



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104224095 A

(43) 申请公布日 2014. 12. 24

(21) 申请号 201410285780. 9

(22) 申请日 2014. 06. 23

(30) 优先权数据

13/924, 350 2013. 06. 21 US

(71) 申请人 全视技术有限公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 多米尼克·马塞蒂

(74) 专利代理机构 北京清亦华知识产权代理事

务所(普通合伙) 11201

代理人 宋融冰

(51) Int. Cl.

A61B 1/05(2006. 01)

A61B 1/273(2006. 01)

A61B 1/31(2006. 01)

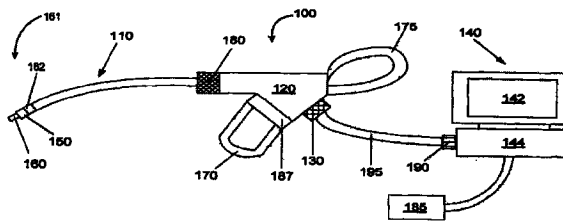
权利要求书2页 说明书9页 附图5页

(54) 发明名称

具有整合式方位指示器的影像传感器

(57) 摘要

本发明的题目是一种用于医疗程序系统的影像传感器系统,包括:一传感器阵列,用于产生一场景的影像数据;以及一方位传感器,直接机械地连接至影像传感器。方位传感器产生一代表传感器阵列的方位的电气信号。一处理器接收影像数据与电气信号并产生此场景的一影像,此场景的影像被改变,以补偿传感器阵列的方位。



1. 一种用于内视镜程序的医疗系统,包括:
内视镜;
传感器阵列,部署在所述内视镜上,用于产生关于场景的影像数据;
方位传感器,直接机械地连接至所述影像传感器,所述方位传感器产生至少一个代表所述传感器阵列的方位的电气信号;及
处理器,用于接收所述影像数据与所述至少一个电气信号并产生所述场景的影像,所述场景的所述影像被改变,以补偿所述传感器阵列的方位。
2. 如权利要求 1 所述的系统,其中所述处理器旋转所述影像以补偿所述传感器阵列的所述方位。
3. 如权利要求 1 所述的系统,其中所述方位传感器为一种二维方位传感器。
4. 如权利要求 1 所述的系统,其中所述方位传感器为一种三维方位传感器。
5. 如权利要求 1 所述的系统,其中所述方位传感器为加速计。
6. 如权利要求 5 所述的系统,其中所述加速计为双轴加速计。
7. 如权利要求 5 所述的系统,其中所述加速计为一种三轴加速计。
8. 如权利要求 5 所述的系统,其中所述加速计为微机电系统加速计。
9. 如权利要求 8 所述的系统,其中:
所述传感器阵列为一种具有第一侧及第二侧的集成电路;及
所述微机电系统加速计设置在所述传感器阵列集成电路的所述第二侧上。
10. 如权利要求 1 所述的系统,还包括显示器,用于显示所述场景的所述影像。
11. 如权利要求 1 所述的系统,其中所述影像传感器与所述方位传感器彼此接触而被设置成一堆迭配置。
12. 如权利要求 1 所述的系统,其中所述影像传感器与所述方位传感器电性连接在一起。
13. 如权利要求 1 所述的系统,其中所述影像传感器与所述方位传感器共享共同的导电体。
14. 一种影像传感器系统,包括:
传感器阵列,用于产生关于场景的影像数据;
方位传感器,直接机械地连接至所述数据传感器,所述方位传感器产生至少一个代表所述传感器阵列的方位的电气信号;及
处理器,用于接收所述影像数据与所述至少一个电气信号并产生所述场景的影像,所述场景的所述影像被改变,以补偿所述传感器阵列的方位。
15. 如权利要求 14 所述的影像传感器系统,其中所述处理器旋转所述影像以补偿所述传感器阵列的所述方位。
16. 如权利要求 14 所述的影像传感器系统,其中所述方位传感器为一种二维方位传感器。
17. 如权利要求 14 所述的影像传感器系统,其中所述方位传感器为一种三维方位传感器。
18. 如权利要求 14 所述的影像传感器系统,其中所述方位传感器为加速计。
19. 如权利要求 18 所述的影像传感器系统,其中所述加速计为双轴加速计。

20. 如权利要求 18 所述的影像传感器系统,其中所述加速计为一种三轴加速计。
21. 如权利要求 18 所述的影像传感器系统,其中所述加速计为微机电系统加速计。
22. 如权利要求 21 所述的影像传感器系统,其中:
所述传感器阵列作为一种具有第一侧及第二侧的集成电路;及
所述微机电系统加速计设置在所述传感器阵列集成电路的所述第二侧上。
23. 如权利要求 14 所述的影像传感器系统,还包括显示器,用于显示所述场景的所述影像。
24. 如权利要求 14 所述的影像传感器系统,其中所述影像传感器与所述方位传感器彼此接触而被设置成堆迭配置。
25. 如权利要求 14 所述的影像传感器系统,其中所述影像传感器与所述方位传感器电性连接在一起。
26. 如权利要求 14 所述的影像传感器系统,其中所述影像传感器与所述方位传感器共享共同的导电体。
27. 如权利要求 14 所述的影像传感器系统,其中所述传感器阵列与所述方位传感器设置在内视镜医疗仪器中。

具有整合式方位指示器的影像传感器

技术领域

[0001] 本发明是有关于影像传感器,且特别是有关于使用于内视镜取景的影像传感器。

背景技术

[0002] 在微创手术 (minimal access surgery, MAS) 的领域中,可包括譬如 CMOS 影像传感器的照相机或成像仪,一般用于远程诊断及精确手术导航。内视镜检查通常是指为了医疗理由而使用内视镜来观看身体内部,内视镜为一种用于检查身体的一中空器官或腔体的内部的仪器。内视镜通常包括一照相机或成像仪,其被使用以形成一被检查的身体的一部分的影像。不像大部分的其它医疗取景装置的是,内视镜是直接插入至被检查的器官中。

[0003] 内视镜检查具有用以观看、诊断及治疗身体的各种部位的许多应用。举例而言,结肠镜检查表示用以观看、诊断及 / 或治疗大肠及 / 或结肠的内视镜检查的应用。关节镜检查表示用以观看、诊断及 / 或治疗一关节的内部的内视镜检查的应用。腹腔镜检查表示用以观看、诊断及 / 或治疗腹腔或骨盆腔的内视镜检查的应用。

[0004] 装设至已知的内视镜的照相机用于建立一在其宽视场之内的物体或场景的影像。影像是以照相机的直立轴被显示为显示器上的影像的直立轴的方式被显示。因为内视镜在被远程操控时的各种移动,或在一药丸内视镜在自由移动时的情况下,此显示的影像会旋转。

[0005] 所显示的影像的这种旋转会使此程序 (procedure) 复杂化,并会不利地影响此程序的成果。一种适当配向的稳定影像将导致更快的、更有效且更成功的程序。

发明内容

[0006] 依据一个实施样态,提供一种用于内视镜程序的医疗系统。此系统包括一内视镜及一传感器阵列,传感器阵列部署在内视镜上,用于产生关于一场景的影像数据。一方位传感器直接机械地连接至影像传感器,方位传感器产生至少一代表传感器阵列的方位的电气信号。一处理器接收影像数据与至少一电气信号并产生此场景的一影像,此场景的影像被改变以补偿传感器阵列的方位。

[0007] 依据另一实施样态,提供一种影像传感器系统。此系统包括:一传感器阵列,用于产生关于一场景的影像数据;及一方位传感器,直接机械地连接至影像传感器,方位传感器产生至少一代表传感器阵列的方位的电气信号。一处理器接收影像数据与至少一电气信号,并产生此场景的一影像,此场景的影像被改变以补偿传感器阵列的方位。

附图说明

[0008] 上述及其它特征及优点将从如显示于附图中的较佳实施例的更特定的说明可清楚理解到,其中相同的参考符号表示遍及不同视图的相同构件。这些附图未必按比例绘制,而是将重点放在说明本发明概念的原理之上。

[0009] 图 1 包括依据某些例示实施例的本说明书适用的一内视镜系统的概要侧视图。

[0010] 图 2 包括依据某些例示实施例的图 1 所示的内视镜系统的一探针的远程的概要透视图。

[0011] 图 3 包括依据某些例示实施例的部署在一内视镜仪器的一远程的一取像组件的详细概要剖面图。

[0012] 图 4 包括一组相互正交的迪卡儿 (Cartesian) 坐标轴图,其显示依据某些例示实施例的用于侦测一影像传感器的方位及移动的一方位传感器 (例如微机电系统加速计) 的功能。

[0013] 图 5 包括使用来自一个三轴加速计的数据以补偿一内视镜仪器的动作的系统及方法的概要方块图。

[0014] 图 6 包括装设至一内视镜仪器的一探针的一末端的一个三轴加速计的影像。

具体实施方式

[0015] 依据例示实施例,本说明书说明一种用于由位在一内视镜装置的一远程的一影像传感器提供影像的系统、装置及方法。所提供的影像包括补偿远程影像传感器的方位,以使影像可被呈现在一个具有一稳定直立轴 (亦即,在远程观看位置并未随着影像传感器的旋转转动的一直立轴) 的显示器上。本说明书适用的装置可以是任何型式的装置,其由一可移动装置 (例如一内视镜手术装置) 的远程提供一远程位置的一影像。本说明书适用的这种装置可包括譬如结肠镜检查装置、关节镜检查装置、腹腔镜检查装置、血管造影装置、药丸内视镜装置及任何其它这种远程观看装置。本说明书适用于在 MAS 中所使用的装置,包括微创手术 (Minimally Invasive Surgery, MIS) 及经自然孔隙内视镜手术 (Natural Orifice Translumenal Endoscopic Surgery, NOTES) 以及其它这种专门领域。本说明书亦适用说明于共同拥有的公开于 2012 年 4 月 12 日的美国申请案公开号 US 2012/0086791 中的任何一个装置、系统、程序及 / 或方法。那个申请公开案 (以下成为 '791 公开案) 的整体内容在此并入作参考。

[0016] 依据某些例示实施例,补偿远程影像传感器的移动由一方位传感器的实质上刚性、机械连结至远程影像传感器所提供,以使方位传感器维持在与影像传感器相对静止的关系。亦即,影像传感器的任何移动亦是由方位传感器所经历并侦测。因此,方位传感器侦测影像传感器的移动与方位,并产生代表影像传感器的方位的一个或多个电气信号。这些方位信号由一影像处理器所接收,并使用于产生一被观看的远程场景的影像,其中旋转补偿被导入至影像中以补偿任何方位的改变,例如,位在譬如内视镜的远程的远程影像传感器的旋转。

[0017] 参见图 1 及 2,内视镜系统 100 包括一个用于插入一患者的探针 110,设置在一镜核心 (scope core) 120 上,连接至一处理系统 130,并通过一缆线 195 及一插头 190 最后到达一监视 / 储存站 140。探针 110 包括一影像传感器 (例如 CMOS 影像传感器 150) 及一设置在一支撑物上的透镜 160。如图 2 所示,探针 110 设置一个或多个光源 151,其可采取各种形式的其中一个,包括一探针上的光源,例如发光二极管、光纤的末端、其它光学导波路或传输系统 100 中别处所产生的光的其它手段。探针 110 亦可包括用以改变视野的手段,例如,使影像传感器 150 旋转及 / 或延伸 / 改变影像传感器 150 的位置。探针 110 可采取各种形式的其中一种,包括一刚性结构或能够使导管或其它通道 "蜿蜒" 向下的弹性可控

制仪器。探针 110 亦支撑来自影像传感器 150 的配线 152 及光源 151, 以及任何用于控制探针 110 及 / 或设置在其中的影像传感器 150 的移动的额外机构。

[0018] 透镜组件 160 可通过一电动调焦控制机构而可移动。或者, 数个透镜组件 160 可被固定在给予一景深的位置中, 借以在离大于一选择的最小对焦距离的探针远程的所有距离提供一对焦影像。

[0019] 探针 110 连接至一镜核心 120, 其为一种提供一可装设其它组件的骨架以及供其它组件的连接用的电路的结构。举例而言, 供一操作员用的一手握柄 170 可装至镜核心 120。一探针操控把手 175 亦可装至镜核心 120 且可被使用以操控探针 110 移动, 例如前进、缩回、旋转等。镜核心 120 可包括一供影像传感器 150 用的电源 180。电源 180 可以与另一电源 185 分离, 电源 185 可被使用于系统 100 的其余部分。电源 180 及 185 的分离可减少电噪声。如果探针 110 包括一用以改变影像传感器 150 的位置的装置或机构, 则对于那个功能的控制, 可利用在这些组件的外部上的按键而被部署在镜核心 120、探针操控把手 175 或手握柄 170 中。与影像传感器 150 分开的供系统 100 用的电源, 从监视 / 储存站 140 或从一连接至镜核心 120 或手握柄 170 的单独电池 187 流动。

[0020] 当来自探针 110 的信号离开身体, 或者, 在非医疗应用中, 离开任何其它具有空间及其它限制的观看地点时, 其通过一处理 / 连接器系统 130, 其在某些例示实施例中为可如期望执行一宽广范围的功能的一弹性阵列的处理器电路。处理器电路可被组织在一个或多个集成电路及 / 或于其间的连接器, 且沿着在探针 110 与将观看影像的点之间的路径被储藏在在一个或多个模块及 / 或插头中。在某些例示实施例中, 使用镜核心 120 作为一个连结点, 可设置一连接器系统 130 横越过此连结点。在某些例示实施例中, 如图 1 所示, 初始处理及模拟与数字转换在一设置在镜核心 120 外部或许设置至底部的连接器系统模块 130 中被执行, 以便避免延长镜 100 超过必需的。连接器系统模块 130 因而通过缆线 195 而连接至一装设至监视 / 储存站 140 的末端插头 190, 在此可观看影像。

[0021] 在其它例示实施例中, 连接器系统模块 130 连接至镜核心 120 的顶端侧, 以便避免延长镜 100 超过必需的。依据最终用户的偏好及 / 或需要, 其它例示实施例具有在如上所述的一连接器系统中被执行的更多或更少功能。可使用各种缆线 195 以连结系统 100 的各种阶段。举例而言, 利用目前使用于汽车用解决方法中的一低电压差动讯号 (LVDS) 电接口的一种可能的连结, 可允许的最大长度为 10 公尺, 而其它选择将具有较短的所及范围。一个例示实施例包括被置于缆线 195 的末端, 而不是在镜核心 120 上的连接器模块 130。又, 在某些例示实施例中, 最后的影像信号转换器集成电路芯片可被储藏在被设计以将连接器系统 130 直接连结至监视 / 储存站 140 的插头 190 中。

[0022] 在某些例示实施例中, 连接器系统 130 插到可包括一观看屏幕或显示器 142 及 / 或一数据储存装置 144 的监视 / 储存站 140 中。标准桌面或膝上型电脑可担任这个功能, 其中采用适当的信号转换以将信号转换成一种能够被一标准视频显示装置收到的格式。如果需要的话, 监视 / 储存站 140 可包括额外处理软件。在某些例示实施例中, 监视 / 储存站 140 如期望的被一内部电池或一单独电源 185 供电。其电源向上游流动以供电给不是由传感器电源 180 供电的系统 100 的部件。

[0023] 在本说明书的范围之内可采用系统 100 的多数替代实施例。这种替代实施例的例子详细说明于' 791 公开案中。图 1 及 2 所示的实施例只是例示的。

[0024] 继续参考图 1 及 2, 依据本说明书, 在某些例示实施例中, 探针 110 包括一位在其远程的取像组件 161。取像组件 161 包括一个或多个透镜组件 160, 以及固定至影像传感器 150 的一背面或近端侧的方位传感器 162。在某些例示实施例中, 方位传感器 162 可以是一双轴或三轴微机电系统 (MEMS) 加速计。在某些特定例示实施例中, 微机电系统加速计 162 直接靠着集成电路影像传感器 150 的背面被堆迭且与其呈静止关系。当探针 110 且因而是影像传感器 150 移动时, 方位传感器 162 随着影像传感器 150 移动, 并随着时间的推移追踪其移动与影像传感器 150 的移动。方位传感器 162 沿着两个或三个轴向感测惯性的改变, 并沿着图 2 所示的配线 152 提供代表影像传感器 150 的移动及方位的信号。这些信号用于旋转显示器 142 上的影像, 以使影像传感器 150 的旋转或其它方位改变被补偿, 且不会导致显示器 142 上的影像的旋转或其它移动。方位传感器或加速计 162 亦可相对于垂直于一个标准的重力场追踪其自己的运动及方位, 因而追踪影像传感器 150 的运动及方位。

[0025] 图 3 包括依据某些例示实施例的部署在一内视镜仪器的一远程的取像组件 161 的详细概要剖面图。参见图 3, 取像组件 161 包括部署在影像传感器 150 上面的一个或多个堆迭的透镜组件 160。透镜组件 160 及影像传感器 150 被部署在微机电系统加速计 162 上面, 以使微机电系统加速计 162 形成在影像传感器 150 的背面。通过导电体 (例如焊球 162 或类似的电性连接建构, 而电性接触至微机电系统加速计 162 及影像传感器 150。堆迭的透镜组件 160、影像传感器 150 及微机电系统加速计 162 可通过焊球 163 而电性连接至一配线建构, 例如一印刷电路板 (PCB) 或基板 165。PCB 或基板 165 包括必须将关于影像传感器 150 及微机电系统加速计的电气信号传导往返影像传感器 150 及微机电系统加速计 162 的配线。外部连接至 PCB 或基板 164 通过导电体 (例如焊球 167) 或类似的电性连接建构而做成。在某些例示实施例中, 影像传感器 150 及微机电系统加速计 162 共享共同的电性连接, 譬如电源连接。

[0026] 图 4 包括一组相互正交的迪卡儿坐标轴图, 其显示依据某些例示实施例的用于侦测影像传感器 150 的方位及移动的方位传感器 (亦即, 微机电系统加速计 162) 的功能。参见图 4, 微机电系统加速计 162 侦测并产生代表沿着所有三个相互正交的轴 (亦即, x、y 及 z 轴) 的平移或直线运动组件的信号。又, 继续参考图 4, 微机电系统加速计 162 侦测并产生代表绕着三个轴的旋转运动的信号, 旋转运动被称为俯仰 (pitch)、滚动 (roll) 及偏摇 (yaw)。因此, 微机电系统加速计 162 侦测并产生代表影像传感器 150 的这六种程度的运动的信号, 从而允许影像传感器 150 的所有运动在显示器 142 上的影像的展示中被补偿。

[0027] 依据某些例示实施例, 微机电系统加速计 162 可譬如美国得克萨斯州的奥斯汀的飞思卡尔 (Freescale) 半导体公司所制造并销售的 Freescale Xtrinsic MMA8491Q 三轴加速计, 或其它类似的装置。微机电系统加速计 162 感测影像传感器 150 在所有六种程度的运动中的运动并产生代表侦测到的运动的电性运动信号。这些运动信号连同来自影像传感器 150 的影像数据信号被传输至处理器电路, 例如处理 / 连接器系统 130 中的处理器电路。这些处理器电路通过使用影像数据信号与运动信号两者产生场景的影像, 且对影像传感器 150 侦测到的运动具有适当补偿, 以产生出现在显示器 142 上的影像。所产生的影像在显示器 142 上维持一稳定方位, 借以使得影像更容易被处理此程序的人观看。

[0028] 依据某些例示实施例, 用以修正 / 补偿影像传感器的旋转及其它移动, 从由影像传感器 150 所产生的数据信号以及由方位传感器 162 所产生的运动信号, 来产生供显示器

用的影像的例示的数据处理可譬如是属于说明于由 Höller, K. 等人的期刊文章“内视镜方位修正”, Med Image Comput Assist Interv, 12(Pt1), 2009, 第 459-66 页中的型式, 其整体内容在此并入作参考。由 Höller, K. 等人的那个期刊文章的相关部分转载于下。

[0029] 在内视镜手术(特别是具有弹性内视镜)中的一项开放问题为缺乏在内视镜影像中的稳定水平线。利用我们的“最终方位(Endorientation)”方法, 影像旋转修正, 即使是在非刚性内视镜手术(特别是 NOTES)中, 仍可利用置于内视镜的尖端的微小的 MEMS 三轴惯性传感器而被实现。其测量出重力对三个正交的加速计轴的每一个的影响。在这三个数值的一初始校准及过滤之后, 直接估计出旋转角度。可达成的重复速率高于 30Hz 的一般内视镜的视频画面速率; 精度大约是 1 度。影像旋转通过数字旋转模拟式内视镜的视频信号而实时被执行。改善及效益已在动物研究中被评估; 不同仪器的协调与关于重力相关的形变及移动的组织行为的评估, 被评为能够更加直观内视镜影像上的稳定水平线。

[0030] 1、引言

[0031] 在过去几年里, 自然腔道内视镜手术(Natural Orifice Translumenal Endoscopic Surgery (NOTES)) 已变成在外科手术内的最大的新挑战之一, 并具有强大的潜力以最终顺利完成微创手术(MIS)。目前, MIS 介入(interventions) 主要是由外科医生通过使用从外部插入腹部的刚性腹腔镜而实现, 而胃肠病专家应用弹性的视频内视镜以供肠胃消化道(食道、胃、结肠等)的病变的侦测及移除用。因为目前实行的 NOTES 及混合式介入需要弹性内视镜以接达腹腔与需要手术仪器及技能以执行实际介入, 所以需要学科及技术两者。不管患者内部的内视镜尖端的方位、旋转及俯仰与显示在监视器上的影像方位为何, 胃肠病专家已被训练并习惯于通过推、拉及旋转弹性视频内视镜而通过结肠、胃或食道的管腔浏览。另一方面, 外科医生习惯于一在内视镜的尖端与患者的内部之间的固定关系, 正如其中没有一个是介入期间改变他们的位置。然而, 在视觉显示空间与物理工作空间之间的空间方位上的失配, 导致降低的手术性能。

[0032] 因此, 为了帮助外科医生解释并读取来自弹性视频内视镜的影像, 依据一预先定义的主轴的一自动化影像校正或重新定位是需要的。旋转影像的问题在混合式 NOTES 程序中甚至更重要, 于此一额外微仪器在相当复杂的介入期间被插入通过腹壁以供解说及任务用。

[0033] 在以往, 已提出关于运动追踪及影像调整的不同的方法。几个方法使用从手术中获得的 3D 数据与手术前 CT 或 MRI 体的配准(registration) 达成的参数。这种手术中的 3D 数据可从下述影像驱动方法获得, 像单眼的从明暗恢复形状(shape-from-shading) 及从运动恢复结构(从运动恢复结构)、立体视觉三角法(stereocular triangulation)、具有结构光的主动照明或一额外飞行时间/光子混合装置照相机的应用。但即使手术中的 3D 数据可例如通过不需要数据后处理及具有高于 30Hz 的帧率的飞行时间照相机而实时获得并重建, 配准参数的实时计算仍然是一项挑战, 特别因为结肠或胃提供较少的适用特征点。

[0034] 可能的追踪技术包括可被应用至一内视镜的电磁追踪的概念。这不但需要一在内视镜的尖端中的额外传感器, 而且需要一外部磁场。这可容易地受到金属仪器扰乱并导致数个更进一步的限制。测量所需的方位角的一个非常简单的方法将在此工作中被提出, 并由将一微机电系统(MEMS) 式惯性传感器装置并入内视镜的尖端以测量三个正交方向中的影响力所构成。如果内视镜并未移动, 则只有重力的加速度对三个轴有影响。

[0035] 2、方法

[0036] 2.1、技术方法

[0037] 为了说明关于重力的方向的内视镜的方位,一具有轴 x 、 y 及 z (依据 DIN9300 航空标准) 的迪卡儿“内视镜板导航系统”使用作为身体参考骨架。尖端点在 x 方向是视轴,影像底部是在 z 方向,而 y 轴为正交于水平影像方向至右两者。绕着这些轴的旋转被称为滚动 Φ (绕着 x),俯仰 Θ (绕着 y) 及偏摇 Ψ (绕着 z)。影像旋转只必须绕着正交于影像平面的光轴 x 执行。重力 g 被视为一外部独立向量。因为不存在有明确的角度信息,所以只有重力对每个轴的影响可被使用以校正影像方位。方程式 (1) 表示必须如何选择 IMU (惯性测量单元) 的旋转参数 Φ 、 Θ 及 Ψ ,以回到一校正的空间方位,其中 z 平行于 g :

[0038]

$$\begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\phi) & \sin(\phi) \\ 0 & -\sin(\phi) & \cos(\phi) \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \cos(\theta) & 0 & -\sin(\theta) \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin(\theta) & 0 & \cos(\theta) \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \cos(\psi) & \sin(\psi) & 0 \\ -\sin(\psi) & \cos(\psi) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -\sin(\theta)g \\ \sin(\phi)\cos(\theta)g \\ \cos(\phi)\cos(\theta)g \end{pmatrix} \quad (1)$$

[0039] $F_{x,y,z}$:量测的加速度

[0040] 使用两个参数的函数 $\arctan2$ 以在 $\pm \pi$ 的范围内处理 \arctan 歧义,最终可计算出关于滚动 Φ 为 $F_x \neq \pm g$ 而俯仰 Θ 的所有数值:

[0041] $\phi = \arctan2(F_y, F_z)$ (2)

$$[0042] \quad \theta = \arcsin\left(\frac{-F_x}{g}\right) \quad (3)$$

[0043] 因为利用这个方法 g 决定只有 2 个自由度,所以无法计算出偏摇 Ψ 。如果 $F_x \neq \pm g$ ($\rightarrow \Theta = \pm \pi \rightarrow F_y = F_z = 0$),则滚动 Φ 也是不可决定的。为了避免移动影响,如果迭加额外的加速度至重力 g 低于边界值 ΔF_{absmax} ,则只应用修正:

$$[0044] \quad \left| \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2} - g \right| < \Delta F_{\text{absmax}} \quad (4)$$

[0045] 首先,一前置 3×3 校准矩阵 (其合并失准及比例描绘误差) 必须由初始测量所取得。此外,一峰值消除为向下取样测量频率的结果,其比影像帧率 (高达 400Hz 与 30Hz) 高得多。这通过各别总计在一影像帧之内的所有 n 个传感器数值 F_{xi} 、 F_{yi} 及 F_{zi} (其中 $i = 1, \dots, n$), 并以一具有最大重量 w_0 的加权系数 w_i 加权它们而被实现:

$$[0046] \quad w_i = \frac{1}{\frac{1}{w_0} + \left| \sqrt{F_{xi}^2 + F_{yi}^2 + F_{zi}^2} - g \right|} \quad (5)$$

[0047] 后来,此总和必须由全部加权系数 w_i 的总和进行无因次化:

$$[0048] \quad \begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{pmatrix} = \sum_{i=1}^n \left(\begin{pmatrix} F_{x_i} \\ F_{y_i} \\ F_{z_i} \end{pmatrix} \cdot w_i \right) \sum_{i=1}^n (w_i)^{-1} \quad (6)$$

[0049] 为了避免影像因为角度修正的结果而跳动或抖震,额外过滤是需要的。因此,在角度计算之前,每个轴利用一 Hann 滤波器被过滤,以使角度改变平稳且利用一最小变化阈值 ΔF_{axmin} 以抑制高频振动。只要在方程式 (4) 中所计算的选置加速度维持低于边界值 ΔF_{absmax} ,就可使用方程式 (2) 及 (3) 计算出滚动 Φ 及俯仰 Θ 。否则,它们会被冻结,直到再次到达 ΔF_{absmax} 为止。如果这些边界正确地选择,则结果将是连续且可靠的,因为在一般手术之内几乎所有选置移动将不会停止或扭曲角度评估。为安全理由显示原始及旋转影像两者。为了与其它装置一起潜在使用,计算出的角度亦被传输至一外部通信接口,如图 6 所示。

[0050] 2.2、影像旋转

[0051] 测量资料沿着弹性内视镜管而通过一双配线 I²C 接口而当作一数字信号被传输。内视镜视频信号通过一个具有足够分辨率的外部 USB 视频撷取装置而被数字化,用以提供一般质量给操作员。通过这个设计,“最终方位”算法分为两个部分,一个部分是在小的 8 位微控制器上运行,而一部分在工作站上运行作为一应用。每当撷取装置获得一新的帧时,在工作站上运行的软件向微控制器上的软件要求实际加速度值。三个加速度值用于依据上述方程式计算旋转角度。帧的旋转通过 OpenGL 数据库 GLUT 而被执行。这个概念的优点为软件中的时间关键任务的简易处理。我们可使用 400Hz 的传感器取样率,在没有惹上关于工作站 OS 的排程粒度 (scheduler granularity) 的麻烦的情况下做出某些过滤。内视镜尖端姿态的信息可在小于 30ms 之内得到的。我们的“最终方位”方法可在任何现成 Linux 或 Windows XP/Vista 工作站上实时执行。

[0052] 2.3、临床评估

[0053] 在一猪动物研究中,一混合式内视镜仪器在具有良好建立的反 S 形 (trans-sigmoidal) 接达的 NOTES 腹腔镜检查期间的导航复杂性,与及不与最终方位作比较。内视镜惯性测量单元固定在一弹性内视镜的尖端 (图 6) 上。此外,一脉冲 DC 磁性追踪传感器固定在混合式仪器支撑部上,用以记录外科医生的手部位置。为了评估自动化 MEMS 式影像调整的益处,四个不同的针标记物通过腹壁被插至左上、右上、左下、右下象限。在标准条件之下,这四个针标记物必须利用一跨腹部引入内视镜缝合针夹持器紧抓住。记录并分析显示交互原始旋转且自动矫正的影像路径及期间。

[0054] 3、结果

[0055] 3.1、技术精度

[0056] 利用采用的传感器,对每个轴的 $\pm 2.3g$ 的范围而言存在有 8 位的均匀量化。对 $\pm g$ 的聚焦的范围而言,这表示每步骤或 110 个步骤有 0.018g 的量化精度。这高到足以达到一持续精度,甚至达到一在相当平静的移动之内的程度。这是可能的,因为滚动角度 Φ 是从两个正交轴的反三角函数值当中计算出。单一格外的扰乱的 MEMS 值被低加权系数 w_i 所抑制。加速度只在改变移动的速度或方向的短瞬间产生。对于具有与重力同等级大小的加

速度的特殊情况而言,可选择足够小的 ΔF_{absmax} 以在这段短时间期间抑制计算并冻结此角度。通过为平滑的 Hann 滤波器选择一较长的延迟线及一较高的最小变化阈值 ΔF_{axmin} ,修正可被延迟了几分之一秒,但即使在快速移动期间仍将是稳定的。

[0057] 3.2、临床评估

[0058] 在执行的实验中,其可以清楚地显示抓紧具有自动矫正影像的针标记物,比具有原始旋转的内视镜观察容易得多,因而快得多。与没有矫正的程序比较而言,这些移动显著地更精确且具有因子 2 较短的路径及几乎一半的期间。两个参数期间及路径长度强烈相关联,并可被视为关于外科手术的复杂性的显著测量。因为两者因影像矫正的应用而减少,所以可减少全部手术的复杂性。

[0059] 4、讨论

[0060] 如前面段落所说明的,获得的内视镜影像实时的自动调整(或重新定位),帮助观察者解释从一弹性视频内视镜获得的旋转图片。这对用于自然矫正关于在他们的外科部位之内的一患者配向的迪卡儿坐标系统的内视镜影像的医师而言特别重要。相较之下,胃肠病专家由长期的经验,解剖知识和空间感的组合学到他们在腔结构的探索过程期间如何使用,并解释一内视镜为中心的(管状)坐标系统,即使显示影像是旋转的。我们描述的实验包括外科医生原本与弹性内视镜无关。对于未来的研究中,我们也将包括有经验读取并解释旋转及未矫正的影像序列的胃肠病专家。或许,在 NOTES 的未来,将需要双监视系统以在介入期间支持双方专家。

[0061] 特征的组合

[0062] 上面已详细说明本说明书的各种特征。除非本说明详细排除组合的特征,否则本说明书涵盖于此所说明的许多特征的任何及所有组合。下述例子显示依据本说明书而考虑并揭露于此的特征的某些组合。

[0063] 如本发明任一实施例及/或权利要求所述,处理器可旋转影像以补偿传感器阵列的方位。

[0064] 如本发明任一实施例及/或权利要求所述,方位传感器可为一种二维方位传感器。

[0065] 如本发明任一实施例及/或权利要求所述,方位传感器可为一种三维方位传感器。

[0066] 如本发明任一实施例及/或权利要求所述,方位传感器可为一加速计。

[0067] 如本发明任一实施例及/或权利要求所述,方位传感器可为一双轴加速计。

[0068] 如本发明任一实施例及/或权利要求所述,方位传感器可为一三轴加速计。

[0069] 如本发明任一实施例及/或权利要求所述,加速计可为一微机电系统(MEMS)加速计。

[0070] 如本发明任一实施例及/或权利要求所述,传感器阵列可为一种具有一第一侧及一第二侧的集成电路,微机电系统加速计可装在传感器阵列集成电路的第二侧上。

[0071] 如本发明任一实施例及/或权利要求所述,所述系统可还包括一显示器,用于显示所述场景的影像。

[0072] 如本发明任一实施例及/或权利要求所述,影像传感器与方位传感器可彼此接触而被设置成一堆迭配置。

[0073] 如本发明任一实施例及 / 或权利要求所述, 影像传感器与方位传感器可电性连接在一起。

[0074] 如本发明任一实施例及 / 或权利要求所述, 影像传感器与方位传感器可共享共同的导体。

[0075] 如本发明任一实施例及 / 或权利要求所述, 传感器阵列与方位传感器可设置在一内视镜医疗仪器中。

[0076] 在未脱离本发明的精神与范围下, 可以对上述方法及系统进行修改或变更, 需注意者, 在以上说明书及附图中所述仅为举例性, 而非为限制性者。权利要求可涵盖所述的一般及特定特征, 而本发明的方法及系统的范围中的所有陈述, 其仅为语言问题, 皆应落在权利要求的范围。

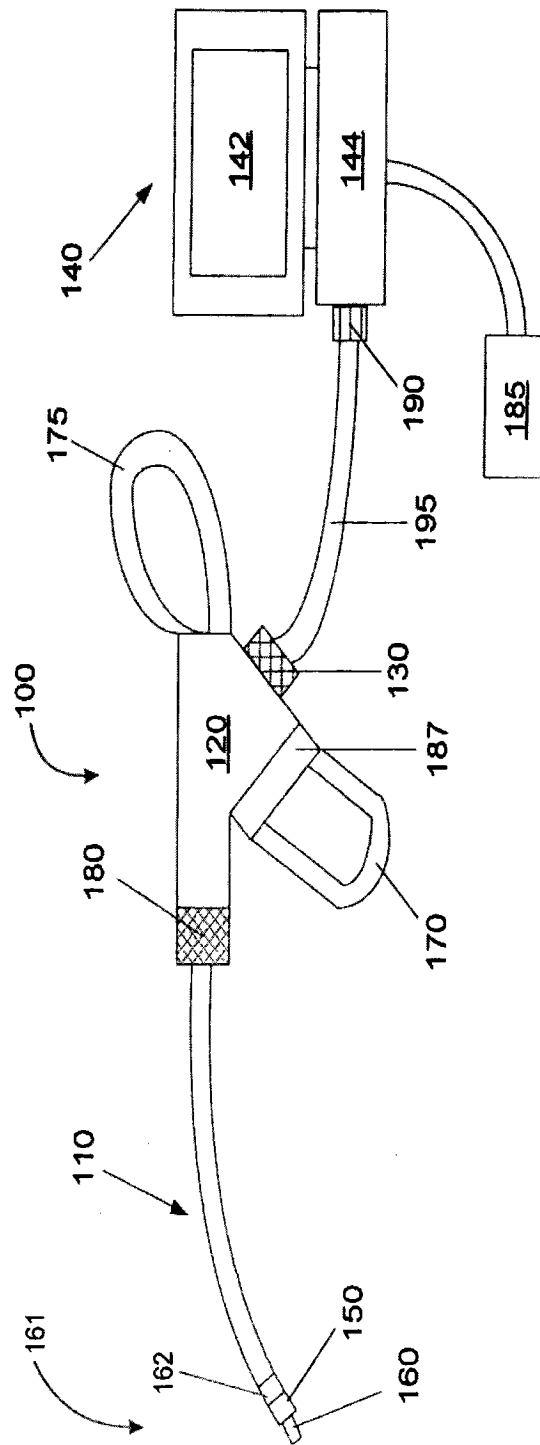


图 1

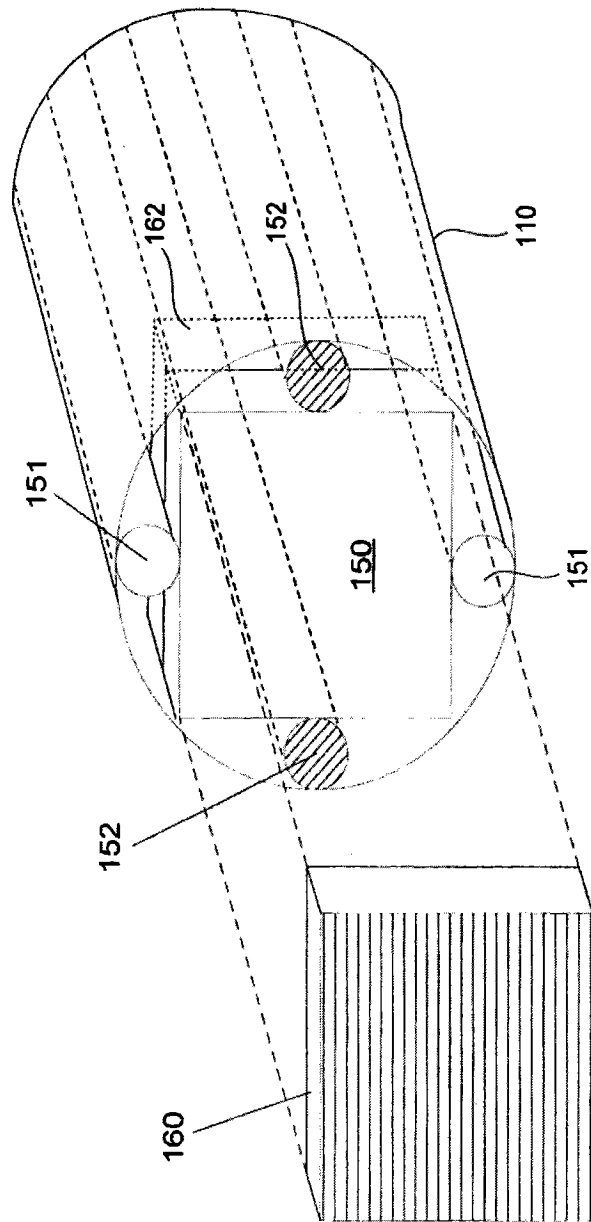


图 2

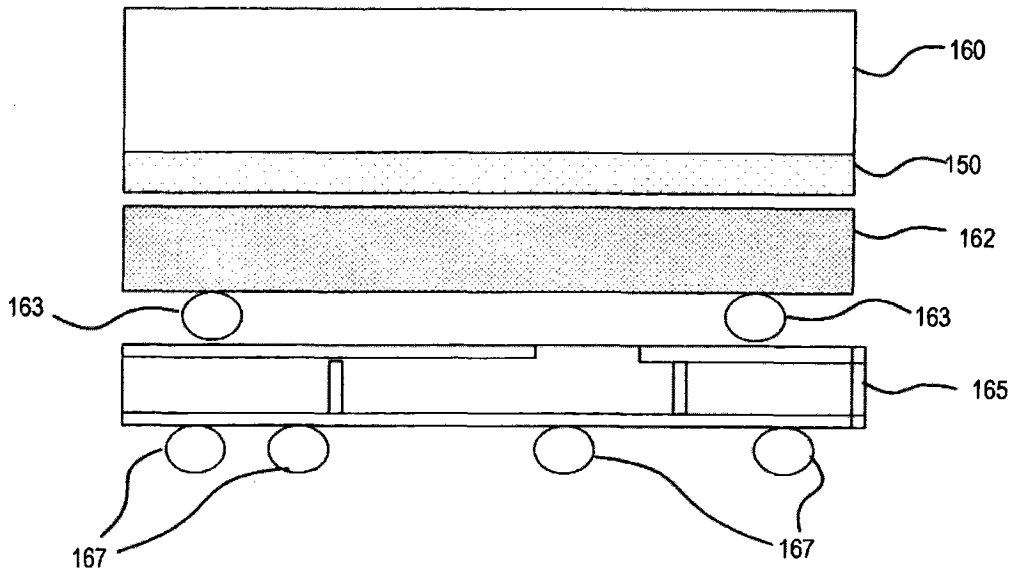


图 3

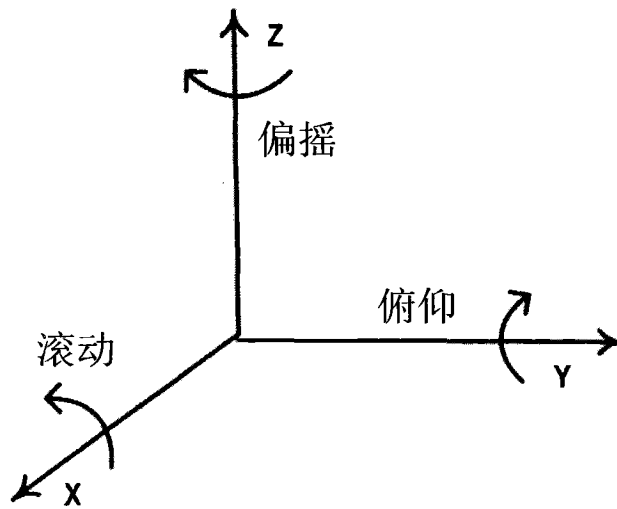


图 4

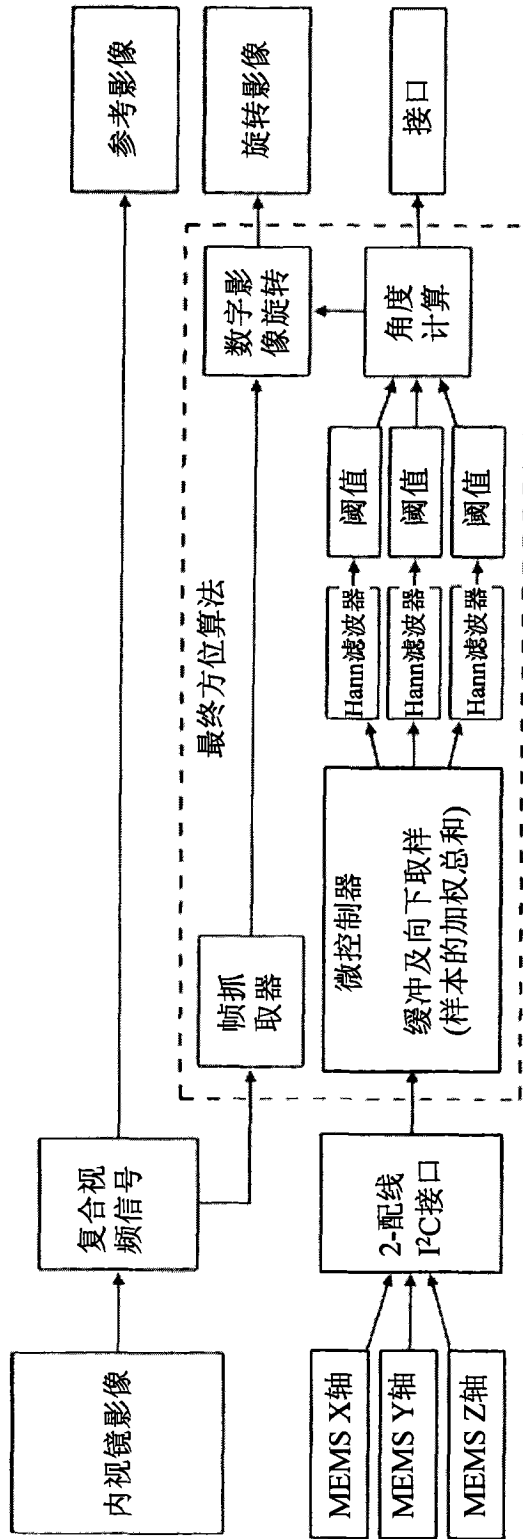


图 5

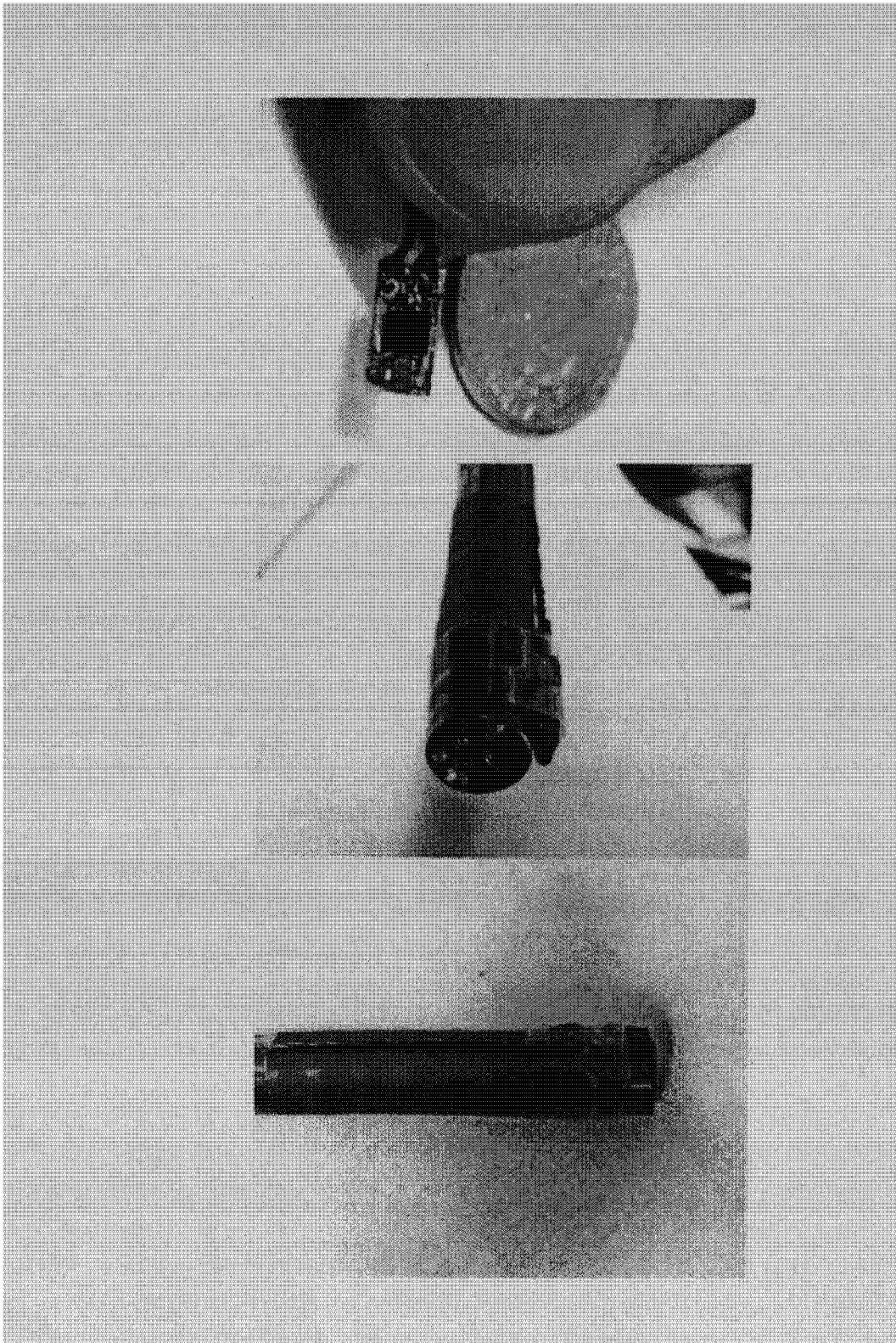


图 6

专利名称(译)	具有整合式方位指示器的影像传感器		
公开(公告)号	CN104224095A	公开(公告)日	2014-12-24
申请号	CN201410285780.9	申请日	2014-06-23
[标]申请(专利权)人(译)	豪威科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	全视技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	豪威科技股份有限公司		
[标]发明人	多米尼克马塞蒂		
发明人	多米尼克·马塞蒂		
IPC分类号	A61B1/05 A61B1/273 A61B1/31		
CPC分类号	A61B1/05 A61B1/0008 A61B5/067 A61B2017/00278 A61B2034/2048 G02B23/2484 H04N5/23229 H04N2005/2255		
优先权	13/924350 2013-06-21 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的题目是一种用于医疗程序系统的影像传感器系统，包括：一传感器阵列，用于产生一场景的影像数据；以及一方位传感器，直接机械地连接至影像传感器。方位传感器产生一代表传感器阵列的方位的电气信号。一处理器接收影像数据与电气信号并产生此场景的一影像，此场景的影像被改变，以补偿传感器阵列的方位。

