定。

[0013] 另外地或可选择地，本公开的另一个方案提供了进一步包括如下步骤的上述方法：经由成像单元捕获手术部位内所投影的光的图像。所述成像单元可以是 CMOS 摄像机和 / 或光栅扫描装置。所述方法可以进一步包括经由可操作地联接到所述成像单元的微处理器来对被捕获图像执行视差修正。所述方法可以进一步包括计算手术部位的需要部分的测量尺寸。所述方法可以进一步包括在可操作地联接到所述微处理器的显示器上显示计算出的测量尺寸。所述方法可以进一步包括经由传感器执行三角测量或距离感测。干涉仪可以可操作地联接到所述传感器。所述方法可以进一步包括基于测量尺寸选择植入物。在整个说明书中，植入物可以是网片，例如疝气网片、无纺装置、薄膜、组织工程支架和其他类型的

植入物。在使用网片作为示例的情况下,可以用其他合适的植入物替代。植入物可以使用诸如3-D打印的方法来快速原型化。例如,所述方法可以进一步包括将计算出的测量尺寸发送到网片打印装置,并根据测量值创建手术用网片。所建立的网片可以包括最佳固定点。

## 附图说明

[0014] 当结合附图考虑时,根据下文的详细描述,本公开的上述及其他方案、特征和优点将变得更加明显,在附图中:

- [0015] 图1是依照本公开原理的投影仪组件的侧视示意图;
- [0016] 图2A是依照本公开的一个实施例的图1的投影仪组件的掩模的主视图;
- [0017] 图2B是依照本公开的另一实施例的图1的投影仪组件的掩模的主视图;
- [0018] 图2C是依照本公开的另一实施例的图1的投影仪组件的掩模的主视图;
- [0019] 图2D是依照本公开的另一实施例的图1的投影仪组件的掩模的主视图;
- [0020] 图3是依照本公开的实施例的计量系统的侧视示意图;
- [0021] 图4是依照本公开的实施例的插入手术部位中的计量系统的侧视示意图。

## 具体实施方式

[0022] 在下文中参照附图描述本公开的特定实施例;然而,应理解的是所公开的实施例仅为本公开的示例,并可以以多种形式来实施所公开的实施例。未详细描述公知的功能或构造以避免在不必要的细节上使本公开不清楚。因此,在本文中所公开的具体结构上和功能上的细节不应解释为限制,而仅仅作为权利要求的依据,并作为用于教导本领域技术人员以不同的方式以实际上任何适当详述的结构采用本公开的代表性依据。

[0023] 在对附图的整个描述中,相似的附图标记可以指代类似的或相同的元件。如附图所示和在下文的整个描述中所述,如在涉及到手术器械上的相对定位时所传统使用的,术语“近侧”是指系统和/或设备的距用户较近的端部或部分,而术语“远侧”是指系统和/或设备的距用户较远的端部或部分。术语“临床医师”或“用户”是指执行包括使用这里描述的实施例的医疗操作的任何医疗专业人士(即,医生、外科医生、护士等)。

[0024] 如图1所示,计量系统100包括投影仪组件110,投影仪组件110被配置为与内窥镜手术装置(未显示)联接。投影仪组件110包括:光源,其包括用于发射光束130的至少一个光发射器120,例如,LED、激光二极管或其任意组合;远心透镜135;以及掩模140。虽然远心透镜135和掩模140显示为独立部件,但是还可以想到的是,远心透镜135可以包括掩模140和/或掩模140可以包括远心透镜135。光发射器120布置在投影仪组件的近侧端上并且光束130朝向前方,即,远侧方向。远心透镜135布置在光发射器120的远侧使得光束130穿过远心透镜135。掩模140布置在远心透镜135的远侧使得光束130还穿过掩模140并且进入手术部位“S”。掩模140可以包括特定特征或图案142(图2A至图2D),以便将光图案“P”投影在手术部位“S”的需要部分“D”上。如上所述,虽然掩模140显示为布置在远心透镜135的远侧,但是远心透镜135可以布置在掩模140的远侧。手术部位“S”的需要部分“D”可以包括手术部位“S”的任何特征,例如但不限于,病变、患癌气缺陷或者可以存在于手术部位“S”内并需要被用户测量的任何其他解剖特征。

[0025] 远心透镜135和/或掩模140可以由柔性材料形成从而有助于将投影仪组件110

插入手术部位“S”中。合适的透镜可以包括，例如但不限于，可折叠的成像透镜、可卷曲的透镜和 / 或眼内人工晶状体植入物。远心透镜 135 可以是复合透镜，其具有消除对图像放大率的依赖性的无穷远处的入射光瞳和 / 或出射光瞳。在是像空间中远心的系统的情况下，这会产生平行于关注空间中光轴的主光线以及恒定放大率。在无穷远处的入射光瞳使得远心透镜 135 成为导致图像放大率独立于视场中的物体距离或位置的物空间远心。在无穷远处的出射光瞳使得远心透镜成为像空间远心。另外，在无穷远处的入射光瞳和在无穷远处的出射光瞳两者都使得远心透镜 135 成为双远心。

[0026] 继续参照图 1，掩模 140 可以包括光成形光学漫射器、空间滤波器或者本领域中已知的能够散射光和 / 或扩散光的任何其他合适的物体。另外地或可选择地，光成形光学漫射器、空间滤波器和 / 或本领域中已知的任何其他合适的物体可以作为与掩模 140 分离的部件布置在投影仪组件 110 中，并且 / 或者光成形光学漫射器、空间滤波器和 / 或本领域中已知的任何其他合适的物体可以并入远心透镜 135 中。另外地或可选择地，光成形光学漫射器和 / 或空间滤波器可以布置在掩模 140 和 / 或远心透镜 135 的近侧。每个光发射器 120 发射光束 130 用于将光图案“P”投影在手术部位“S”的需要部分“D”上。光发射器 120 创建光束 130，并且使用多个光发射器 120 创建多条光束 130。光束 130 一旦穿过光成形光学漫射器、空间滤波器或本领域中已知的任何其他合适的物体就漫射(即，散射和 / 或扩散)为使得光束 130 可以一致地分布通过远心透镜 135 和 / 或掩模 140。随着一致分布或散射的光束 130 穿过远心透镜 135 和 / 或掩模 140，由掩模 140 上的图案 142 (图 2A 至图 2D) 创建的光图案“P”在投影到手术部位“S”上时不会被放大或降质(degraded)。

[0027] 继续参照图 1，相邻的光束 130 之间具有固定距离。可以使这些光束 130 被准直以增大投影在手术部位“S”的需要部分“D”上的光图案“P”的精确度，或者可以如上所述地散射或漫射光束 130。光束 130 可以是任何合适形式的光，例如，相干光、部分相干光、可见光、红外线或者紫外线。光束 130 可以具有例如 532nm 的波长以将光束 130 与人体内任何自然存在的组织的颜色相区分。另外地或可选择地，光束 130 可以是用于测量手术部位“S”的需要部分“D”(即患病组织)的不同特征或者用于同时画出其边缘轮廓的多波长的光。

[0028] 光发射器 120 由电源 200 供电。如图 1 所示，电源 200 可以布置在投影仪组件 110 内。另外地或可选择地，电源 200 可以被定位在不同位置，例如，投影仪组件 110 所联接的装置(未显示)内。电源 200 可以是标准商用电池组或者本领域中已知的能够给光发射器 120 供电的任何其他合适的电源。另外地或可选择地，光发射器 120 可以无需电源 200 就能发射光束 130，例如通过化学方法产生光。

[0029] 现在转向图 2A 至图 2D，掩模 140 可以是半透明的和 / 或可在其上具有基本上不透明的掩模图案 142。掩模图案 142 可以具有基准或标记(基准或标记之间的距离已知)，并且 / 或者可以进一步包括标度以有助于目测。例如，掩模图案 142 可以是一系列均匀地间隔开的同心圆 142a (图 2A)、均匀地间隔开的线 142b (图 2B)、单条线 142c (图 2C)或者均匀地间隔开的点 142d (图 2d)。另外地或可选择地，还可以投影已知距离“d”的实际尺寸。当实际尺寸与光图案“P”一起被投影时，当图案“P”被直接投影在手术部位“S”的需要部分“D”上时用户(即，外科医生)可以直接观察需要部分“D”的测量值。可以理解的是，掩模图案 142 可以采取除了本说明书中所述和附图中所示的那些形状和形式以外的多种形状和形式。另外地或可选择地，虽然掩模 140 被显示为基本上是正方形形状，但是可以设想到

的是掩模 140 可以采取具有任何形状的形式。

[0030] 特别转向图 2A, 具有图案 142 的掩模 140 的正面显示为均匀地间隔开的同心圆 142a。显示了四个均匀地间隔开的同心圆 142a, 在同心圆 142a 之间均具有均匀的距离“d”。虽然图 2A 中显示了四个均匀地间隔开的同心圆 142a, 但是掩模 140 可以包括任意数量的均匀地间隔开的同心圆 142a。例如, 掩模 140 可以仅包括单个圆 142a 且可以具有已知直径。虽然未明确显示, 但是每个均匀地间隔开的同心圆 142a 之间的距离“d”的实际测量值也可以包括在图案 142 中, 使得当将图案 142 投影到手术部位“S”时, 也将投影实际距离“d”, 因此还将使用户看到实际距离“d”以便在手术部位“S”内进行目测。

[0031] 特别地, 现在转向图 2B, 具有图案 142 的掩模 140 的正面显示为均匀地间隔开的线 142b。显示了八条均匀地间隔开的线 142b, 在线 142b 之间均具有均匀的距离“d”。虽然图 2B 中显示了八条均匀地间隔开的线 142b, 但是掩模 140 可以包括任意数量的均匀地间隔开的线 142b。另外, 虽然未明确显示, 但是每个均匀地间隔开的线 142b 之间的距离“d”的实际测量值也可以包括在图案 142 中, 使得当图案 142 被投影到手术部位“S”中时, 也将投影实际距离“d”, 因此将使用户看到实际距离“d”以便在手术部位“S”内进行目测。

[0032] 继续参照图 2B, 虽然未明确显示, 但是各条单独的均匀间隔开的线 142b 的长度的实际测量值“dd”也可以包括在图案 142 中, 使得当图案 142 被投影到手术部位“S”中时, 实际长度“dd”也将被投影, 因此用户也将看到实际长度“dd”以便在手术部位“S”内进行目测。虽然均匀地间隔开的线 142b 显示为具有与所有其他均匀地间隔开的线 142b 相同的长度“dd”, 但是每条均匀地间隔开的线 142b 可以包括与其他均匀地间隔开的线 142b 不同的长度“dd”。

[0033] 继续参照图 2B, 均匀地间隔开的线 142b 显示为竖直延伸(即向下 / 向上)的均匀间隔开的列。还可以设想的是, 均匀地间隔开的线 142b 可以采用水平延伸(即, 左到右)的行的形式。另外地或可选择地, 均匀地间隔开的线 142b 可以既包括竖直延伸的线又包括水平延伸的线。当水平线和竖直线都存在时, 水平线可以延伸为越过一条或多条竖直的线, 反之亦然。另外地或可选择地, 掩模 140 的一部分可以包括水平延伸的线, 而掩模 140 的另一部分可以包括竖直延伸的线。另外地或可选择地, 竖直延伸的线可以以垂直方式与水平延伸的线相交或者它们可以以非垂直的方式彼此相交。

[0034] 现在转向图 2C, 具有图案 142 的掩模 140 的正面显示为单条线 142c。单条线具有长度“dd”, 且长度“dd”的实际测量值也可以包括在图案 142 中, 使得当图案 142 被投影到手术部位“S”中时, 实际长度“dd”也将被投影, 因此用户还将看到实际长度“dd”以便在手术部位内进行目测。另外地或可选择地, 为了更准确的测量, 单个基准和 / 或标度或者多个基准和 / 或标度可以以其之间已知距离的方式包括在单条线 142c 上。

[0035] 现在转向图 2D, 具有图案 142 的掩模 140 的正面显示为均匀地间隔开的点 142d。每个均匀地间隔开的点 142d 与相邻的均匀间隔开的点 142d 之间具有距离“d”。虽然图 2D 中显示了 16 个均匀地间隔开的点 142d, 但是掩模 140 可以包括任意数量的均匀间隔开的点 142d。另外地, 虽然未明确显示, 但是每个均匀地间隔开的点 142d 之间的距离“d”的实际测量值也可以被包括在图案 142 中, 使得当图案 142 被投影到手术部位“S”中时, 实际距离“d”也将被投影, 因此用户还将看见实际距离“d”以便在手术部位“S”内进行目测。

[0036] 有关图 2A 至图 2D 的上述任何图案 142 可以进一步包括标度(例如基准), 且标度

可以和图案 142 一起被投影到手术部位“S”的需要部分“D”上。利用标度被投影到需要部分“D”上，用户可以通过将投影的图案“P”置于(即，对准)手术部位“S”的需要部分“D”上来测量需要部分“D”。

[0037] 另外地或可选择地，大型远心激光照明器可以以红光波长或近红外波长用作投影通过与患者外部皮肤相接触的大的、柔性的聚合物标度。在选择网片大小以使其在闭合/修补功用方面匹配之前，尽管内部缺陷以及由外科医生的腹腔镜摄像机捕获的器官层和最小散射损失仍然可以在体腔内部或外部进行测量，但是上述实施方案仍能够实现标度本身的投影。

[0038] 现在转向图 3，系统 100 可以进一步包括成像单元 170，其被配置为捕获图像，即，手术部位“S”的像素化图像或者系列图像。特别地，成像单元 170 可以捕获由投影仪组件 110 所创建的投影图案“P”的单个或多个图像。如图 3 所示，投影图案“P”被直接投影到手术部位“S”的需要部分“D”上。另外地或可选择地，虽然未明确显示，但是投影图案“P”可以被投影在手术部位“S”的需要部分“D”附近。成像单元 170 可以是 CMOS 摄像机、光栅扫描装置或者本领域中已知的任何其他合适的成像单元。成像单元 170 可以布置在投影仪组件 110 内，可以可操作地联接到投影仪组件 110，或者可以是与投影仪组件 110 分离的单元。远心透镜也可以是捕获由投影仪组件所产生的投影图案的图像的成像单元(图 3 和图 4 中的 170)的一部分。

[0039] 继续参照图 3，系统 100 可以进一步包括可操作地联接到成像单元 170 的微处理器 175。成像单元 170 经由有线连接或无线地将手术部位“S”的被捕获的单个或多个图像发送到微处理器 175。虽然微处理器 175 被显示为与成像单元 170 分离的部件，但是也可以设想的是，微处理器 175 可以与成像单元 170 是同一单元，并且 / 或者成像单元 170 可以能够执行微处理器 175 的所有功能。因为成像单元 170 无法从与投影仪组件 110 相同的视角(即，相同的观察角)观察手术部位“S”上的投影图案“P”，所以微处理器 175 被配置为对由成像单元 170 所发送的捕获的单个或多个图像执行视差修正。另外地或可选择地，如上所述，成像单元 170 可以被配置为执行视差修正。微处理器 175 可以被配置为分析由成像单元 170 捕获的图像并计算手术部位“S”的需要部分“D”的测量尺寸。

[0040] 另外地或可选择地，微处理器 175 可以采用三角测量技术来估算投影仪组件 110 和 / 或成像单元 170 与手术部位“S”的需要部分“D”之间的相对距离。能够通过多种方式来获得三角测量，包括使用单个成像装置 170、多个成像装置、或者成像装置 170 和准直光源的组合。另外地或可选择地，还可以采用光学和 / 或声学方法来用于测距，其一个示例可以是光学或声学干涉仪(未明确示出)和 / 或传感器(未明确示出)。为了额外的准确度，可以通过多个已知的相对角来执行计量。在需要三角测量和 / 或距离感测的应用中，借助于 LED 或激光源，与 Si 基传感器或 GaAs 基传感器一起可以实现条纹计数外差干涉仪。

[0041] 继续参照图 3，系统 100 可以进一步包括可操作地联接到微处理器 175 的显示器 180。另外地或可选择地，显示器 180 可以可操作地联接到成像单元 170。可以设想的是，显示器 180 可以是图形用户界面，且显示器 180 可以与投影仪组件 110 和 / 或成像单元 170 所附接的手术内窥镜成一体，使得用户可以直接在器械(即手术内窥镜)上观察在显示器 180 上产生的图像和 / 或计算出的测量值。显示器 180 显示由成像单元 170 所捕获的图像。另外地或可选择地，显示器 180 可以显示由微处理器 175 和 / 或成像单元 170 计算出的测量

尺寸。

[0042] 继续参照图 3, 系统 100 可以进一步包括经由有线连接或无线地可操作地联接到微处理器 175、成像装置 170 和 / 或显示器 180 的快速原型化或打印装置 190。打印装置 190 可以是, 例如但不限于, 激光切割机或织机, 其可以制造定制的植入物或衬底, 然而, 打印装置 190 可以是本领域中已知的任意打印装置。微处理器 175 将由成像单元 170 所捕获的图像发送到打印装置 190 以便将被捕获的图像打印到衬底上和 / 或创建衬底。衬底可以是, 例如但不限于, 手术用网片。衬底, 即手术用网片, 可以包括由交织的细丝制成的多孔织物, 其中打印装置 190 被配置为交织细丝。细丝可以是单丝或复丝, 并且在实施例中, 多个复丝可以被结合形成纱线。细丝可以在细丝彼此交叉创建共同相交点的地方产生截面的方式水平延伸和竖直延伸。衬底(即, 手术用网片)可以是纺织的、无纺的、针织的或编织的。在一些实施例中, 细丝可以形成二维网片或三维网片。打印装置 190 根据计算值、测量值和由成像单元 170 和 / 或微处理器 175 所捕获和创建的图像来打印和 / 或以其他方式创建衬底(即, 手术用网片)。网片可以印有由外科医生确定的或由计算机通过专家系统算法确定的最佳固定点或者基点。可以计算出这些点以估计腹部缩小的效果, 使得减小后的直径允许网片正确地落在组织上, 而不是例如产生褶皱。

[0043] 继续参照图 3, 光发射器 120 发射光束 130 以在手术部位“S”的需要部分“D”上创建投影图案“P”。如上所述, 投影图案“P”可以包括投影形状的实际尺寸。虽然如上所述, 图 3 示出了均匀地间隔开的同心圆 142a (图 2A), 但是投影图案“P”可以包括图 2A 至图 2D 中描述的任何图案或者其任意组合。

[0044] 现在转向图 4, 并继续参照图 3, 现在将描述使用计量系统 100 的方法。如图 4 所示, 待测量的需要部分“D”存在于组织“T”下方的手术部位“S”内。计量系统 100 的投影仪组件 110 可以附接到手术器械“N”的远侧端。通过被定位在组织“T”内开口中的手术介入口“A”来插入手术器械“N”。通过手术介入口“A”插入内窥镜“E”以便观察手术部位“S”。如上所述, 内窥镜“E”可以是系统 100 的成像单元 170。另外地或可选择地, 成像单元 170 可以可操作地联接至内窥镜“E”和 / 或手术器械“N”。

[0045] 继续参照图 3 和图 4, 且如上所述, 投影仪组件 110 的光发射器 120 发射光束 130 通过远心透镜 135 和 / 或掩模 140。掩模 140 的图案 142 确定被投影到手术部位“S”中(特别是被投影到手术部位“S”的需要部分“D”上)的相应图案“P”。光束 130 可以包括多波长的光以用于测量手术部位“S”的需要部分“D”(即患病组织)的不同特征或者用于同时画出其边缘轮廓。例如, 用户可以通过观察被投影到需要部分“D”上的不同波长来分析需要部分“D”。

[0046] 在投影图案“P”被投影到手术部位“S”中后, 用户可以分析被投影的图案“P”。用户可以在显示器 180 上观察手术部位“S”内需要部分“D”上的投影图案“P”。除了在显示器 180 上观察手术部位“S”以外, 用户还可以在显示器 180 上观察由微处理器 175 计算出的需要部分“D”的计算出来的测量尺寸。利用需要部分“D”上的投影图案“P”, 用户可以通过以下进一步详述的几种不同方式来分析需要部分“D”的实际大小。

[0047] 特别地, 当掩模 140 具有同心环 142a(图 2A), 每个环 142a 代表给定尺寸的半径且同心环 142a 被投影到手术部位“S”中作为投影图案“P”时, 用户可以通过将需要部分“D”与同心环 142a 相比较来分析和 / 或测量需要部分“D”。另外地或可选择地, 当掩模 140 包

括均匀地间隔开的线 142b (图 2B) 且均匀地间隔开的线 142b 被投影到手术部位“S”中作为投影图案“P”时, 用户可以通过将需要部分“D”与均匀地间隔开的线 142b 相比较来分析和 / 或测量需要部分“D”。另外的或可选择地, 当掩模 140 包括单条线 142c (图 2c) 且单条线 142c 被投影到手术部位“S”中作为投影图案“P”时, 用户可以通过将需要部分“D”与单条线 142c 相比较来分析和 / 或测量需要部分“D”。另外地或可选择地, 当掩模 140 包括均匀地间隔开的点 142d (图 2D) 且均匀地间隔开的点 142d 被投影到手术部位“S”中作为投影图案“P”时, 用户可以通过将需要部分“D”与均匀地间隔开的点 142d 相比较来分析和 / 或测量需要部分“D”。如前所述, 投影图案“P”可以包括标度和 / 或基准以有助于测量。

[0048] 如上所述, 具体的基准和 / 或标度可以被投影在手术部位“S”上, 手术部位“S”可以被成像到图像的像素阵列传感器上, 在像素阵列传感器中基于相对大小和形状或者基准位置的现有信息, 图像处理算法创建目标部位“S”上关注部分的尺寸特征。关注部分的这些特征包括, 例如, 用于附接植入物的最佳固定点和基点。为了额外的准确度, 虽然未示出, 但是可以通过多个已知的相对角执行计量。

[0049] 如上所述, 远心透镜 135 和 / 或掩模 140 可以由柔性材料形成。在远心透镜 135 和 / 或掩模 140 由柔性材料形成的情况下, 为了插入到手术部位“S”中, 用户可以例如通过卷曲或折叠来减小远心透镜 135 和 / 或掩模 140 的大小。在插入到手术部位“S”中之后, 远心透镜 135 和 / 或掩模 140 可以恢复到原始形状以将光束 130 投影到手术部位“S”中。

[0050] 使用远心透镜 135 能够使投影图案“P”成为像空间中的远心。该特征允许, 例如, 独立于用于捕获投影图案“P”的图像的成像单元 170 光学装置中的任意放大率变化, 掩模 140 的标度 142 (图 2A 至图 2D) 被直接投影在手术部位“S”的任何部分上(即, 手术过程中的任何器官上), 从而向用户创建任何需要部分“D”的直接测量。

[0051] 投影图像、基点和其他基准可以具有足够的亮度以照射通过组织和 / 或网片, 从而允许外科医生通过腹部或中间组织以及筋膜层从外部区分这些特征。因而, 可以将网片最佳地定位在内部, 使用需要图案和从外部可见的图案来照射网片, 从而允许从腹膜外部到腹膜内部的准确固定。

[0052] 从前面的描述和附图中可以理解的是, 已经描述了根据本公开的光学计量和图像修正系统的实施例, 其产生采用相干或不相干的可见、紫外线或近红外线(IR)辐射进行实时体腔内计量的方法, 从而减少总的手术时间并减轻外科医生的认知负担。实施例还利用更准确、更小的(取决于微型化的等级)切口操作潜在地改善了患者的手术效果, 这不太容易出现人为错误或计算错误。

[0053] 手术操作的改善源自时间的节省和当试图为给定的体内工作或操作选择依赖测量的装置时(例如, 在疝气修补期间选择网片大小时)由给定外科医生做出的更准确的手术选择。

[0054] 虽然在附图中已经示出了本公开的几个实施例, 但是并不旨在将本公开限制于此, 而是意指本公开具有本领域将允许的尽可能宽的范围, 并且意指也同样地来理解说明书。因此, 上述说明不应该被解释为限制, 而仅仅是作为特定实施例的示例。

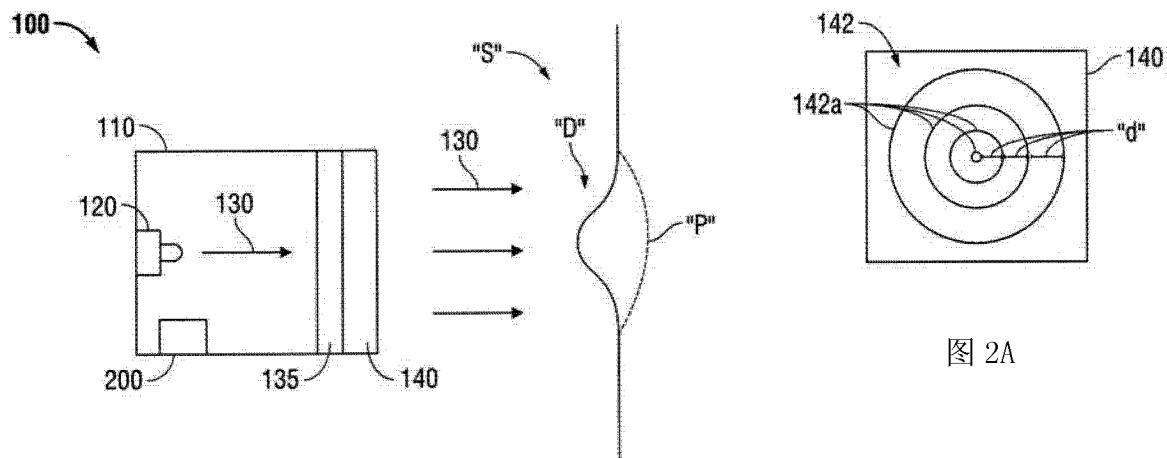


图 2A

图 1

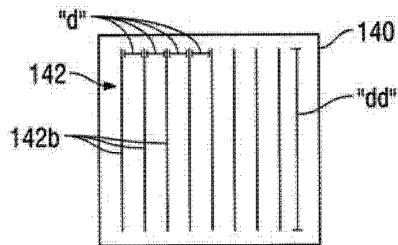


图 2B

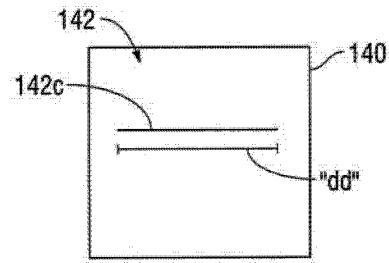


图 2C

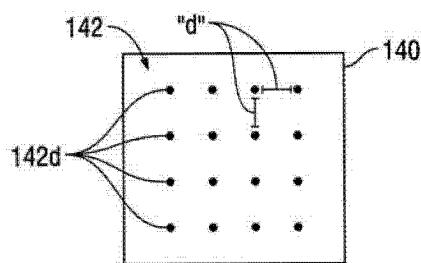


图 2D

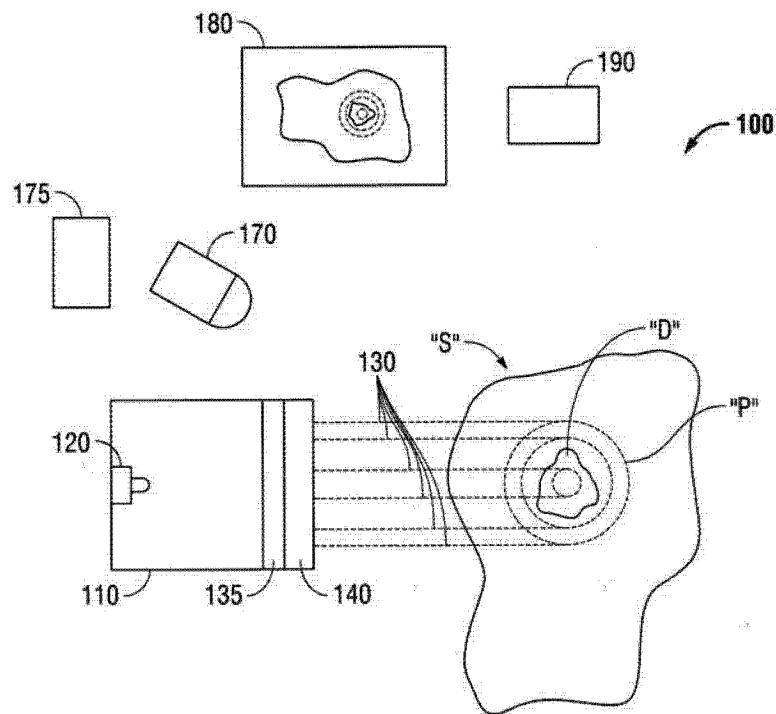


图 3

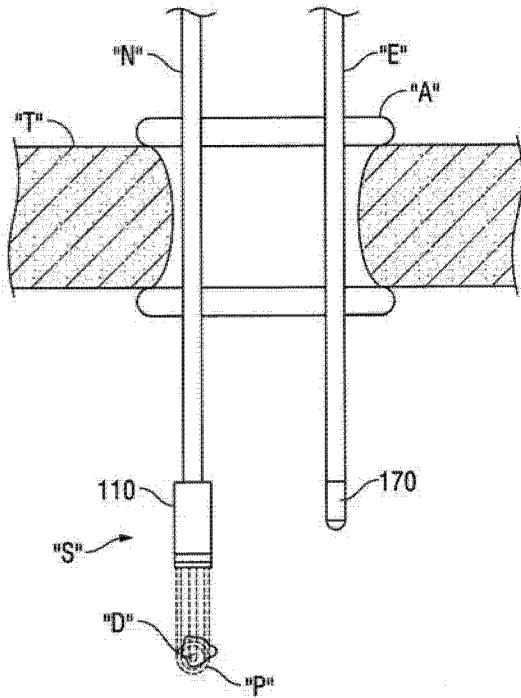


图 4

专利名称(译)	用于实时原位手术计量的远心标度投影系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN103565524A</a>	公开(公告)日	2014-02-12
申请号	CN201310317291.2	申请日	2013-07-25
[标]申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
申请(专利权)人(译)	柯惠LP公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯惠LP公司		
[标]发明人	平托坎迪多迪奥尼西奥 拉维迪尔瓦苏拉 詹姆斯鲍尔 马勇 潘迪阿什维尼 约拿单托马斯		
发明人	平托·坎迪多·迪奥尼西奥 拉维·迪尔瓦苏拉 詹姆斯·鲍尔 马勇 潘迪·阿什维尼 约拿单·托马斯		
IPC分类号	A61B19/00		
CPC分类号	A61B5/107 G01B11/25 G01B11/02 A61B19/46 A61B5/1076 A61B2019/461 A61B5/1075 A61B5/6841 A61B90/06 A61B2090/061 B33Y80/00 G01B11/2513		
代理人(译)	黄威 徐爱萍		
优先权	61/675397 2012-07-25 US 13/928667 2013-06-27 US		
其他公开文献	<a href="#">CN103565524B</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

## 摘要(译)

本发明公开了一种用于实时原位手术计量的远心标度投影系统。一种用于确定内窥镜尺寸测量值的系统和方法，包括投影仪组件以及联接到所述投影仪组件的掩模，所述投影仪组件包括用于将光投影通过远心透镜并投影到手术部位中的光源。从所述光源投影出的光投影通过所述掩模。通过所述掩模的投影的光可以是准直的图案，所述准直的图案在大小上不根据距投影平面的距离的函数而显著变化。投影的光图案可以包括用于测量组织的不同特征的多波长的光，且可以结合光成形光漫射器使用激光器、或者结合光成形光漫射器使用发光二极管或者使用空间滤波器来产生投影的光图案。投影的光图案可以采取同心环的形式，每个环代表给定尺寸的半径。

