



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101541228 B

(45) 授权公告日 2012. 10. 03

(21) 申请号 200780042577. 7

(22) 申请日 2007. 11. 15

(30) 优先权数据

60/859, 413 2006. 11. 16 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2009. 05. 15

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2007/024084 2007. 11. 15

(87) PCT申请的公布数据

W02008/063565 EN 2008. 05. 29

(73) 专利权人 斯特赖克公司

地址 美国密执安州

(72) 发明人 R·卡弗 E·麦卡锡

V·纳姆巴卡姆

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 王岳 徐予红

(51) Int. Cl.

A61B 1/05 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2005/0190850 A1, 2005. 09. 01,

US 2006/0034514 A1, 2006. 02. 16,

US 2005/0177024 A1, 2005. 08. 11,

US 2002/0184122 A1, 2002. 12. 05,

EP 1215893 A1, 2002. 06. 19,

GB 2196211 A, 1988. 04. 20,

US 2003/0137588 A1, 2003. 07. 24,

JP 特开 2006-239053 A, 2006. 09. 14,

审查员 赵实

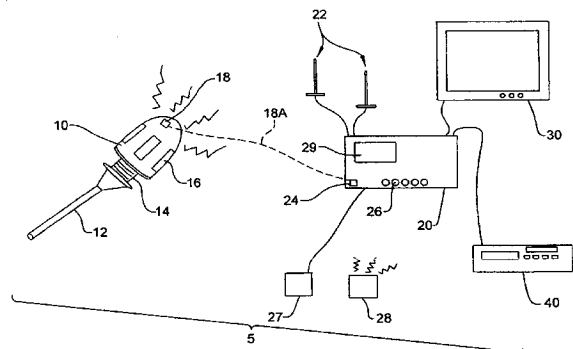
权利要求书 4 页 说明书 11 页 附图 13 页

(54) 发明名称

无线内窥摄像机

(57) 摘要

一种系统和方法,用于将视频图像信号从内窥摄像机无线地传输到接收器或控制单元以用于储存和/或在视频监视器上显示。使用能够递增式地对数据流进行编码的特定于帧的可变压缩算法提供了一种能够以变动的分辨率生成图像的更好地执行且更高品质无线内窥摄像机系统。使用短程的高性能无线技术,诸如超宽带 UWB,改善了系统的性能能力,而同时使得电力消耗最小化并且延长了电池寿命。纠错码的实施以及多条传输和接收天线的使用,进一步改善了无线通信的保真度。



1. 一种无线内窥摄像机系统,包括:
外科内窥镜,用于观察患者体内的组织;
摄像头,用于处理代表着内窥镜所观察到的内窥镜图像的数字图像数据,该摄像头具有近端和远端,其中远端可拆卸地连接到内窥镜;
压缩单元,被包含在摄像头内用于减少表示内窥镜图像所需的数字图像数据的数量;
远程接收器;
发送器,被包含在摄像头内用于传送经压缩的数字图像数据到该远程接收器;和
多条摄像头天线,定位在摄像头的本体上并且与发送器通信用于接收来自发送器的经压缩的数字图像数据并且无线中继经压缩的数字图像数据到远程接收器。
2. 根据权利要求1的无线内窥摄像机系统:
其中远程接收器包括多条天线用于接收由发送器无线传送的经压缩的数字图像数据;
和
其中无线内窥摄像机系统以多输入多输出(MIMO)模式操作,由此经压缩的数字图像数据在发送器与远程接收器之间沿着多条无线路径被同时传送。
3. 根据权利要求1的无线内窥摄像机系统,其中多条摄像头天线被安装到摄像头上从而基本上与摄像头的本体相齐平。
4. 根据权利要求1的无线内窥摄像机系统,其中多条摄像头天线从摄像头的本体突伸出来。
5. 根据权利要求4的无线内窥摄像机系统,其中多条摄像头天线被以悬臂方式从摄像头的本体突伸出来从而大致平行于内窥镜的纵向轴线,所述内窥镜可拆卸地连接到摄像头的远端。
6. 根据权利要求1的无线内窥摄像机系统,其中位于摄像头的本体上的多条摄像头天线包括安装到摄像头上以便基本上与摄像头的本体相齐平的至少一条天线以及以悬臂方式从摄像头的本体突伸出来以便大致平行于该内窥镜的纵向轴线的至少一条天线,所述内窥镜可拆卸地连接到摄像机端部的远端。
7. 根据权利要求1的无线内窥摄像机系统,其中多条摄像头天线中的至少一条是全向天线。
8. 根据权利要求1的无线内窥摄像机系统,其中位于摄像头的本体上的多条摄像头天线以差分模式操作。
9. 根据权利要求1的无线内窥摄像机系统,其中位于摄像头本体上的多条摄像头天线以切换模式操作,由此数字图像数据的传输被自动路由到具有最强信号强度的天线。
10. 根据权利要求1的无线内窥摄像机系统,其中发送器将多条摄像头天线配置成同相地操作。
11. 根据权利要求1的无线内窥摄像机系统,其中发送器将多条摄像头天线配置成使得至少一条天线相对于其它天线异相地操作。
12. 根据权利要求1的无线内窥摄像机系统,其中由发送器进行的所有无线传输属于3.1GHz至10.6GHz的射频频谱内。
13. 根据权利要求1的无线内窥摄像机系统,其中来自发送器的所有无线传输具有等于或超过50Mbit/sec的数据率。

14. 一种无线内窥摄像机系统,包括:
外科内窥镜,用于观察患者体内的组织;
摄像机,用于将内窥镜所观察到的光学图像转换为数字图像数据;
处理器,用于运行一个或多个预定算法,该算法一次一个图像帧地压缩数字图像数据,其中数据的每个图像帧的压缩是独立于数据的任何其它图像帧而进行的;
发送器,用于建立一个或多个到远程接收器的无线链路并且在至少一个无线链路上上传送经压缩的数字图像数据;和
多条天线,与发送器通信用于接收来自发送器的经压缩的数字图像数据并且无线中继经压缩的数字图像数据到远程接收器。
15. 根据权利要求 14 的无线内窥摄像机系统,其中在默认情况下运用有损压缩算法来压缩数字图像数据的单个帧,但是当接收来自用户的请求时,替代地运用无损压缩算法来压缩数字图像数据的一个或多个选定帧。
16. 根据权利要求 14 的无线内窥摄像机系统,其中处理器以响应于所检测到的至少一个无线链路的品质而被动态地调节的比率来压缩数字图像数据的单个帧,该至少一个无线链路是与远程接收器建立起来的。
17. 根据权利要求 14 的无线内窥摄像机系统,其中数字图像数据的每个帧作为递增式编码的数据比特流而被传送到远程接收器,所述数据比特流可被转换为具有第一分辨率的第一内窥镜图像、以及等效于第一内窥镜图像但具有不同于第一分辨率的第二分辨率的第二内窥镜图像。
18. 根据权利要求 14 的无线内窥摄像机系统,其中对于数字图像数据的每个帧,代表着默认品质图像的选定数字图像数据首先被传送到远程接收器,随后可被运用来创建更高品质图像的另外的数字图像数据被传送到远程接收器。
19. 根据权利要求 14 的无线内窥摄像机系统,其中对于数字图像数据的任何一个帧,以第一水平压缩帧的第一区域,而以不同于所述第一水平的第二水平压缩帧的第二区域。
20. 根据权利要求 14 的无线内窥摄像机系统,其中用符合 JPEG2000 标准的算法来压缩数字图像数据。
21. 根据权利要求 14 的无线内窥摄像机系统,其中至少一个无线链路被配置到具有变动的可靠性的多条子通道内,其中在具有高可靠性的第一子通道上传送数字图像数据流的选定部分,而在具有更低可靠性的一个或多个第二子通道上传送数字图像数据流的剩余部分。
22. 一种无线内窥摄像机系统,包括:
外科内窥镜,用于观察患者体内的组织并且结合有第一发送器用于无线地传送代表正被观察的组织的数字图像数据;
摄像头,用于处理代表着内窥镜所观察到的内窥镜图像的数字图像数据,该摄像头具有近端和远端;
第一接收器,位于摄像头的远端内,用于无线地接收当内窥镜被可拆卸地连接到摄像头的远端时由内窥镜传送的数字图像数据;
压缩单元,被包含在摄像头内用于减少表示内窥镜图像所需的数字图像数据的数量;
和

第二发送器,被包含在摄像头内用于无线地传送经压缩的数字图像数据;和
第二接收器,远离摄像头用于无线地取回由第二发送器传送的经压缩的数字图像数据。

23. 根据权利要求 22 的无线内窥摄像机系统,其中第一发送器和第一接收器运用红外光或激光中之一在彼此之间传送数据。

24. 一种无线内窥摄像机系统,包括:

外科内窥镜,用于观察患者体内的组织并且结合有至少一个需要电能来运行的部件,该内窥镜具有近端和远端,其中在远端上布置至少一个电触点;

摄像头,用于处理代表着内窥镜所观察到的内窥镜图像的数字图像数据,该摄像头具有近端和远端,该远端可拆卸地连接到内窥镜以允许内窥镜与摄像头之间的相对旋转;

至少一个通电的接触环,接收来自摄像头的电力并且被安装到摄像头的远端上;

压缩单元,被包含在摄像头内用于减少表示内窥镜图像所需的数字图像数据的数量;

和

发送器,被包含在摄像头内用于无线地传送经压缩的数字图像数据;和

接收器,远离摄像头用于无线地取回由第二发送器传送的经压缩的数字图像数据;

其中当内窥镜被连接到摄像头时该至少一个电触点与至少一个通电的接触环电接触,以将电能从摄像头传递到内窥镜部件并且允许在摄像头与内窥镜之间的相对旋转期间将电能从摄像头传递到内窥镜部件。

25. 根据权利要求 24 的无线内窥摄像机系统,其中至少一个通电的接触环之一显示出变动的电阻,其取决于在内窥镜与摄像头之间存在的旋转度。

26. 一种无线内窥摄像机系统,包括:

外科内窥镜,用于观察患者体内的组织;

摄像头,用于处理代表着内窥镜所观察到的内窥镜图像的数字图像数据,该摄像头具有近端和远端,其中远端可拆卸地连接到内窥镜;

压缩单元,被包含在摄像头内用于减少表示内窥镜图像所需的数字图像数据的数量;

发送器,被包含在摄像头内用于传送经压缩的数字图像数据到远程接收器;和

至少一条天线,定位在摄像头的本体上并且与发送器通信用于接收来自发送器的经压缩的数字图像数据并且无线地中继经压缩的数字图像数据到远程接收器。

27. 根据权利要求 26 的无线内窥摄像机系统,其中至少一条天线中的一条或多条被以这样的方式安装到摄像头上,使得要么从摄像头的本体向外突伸出、或者基本上与摄像头的本体相齐平。

28. 根据权利要求 27 的无线内窥摄像机系统,其中至少一条天线中的一条或多条被以悬臂方式从摄像头的本体向外突伸出来从而大致平行于内窥镜的纵向轴线,所述内窥镜可拆卸地连接到摄像头的远端。

29. 根据权利要求 26 的无线内窥摄像机系统,其中至少一条天线中的一条或多条是全向天线。

30. 根据权利要求 26 的无线内窥摄像机系统,其中由发送器进行的所有无线传输属于 3.1GHz 至 10.6GHz 的射频频谱内

31. 根据权利要求 26 的无线内窥摄像机系统,其中来自发送器的所有无线传输具有等

于或超过 50Mbit/sec 的数据率。

无线内窥摄像机

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请主张 2006 年 11 月 16 日提交的美国临时申请号 60/859 413 的权益,其公开内容通过整体援引而被合并到本文中。

技术领域

[0003] 本发明涉及到一种可靠的高性能无线内窥摄像机 (endoscopic camera) 系统及用于将图像从内窥摄像头 (camera head) 无线地传输到控制单元的对应方法。

背景技术

[0004] 内窥镜检查术 (endoscopy) 是一种允许以微创的方式查看患者身体的内部特征部位 (internal feature) 的技术。在医学上,内窥镜检查术允许采集人体的内部特征部位的高品质图像而不需要创伤性手术 (invasive surgery)。内窥镜检查术的基本工具是内窥镜,其被插入将要查看的患者身体。一些内窥镜规程 (endoscopic procedure) 包括挠性观察镜 (flexible scope) 的使用,例如,像在肠胃病学的医学领域中那样。其它的医疗规程,诸如关节镜检查 (arthroscopy) 或腹腔镜检查 (laparoscopy),使用刚性的观察镜。这种观察镜通常被耦联到高强度光源,该高强度光源将光经由观察镜传输到身体内。代表身体内部图像的经反射的光随后进入观察镜并且被引导到摄像头,该摄像头包括用于采集视频图像数据的电子器件。摄像头通常被直接耦联到视频监视器或其它显示装置,或可替代地耦联到中间视频处理系统,用于显示和 / 或记录由摄像机采集的视频图像。

[0005] 在传统的内窥镜中,有线连接 (例如,电缆) 被用来将摄像头物理地连接到视频监视器或处理系统。内窥镜所观察到的图像被摄像头转换为视频图像数据并且随后经过有线连接被传输到视频监视器用于显示。

[0006] 不幸的是,在摄像头与监视器之间存在有线连接引起各种复杂情况。首先,摄像头上存在有线连接使得外科医生难以操作,因为有线连接经常干扰内窥镜的自由移动。另外,运用着有线连接的摄像头在外科手术期间构成较大的污染风险。内窥镜及相关联的摄像头是外科工具,并且因而被运用在“无菌区域”内,即在患者周围的仅允许存在无菌物体的限定区域。然而,连接到摄像头的装置,即视频监视器、视频摄录机等等,不可能是无菌化的,因而必须保持处于无菌区域以外。有线连接随后使得维持无菌区域复杂化,因为在无菌摄像头与非无菌监视器之间存在着物理链路。

[0007] 为了解决上述问题,制造商已开始生产结合了用于将视频图像数据无线地传送到无菌区域以外装置的发送器 (transmitter) 的内窥摄像头。然而,这引起各种新问题。无线通信时常地受到各种类型的电磁干扰,这导致摄像头是不可靠的。由于障碍物引起的无线信号的中断 (disruption) 也可能是一种问题。在规程期间,外科医生可能时常地改变他们在摄像头或者内窥镜上的握持,引起摄像头的天线被遮盖或阻挡。外科医生在规程期间也可以是相当机动的,改变着他们相对于患者身体的位置以便改善他们的视野或得以更好地接近。因此,摄像头的位置可频繁地改变,由此增加了无线信号路径可被室内的物体或者

甚至外科医生的身体所阻隔的机会。另外,摄像头与监视器之间的无线连接可被限制在相对较低的数据传输率,由此限制着更高带宽占用 (bandwidth intensive) 的高保真数字视频信号的传输。现有内窥摄像机通常所运用的图像压缩方案中的限制也趋向于降低无线连接的可靠性以及对视频品质施加限制。

发明内容

[0008] 无线内窥摄像机系统能够提供从内窥镜摄像头到控制单元的视频图像数据的可靠但高性能的无线传输。高灵敏度图像传感器允许进行弱光条件下的图像采集。根据一个实施例,视频图像数据然后经受有损或无损可压缩过程。在另一实施例中通过一个或多个纠错码的执行而实现了有所增加的信号保真度。

[0009] 在一种另外的实施例中,运用一种高性能、短程的无线技术(诸如 UWB) 来将视频图像信号从摄像头传送到控制单元。

[0010] 由于无线技术的减少的电力需求 (power requirement), 也实现了有所增加的摄像头电池寿命。

[0011] 为了最小化多系统之间的劣质通信 (miscommunication) 或干扰,可向又一实施例的每个系统提供将一个发送器锁定 (lock) 到一个接收器或者使该二者同步的能力,由此确保控制单元将只应答来自其对应摄像头的无线信号。

[0012] 一种便携式电源,诸如可充电式电池,向摄像头提供电力。根据一个实施例,摄像头可同时容纳至少若干便携式电源,由此允许一个电源被替换而另一电源继续向摄像头供电。万一发生紧急情况,诸如缺少充电的电池或无线通信的中断,另一实施例结合了可无菌化备份电缆的使用,其可将摄像头连接到控制单元并且允许摄像头继续操作。

[0013] 为了改善摄像头与控制单元之间无线链路的保真度,又一实施例结合了多条天线的使用,用于摄像头和控制单元中的任一个或二者。多条天线可被配置到摄像头上的众多布置和位置内,以及被配置到操作室内。

附图说明

[0014] 本发明的一个或多个实施例通过实例而被例解并且不应当被理解为受限于在附图中所描绘的具体实施例,附图中相同的附图标记代表类似的元件并且其中:

[0015] 图 1 根据本发明的一个实施例例解了一种无线内窥摄像机系统。

[0016] 图 2A-2D 根据本发明的若干可替代实施例而在俯视图(图 2A 和 2B)、透视图(图 2) 以及纵向剖面图(图 2D) 中例解了用于无线摄像头的不同的天线配置。

[0017] 图 3 是例解包括着摄像头的基本部件、以及经过这些部件的视频图像数据的流的框图。

[0018] 图 4 是例解包括着控制单元的基本部件、以及经过这些部件的视频图像数据的流的框图。

[0019] 图 5 在纵向剖面图中例解了无线内窥摄像机系统,其结合有介于摄像机和摄像头之间的无线的基于光学的通信链路。

[0020] 图 6 在纵向剖面图中例解了无线内窥摄像机系统,其结合有介于摄像机和摄像头之间的非接触式 RF 通信链路。

[0021] 图 7 是根据一个实施例的结合有 LED 阵列的无线摄像头的纵向剖面的不完整视图。

[0022] 图 8 是图 7 的摄像头的端部视图,内窥镜从该处拆卸以便图解 LED 阵列。

[0023] 图 9 是根据一个实施例的无线摄像头的纵向剖面图,其结合有介于摄像头与所附着内窥镜之间的电接口。

[0024] 图 10 是图 9 的摄像头的端部视图,内窥镜从该处脱离以便图解通电的 (electrically energized) 同心接触环。

[0025] 图 11 是结合有通电的可变电阻接触环的摄像头的端部视图。

[0026] 图 12 例解了包括附着到挠性内窥镜的无线摄像头的一种无线内窥摄像机系统。

具体实施方式

[0027] 图 1 根据本发明的一个实施例描绘了一种无线内窥摄像机系统 5。无线摄像头 10 可拆卸地通过连接件 (connector) 14 安装到内窥镜 (endoscope) 12。被包含在摄像头 10 内的是向用于摄像机本身的电子器件以及构成无线发送器系统的电子器件供电的电池。被结合在摄像头 10 内或安装于其上的是一个或多个用于将无线信号引导到接收器的天线 16。摄像头 10 也可包括一个或多个接口 18,诸如插孔,用于接收能够向摄像头 10 供电的有线连接和 / 或用于传送视频图像数据。

[0028] 被定位在无菌区域以外的是控制单元 20,其随后接收并且处理由摄像头 10 传输的无线视频信号。与控制单元 20 相关联的是一个或多个天线 22,用于截取无线视频信号并且将其传送到控制单元 20。这些天线 22 可被结合入、附着到、或安置成临近于或者远离控制单元 20。可替代地,接口 24 可被装设到中央控制单元 20 上以接收用于数据传送的有线连接,以及各种控制件或开关 26 和结合的显示器 29。视频监视器 30 连接到控制单元 20 以用于接收和显示来自摄像头 10 的视频信号。根据额外的实施例,控制单元 20 也可分别连接到一个或多个有线控制件 27 或无线远程控制件 28,或者与之通信。额外的视频处理装备 40,诸如举例而言,视频摄录机 (video recorder) 或打印机,也可被安置成与控制单元 20 通信。

[0029] 摄像机系统 5 包括至少一个与摄像头 10 相关联的发射天线 16。类似地,该系统包括至少一个与控制单元 20 相关联的接收天线 22。可替代地,该系统可按各种配置运用多条发射天线和 / 或接收天线以便改善无线信号的保真度或可靠性。

[0030] 例如,根据一个实施例,通过使得摄像头 10 装设有单个的发射天线 16、而控制单元 20 装设有可安置在遍及操作室内的各位置处的多条接收天线 22,无线内窥摄像机系统 5 被配置成以多输入单输出 (MISO) 模式操作。可替代地,通过使得摄像头 10 装设有多个发射天线 16 而控制单元 20 装设有单个的接收天线 22,该系统 5 可被配置成以单输入多输出 (SIMO) 模式操作。根据再一个实施例,通过被配置成以多输入多输出 (MIMO) 模式操作,即由此摄像头 10 与控制单元 20 二者都分别装设有多个发射天线 16 和多个接收天线 22,摄像机系统 5 具备较大的无线增益。

[0031] 通过运用被定位成彼此相互成一定距离和 / 或角度的多条发射天线 16 和 / 或多条接收天线 22,该系统 5 能够提供比用其它方法有可能实现的更大的无线覆盖区域。通过使用多条发射天线 16 和 / 或多条接收天线 22,也改善了系统可靠性。具体地,通过运用两

条或更多条发射和 / 或接收天线,该系统能够在摄像头 10 与控制单元 20 之间传送多个无线信号。结果,可能情况是有害的多路波传播效应 (multipath wavepropagation effect) 有所减少,而在其中一个无线信号路径发生阻断或者天线使信号发散 (loose) 的情况下系统冗余度有所改善。

[0032] 根据本发明的又一实施例,通过使得多条发射天线和多条接收天线配置成以差分模式 (differential mode) 操作,可以最大化系统 5 的无线覆盖。可替代地,无线摄像机系统 5 可具有发射和 / 或接收天线的阵列,其被配置成以切换模式操作,由此系统自动地将信号传输切换到具有最强信号强度的天线。

[0033] 正如先前所讨论的,一条或多条接收天线 22 与控制单元 20 相关联,从而使得控制单元能够接收由摄像头 10 传输的无线摄像机信号。关于安置,接收天线 22 基本上可被定位在提供高保真度信号的外科手术室内的任何地方。例如,一个实施例可仅要求待安装到控制单元 20 上的多条接收天线 22。其它实施例可结合有更复杂的布置,其中一条或多条接收天线 22 被定位成远离控制单元 20,例如,安装到壁部上和 / 或屋顶上,或安装到室内的各种物品 (item) 或固定件 (fixture) 上。

[0034] 关于与摄像头相关联的发射天线 (一条或多条),也有可能有多条天线配置。根据图 2A 中所例解的实施例,一个或多个发射天线 210 基本上沿轴向从摄像头 200 本体 (body) 的远端以悬臂方式 (cantilevered manner) 向外延伸,从而提供最大的暴露和性能。也可以调节天线 210 的方向布置以便改善性能。例如,对天线 210 进行引导从而使得向下地朝着内窥镜 202 的角度通常提供具有最大暴露的天线,因此引起更佳性能。

[0035] 根据可替代实施例,一条或多条发射天线可被安装到摄像头的表面上或结合到摄像头的表面内。为了例解目的,参看图 2B,其描绘出附着到内窥镜 302 上的无线摄像头 300。多条发射天线 310 被以彼此沿圆周 (circumferentially) 间隔开的关系并且以天线 310 不从摄像头 300 的本体延伸出来、或者基本上与该本体齐平的方式安装到摄像头 300 的表面上。诸如图 2B 中所示的安装布置向天线 310 提供较大的保护,由此延长了它们的产品寿命。

[0036] 在由图 2C 和 2D 代表的实施例中例解出另外的发射天线布置。具体地,图 2C 是具有能够接受 (receive) 和附着到内窥镜 (未示出) 的远端 352 的无线摄像头 350 的透视图。为了无线地传输内窥镜所获取的图像,摄像头 350 结合了 (incorporate) 第一和第二发射天线。第一天线 354 安装到摄像头 350 上以使得基本上与摄像头 350 的本体相齐平。第二发射天线 356 以悬臂方式从摄像头 350 延伸出来从而使得当内窥镜附着到摄像头 350 时该第二发射天线 356 相对于内窥镜的轴线以大致平行 (generally parallel) 方式朝内窥镜突伸出。

[0037] 图 2D 是根据可替代实施例的无线摄像头 360 的剖面图。在此实施例中,摄像头 360 被配置成在其远端 362 处接受内窥镜 (未示出)。第一天线 364 被结合到摄像头 360 内以使得基本上与摄像头 360 的本体相齐平。更具体地,天线 364 被装设在摄像头 360 的壳体 361A 中所限定的细长凹处或槽 361 中。第二和第三发射天线 366A 和 366B,分别从摄像头 360 的远端 362 的相对侧以悬臂方式延伸出来并且当内窥镜附着到摄像头 360 时朝该内窥镜突伸出。

[0038] 在本发明的又一实施例中 (未示出),无线摄像头结合了同相地 (in phase) 或以相同极化 (polarization) 操作的多条发射天线。可替代地,摄像头可被配置成使得多条发

射天线中的一条或多条相对于其它天线异相地 (out-of-phase) 操作, 由此产生具有不同极化的电磁信号。

[0039] 根据另外的实施例 (未示出), 无线摄像头结合至少一个全向型 (omnidirectional-type) 天线, 即, 圆形天线, 其能够有效地在所有方向上传输无线信号。如果需要的话, 一个或多个定向型 (directional-type) 天线也可被结合到摄像头内, 用以补充全向天线并且改善无线传输的性能。

[0040] 现在将相对于图 3 的框图详细讨论包含摄像头 10 的部件。然而, 在进行之前, 应当注意到图 3 的所例解的实施例将摄像头 10 描绘为包括图像传感器 410。在此情况下, 当附着到摄像头 10 时, 内窥镜捕获组成图像的光并且将那种光传送到图像传感器 410, 该图像传感器 410 将该光学光转换为数字信号, 该数字信号可随后被无线地传输到相关联的控制单元。

[0041] 然而, 根据另一实施例 (未示出), 摄像头可不包括图像传感器, 而是被配置成接收已被转换为数字信号的图像。具体地, 在此实施例中, 附着到摄像头的内窥镜包括其自有的图像传感器, 该自有的图像传感器接收组成图像的光并且将该光转换为有代表性的数字信号。因而, 内窥镜捕获图像, 将其转换为数字信号, 并且然后将此数字信号传送到摄像头。当接收到时, 摄像头进一步处理该数字图像信号并且无线地将该信号传输到控制单元。因此, 在此实施例中, 内窥镜代表独立的摄像机装置, 其与摄像头分离但是能够连接到摄像头以便传输数字图像信号。

[0042] 下列涉及图 3 的讨论假定摄像头 10 包括图像传感器 410。然而, 应当理解到下列关系到摄像头 10 的部件的技术讨论保持同样适用于其中图像传感器被维持在内窥镜内而非上面所讨论的摄像头内的那些实施例。

[0043] 被包括在摄像头 10 内的是用于将组成图像的光的图案转换为电信号的图像传感器 410。根据一个实施例, 图像传感器 410 被配置成具有高灵敏度以便摄像机系统在弱光条件下良好地运行。图像传感器 410 也可被配置成具有高动态范围以便能够采集从最亮加亮部 (lightest highlight) 到最暗阴影部 (darkest shadow) 的图像的各种灰度级 (gradation)。

[0044] 然后用压缩单元 420 对由图像传感器 410 所生成的视频图像信号进行压缩, 允许在指定的时间段期间将较大数目的数据提供给控制单元。根据一个实施例, 压缩单元 420 运用可变压缩算法处理图像信号, 该算法可变动视频图像信号的压缩率 (rate)。此外, 此压缩率是响应于无线链路的品质以及在该时间瞬间所捕获的场景通过压缩率确定算法而被动态地调节的, 该无线链路当前存在于摄像头 10 与控制单元 20 之间。

[0045] 压缩单元 420 还可被配置成使用“有损”或“无损”压缩方案来压缩视频图像数据。如果压缩单元 420 被配置成使用“有损”压缩方案, 则视频图像数据的所选定部分作为压缩过程的部分而被忽略或被抛弃。这一般允许数据以图像品质为代价经受较大的压缩。作为对比, 如果压缩单元 420 被配置成使用“无损”压缩方案, 其中所有图像数据被运用来生成视频图像, 则将获得最大的图像品质。

[0046] 根据一个实施例, 压缩单元 420 还可被配置成使用压缩算法, 其对图像数据的单个帧 (individual frame) 进行作用并且将每个帧当做独立于其它帧进行处理。此特定于帧的 (frame-specific) 压缩算法没有受益于能以其它方法通过较传统算法获得的任何

压缩,较传统算法通常利用各帧之间的差异因而当图像中缺乏运动时可获得较大的压缩。然而,本实施例中所运用的该特定于帧的压缩算法提供较低的通过量延迟 (through-put delay) 以及较低的误差敏感度 (errorsusceptibility) 的基本好处。

[0047] 具体地,本实施例的特定于帧的压缩算法每次仅分析和压缩视频信号中的一个图像帧。作为对比,典型的视频压缩算法诸如 MPEG2 通过分析和确定视频信号的相邻图像帧之间的差异而压缩信号。

[0048] 作为运用特定于帧的压缩算法的结果,本发明的系统能够在视频 / 图像信号的编码与解码之间提供低等待时间 (latency)。特别是,本发明的特定于帧的图像压缩算法能够用“等效于一个图像帧加上相关联的计算延迟及传输延迟的最大等待时间或延迟”来编码和解码图像。作为对比,被设计来利用相邻图像帧之间的差异的算法,诸如传统的视频算法,经受了大得多的等待时间或延迟,该等待时间或延迟等效于超过两个图像帧加上相关联的计算延迟及传输延迟。

[0049] 在当前实施例中运用特定于帧的压缩算法也向本发明的无线内窥摄像机系统提供了有所增强的更加的误差恢复 (error resilient) 的性能。当图像中发生误差时,在图像压缩期间形成的并且涉及该误差的任何失真 (distortion) 将被局限于该特定图像帧。作为对比,运用一个图像帧与相邻图像帧之间的差异即一个帧中的图像误差的更传统的压缩算法将引起多帧中的失真。

[0050] 根据另一实施例,压缩单元 420 采用这样的算法,其能够改变来自经编码的比特流的图像的品质。当无线地传输摄像头获取的图像数据时,首先使用基于前向纠错 / 自动请求重复 (Forward ErrorCorrecting/Automatic Repeat Request) (FEC/ARQ) 的方法以高精度传输最小或基本品质的图像流。一旦传输了这个初始图像流,则摄像头继续传输可被控制单元运用的另外的图像数据来生成更高品质的图像。在固定的持续时间内,此另外的图像数据被递增式地 (progressively) 传输。如果对于系统而言紧随着初始的最小或基本品质图像流之后用来传输更高品质图像数据的时间不足,则系统放弃当前图像的其余部分并且继续初始化下一图像的传输。

[0051] 在一种示例性实施例中,压缩单元 420 被配置成使用 JPEG (联合图像专家组) 2000 标准来压缩视频信号。该 JPEG 2000 标准产生精确到帧 (frame-accurate) 的信号,其中原始视频信号中的每个图像帧被包含在经压缩的视频信号中。另外, JPEG 2000 压缩方案以初始地忽略某些数据的方式递增式地对比特流进行编码,导致在数据流的开始处设置不太详细的信息。随着流前进,系统停止忽略数据,引起稍后在数据流中继续传输更详细的信息。结果,视频信号能以不同分辨率或品质水平 (quality level) 生成图像。例如,可将较低分辨率的图像引导到视频监视器,而将来自同一视频信号的较高分辨率图像引导到视频摄录机以用于归档。

[0052] 类似于先前讨论的压缩算法, JPEG 2000 标准是特定于帧的的压缩方案,其提供低等待时间的编码和解码,以及有所增加的误差恢复。另外, JPEG 2000 标准还将再同步标记 (resynchronization maker) 以及数据的编码结合到相对较小的独立块以及机制 (mechanism) 中,用以检测和掩藏每个块中的误差,使得 JPEG 2000 相比若干传统的压缩方案诸如 JPEG 和 MPEG2 更好的误差恢复。

[0053] JPEG 2000 也提供了按需传输“无损”图像的能力。根据此实施例,无线内窥摄像

机系统可被配置成在内窥镜手术规程期间传输“有损”数字图像。然而,在某些场合期间,外科医生可能需要更高品质的图像以用于诊断目的。JPEG 2000 编码器具有使用与典型“有损”图像所用的相同编码机制而按需生成“无损”图像的能力。响应于外科医生对更高品质图像的要求,摄像头以无损方式对图像编码并且运用 FED/ARQ 机制无线地传输完整的图像。产生“无损”图像所需的另外的处理会导致图像传输中的延迟有所增加。然而,在这样的情况下,通常不会注意到任何有所增加的传输延迟,因为外科医生往往希望发生短的延迟而同时捕获到视频信号的“冻结帧 (freeze frame)”图像。

[0054] 由 JPEG 2000 图像压缩标准提供的又一优点是基于图像的感兴趣区域 (ROI) 而执行所选编码的能力。更具体地,在外科手术情况期间,可能有被视为比其它区域更重要的视频场景区域,即该视频图像的一部分在内窥镜的视场以外,因而不包含有用信息。在此情况下,能以非常低的编码率对视频场景的无用区域进行编码,由此节省了处理能力、存储器和带宽,而同时以提供良好品质图像的高编码率对视频场景的有关区域进行编码。

[0055] 根据另一实施例,无线内窥镜摄像机系统在较为可靠的子通道上传输视频流的关键部分,例如标头 (header) 数据,而正常地传输其余数据。此子通道被创建为用于关键信息的、依赖于时间的经校正误差的通道。

[0056] 一旦被压缩,视频图像数据被通道编码器 430 处理以便将 RF 链路相关的前向纠错 (FEC) 码实现为视频信号的一部分,由此通过使用预定算法向所传输的图像数据添加了冗余度。这允许该系统检测并校正所传输信号中的误差,从而改善了无线通道的保真度。

[0057] 另一实施例包括受限的自动请求重复 (ARQ),其要么与 FEC 码共同地实现或者独自地实现,以便在无线通道上提供更高保真度。ARQ 是用于数据传输的误差控制方法,由此,如果接收器检测到消息中的传输误差,则它将会自动地请求来自发送器的重新传输。

[0058] 一旦被编码,则视频图像数据传递到格式化单元 440,在该处数据在被无线地传输之前经受最终准备。数据经受的实际准备类型将取决于内窥镜摄像机系统所运用的无线技术 / 标准而变动。例如,可应用各种操作,诸如快速傅里叶变换算法。组成视频信号的视频图像数据也可被分为不同的流,其将会在不同通道或以不同频率传输。

[0059] 根据一示例性实施例,内窥镜摄像机系统运用超宽带 (UWB) 技术来无线地将视频信号从摄像头传输到控制单元。UWB 是设计用于在短距离 (多达 20 米) 上以非常高的数据率 (500+Mbps) 传输数据的无线射频技术。为达到高数据率,UWB 在宽范围的射频频谱 (radiospectrum) 上使用一系列非常窄并且低功率的脉冲进行传输。自从 2005 年起,联邦通讯委员会将 UWB 无线传输定义为来自于某种天线的传输,该天线所发射信号带宽超出 500MHz 或 20% 带宽二者中的较小者、并且被授权在 3.1 至 10.6GHz 频谱内无许可地使用 UWB。

[0060] 一个可以被有效运用于当前实施例中的特定的基于 UWB 的标准,被公知为多频带正交频分复用 (MB-OFDM)。在以精确频率间隔开的多载波上同时传输数据的结果是,MB-OFDM 标准产生适应于抗 RF 干扰和多路径效应的无线传输。

[0061] 格式化单元 440 也借助于一个或多个算法监控着信号传输以及无线链路状态。例如,媒体存取算法 (MAC) 负责确定无线通道 / 频率的可用性。一旦 MAC 算法确定出可用通道,则当前经压缩和经编码的视频图像数据通过无线发送器 450 被无线地传输到控制单元。

[0062] 除图像传感器和信号处理部件 410 至 440 以外,摄像头 10 也结合有电源 460 和功率控制器 470。电源 460 可以是任何类型的便携式能量源,诸如举例而言,镍金属-氢化物(nickel metal-hydride)或锂离子可充电电池或一次性碱性电池。

[0063] 在一种可替代实施例中,摄像头 10 被配置成同时容纳两个或更多个电池。这个双电池系统被配置成允许一个电池被替换而另一电池继续给摄像头 10 供电。

[0064] 根据又一实施例,双电池系统中的电池之一被电容器替换,该电容器足够大以能够在电池被替换的同时暂时地给摄像头 10 供电。在这样的事件期间,由内窥摄像机生成的视频信号可能被暂时丢失。然而,借助于电容器,摄像头 10 会继续接收用以维持系统的上下文(context)或当前操作状态所必需的最小电量。当替换电池并且恢复全功率时,视频信号返回并且摄像头 10 继续像在电池替换之前那样操作。

[0065] 在另外的实施例中,摄像头 10 结合非易失性存储器以用于储存摄像头设置或操作上下文。当失电时,诸如在电池替换期间,限定摄像头 10 的当前操作状态的设置和配置被写入非易失性存储器。当恢复给摄像头供电时,摄像头 10 的最后操作状态设置被取回并且重新建立。

[0066] 摄像头 10 所传输的无线信号随后被控制单元 20 所拾取并处理。具体地,无线信号被一条或多条接收天线采集并且传送到控制单元 20。视频信号随后经受控制单元 20 以相反方式进行的处理,以便获得回到其原始状态的信号。如图 4 所例解的,需要众多部件以相反地处理无线信号以便生成原始的或所预期的数字图像。

[0067] 在被天线接收到之后,无线视频信号被传送到无线接收器 510 并且随后被传送到消除格式化(de-formatting)单元 520,其从视频信号移除最初需要用来无线地传输信号的任何先前的格式化。

[0068] 组成所接收信号的视频图像数据然后被传送到通道解码器 530,其反转(reverse)先前由摄像头执行的编码过程,以及移除先前实现的前向纠错码。

[0069] 一旦组成信号的视频图像数据已经被解码,则其必须通过解压缩单元 540 进行解压缩。如果视频图像数据最初是通过无损压缩方案压缩的,于是解压缩单元 540 可反转此压缩过程以生成正如最初由图像传感器所生成的确切的视频信号。如果视频图像数据最初是通过有损压缩方案压缩的,引起部分数据信号被放弃,则解压缩单元 540 尝试反转压缩过程并且生成视频信号,该视频信号为原始视频信号的近似。

[0070] 经解压缩的视频信号现在应该是等同于或近似地等同于由摄像头的图像传感器生成的原始视频信号。然后视频信号可被传送到一个或多个外围装置,包括视频监视器 30,在该处信号被转换回可以在监视器 30 上观察到的图像。另外的外围装置可包括例如视频摄录机或打印机。

[0071] 根据另一实施例并且参考回图 1,电缆 18A 可连接到摄像头 10 以及控制单元 20 二者以便在它们之间建立线连接。具体地,摄像头 10 以及控制单元 20 二者可分别装设有电缆接口 18 和 24。电缆 18A 连接在两个电缆接口 18 与 24 之间,并且能够被无菌化处理。在紧急情况期间,例如,缺少经充电的电池或存在相当大的 RF 干扰阻碍了无线通信,则无菌化的电缆 18A 可被插入接口 18 和 24 以便在摄像头 10 与控制单元 20 之间提供线连接。除了将视频信号从摄像头 10 携载到控制单元 20,系统也可以被配置成使得控制单元 20 可借助于电缆 18A 向摄像头 10 供电。

[0072] 在可替代实施例（未示出）中，电缆 18A 没有借助于接口 18 而连接到摄像头 10。作为替代，电缆 18A 的一端用插头端接，该插头近似于摄像头 10 所接受的电池的的尺寸和形状。当希望电缆连接到摄像头 10 时，仅将电池从摄像头 10 移除，并且用电缆 18A 的电池状插头替代。

[0073] 许多当前的内窥外科手术需要使用多个摄像机来生成不同的解剖学特征部位的视图，或者同一解剖学部位的不同视图。多摄像机系统也被更频繁地用在专用外科设置（surgical setting）中，诸如举例而言，需要生成外科场景的立体视图或 3 维视图的外科手术。这样，所设想的是本发明的无线内窥摄像机系统将被用在需要多摄像机的外科设置中。根据一个实施例，第一和第二内窥镜及相关联的无线摄像头传输第一和第二无线视频信号，它们分别被第一和第二控制单元接收并处理。可替代地，该第一和第二摄像头以及对应的无线信号被单个控制单元接收并处理。

[0074] 在上面所陈述的任一情形下，理想的是使得在两个或更多无线内窥摄像机系统之间、或单个系统内所运用的两个或更多无线内窥摄像头之间可能发生的无线干扰或者错误导向（misdirected）的通信的可能性最小化。为解决上述顾虑，无线内窥系统的又一实施例结合了用于将特定摄像头 10 的发送器锁定到特定控制单元 20 的接收器的装置。一旦被锁定，接收器将只应答源自其对应发送器的无线信号。

[0075] 可以用众多方式实现发送器到接收器的锁定，包括在摄像头的收发器与控制单元的接收器之间运用第二无线通信通道。可替代地，系统可被配置成使得摄像头的收发器必须初始地与接收器同步从而接收器将只应答包含着对应发送器所特有的标识码的无线信号。为启动上述锁定过程，收发器和接收器必须被同步。可以用众多方式执行此同步过程，这些方式的范围是从手动地加以编程，到基于经由无线扫描条形码或者阅读定位于控制单元和 / 或摄像头上的 RFID 标签而取回的数据来自动地进行配置。

[0076] 在另一实施例中，无线内窥摄像机系统包括结合有能够生成数字图像信号的图像传感器的内窥镜。一旦被生成，该数字图像信号借助于直接电触点（direct electrical contact）（诸如有线连接）被传递到所附着的摄像头。然而，根据可替代实施例，数字图像信号被无线地从内窥镜传递到摄像头。

[0077] 具体地，在图 5 中所例解的可替代实施例中，借助于非接触式光学链路 610 实现在摄像头 600 与内窥镜 620 之间的无线数据连接，举例而言，该非接触式光学链路诸如当内窥镜 620 被附着到摄像头 600 时所接通的红外的或基于激光的通信电路。通过内窥镜 620 的图像传感器 622 捕获了外科手术图像，其被转换为数字图像信号，并且然后被传送到光学链路 610，该光学链路 610 将该数字信号作为光脉冲的序列无线地传输到摄像头 600。一旦被光学链路 610 传输，数字图像信号被摄像头 600 的控制线路 612 处理并且随后被传送到天线 614，其无线地将经处理的数字图像信号传输到控制单元或其它适当的接收器。

[0078] 根据图 6 中所例解的又一可替代实施例，借助于非接触式射频（RF）链路实现了摄像头 700 与内窥镜 720 之间的无线数据连接。具体地，内窥镜 720 结合有第一图像天线 713A，而摄像头 700 结合有类似的图像天线 713B。内窥镜 720 到摄像头 700 的附着使得图像天线 713A 和 713B 彼此紧邻地安置。内窥镜 720 生成数字图像信号并将其传送到图像天线 713A，其随后继续无线地传输该数字图像信号到摄像头 700 的图像天线 713B。当接收到该数字图像信号时，摄像头 700 对在先前的实施例中所讨论的数字信号进行处理并且将其

无线地传输。

[0079] 本发明的另一实施例包括无线内窥镜摄像机系统,其一般包括连接到内窥镜的摄像头并且其无线地将通过内窥镜获得的数字图像从摄像头传输到控制单元。如图 7 中所例解的,无线内窥镜摄像头 800 被配置成在摄像头 800 的远端处接受内窥镜 802。同样安装到摄像头 800 的远端上的是以大致圆形图案布置的发光二极管 (LED) 806 的阵列,其便利了内窥镜 802 直接耦联到摄像头 800,以及便利了所附着的内窥镜 802 相对于摄像头 800 的旋转。

[0080] 当内窥镜 802 被附着到摄像头 800 时,LED 806 的阵列与多个光纤 804 的近端对齐,该多个光纤也以大致圆形图案布置但是其沿着内窥镜 802 的长度延伸。以此方式,当内窥镜 802 被附着到摄像头 800 时,LED 806 的阵列变为光学地耦联到光纤 804,其中 LED 806 所发射的光进入光纤 804 并且沿着内窥镜 802 的长度方向向下行进直至最终从内窥镜 802 的远端投射出来以便照明内窥镜 802 正观察着的外科场景。在外科场景上投射的一部分光被反射并且朝着内窥镜 802 的远端返回。一部分这种被反射的光进入光学管组件 808,并且被传送回内窥镜 802 的近端,在该近端处随后将光传送到图像传感器 801 上,该光学管组件居中地延伸穿过内窥镜 802,该图像传感器 801 要么被结合到内窥镜 802 内或者可替代地被结合到摄像头 800 内。

[0081] 正如图 8 中进一步例解出的,其描绘出图 7 中的摄像头 800 的远端视图,LED 806 的阵列包括多个红色、绿色和蓝色的 LED。通过被维持在摄像头 800 内的电子控制电路(未示出)执行对这些 LED 806 的控制。借助于这种控制电路,每个 LED 806 可相对于阵列内的其它 LED 被独立地控制。随后通过调节红色、绿色和蓝色 LED 被驱动所处的电平,用户可调节投射到外科场景上的光的色温,因此获得用于每种具体外科情况的最佳光谱。

[0082] 根据另一实施例(未示出),类似于图 7 中所描绘的摄像头的摄像头也包含布置在摄像头远端处的 LED 阵列,从而使得当摄像头被附着到内窥镜时,LED 所生成的光被传送到沿着内窥镜长度延伸的多个光纤内。然而,不像先前的实施例,当前实施例中的多个 LED 全都大致发射具有相同频谱的光(例如,白光 LED)。

[0083] 在如图 9 中所例解的又一实施例中,无线内窥镜摄像头 820 被配置成在其远端可附着地接受内窥镜 822。内窥镜 822 结合有一个或多个耗电部件或零件,例如,LED 阵列 824 或其它光源,或可替代地,图像传感器(未示出)。为便利使用带电部件,在摄像头 820 与内窥镜 822 之间提供电接口,其允许电力和/或控制信号从摄像头 820 传输到内窥镜部件(即 LED 阵列 824)。

[0084] 电接口包括一系列安装到摄像头 820 上的接触环(contact ring)826,以及被结合到内窥镜 822 内的从内窥镜 822 的近端突伸出的多个电触点 828。

[0085] 如图 10 中所例解的,图 10 描绘了无线摄像头 820 的远端的端部视图,接触环 826 包括固定到摄像头 820 上的一系列通电的、大致同心地定向(concentrically-oriented)的接触环 826。当内窥镜 822 附着到摄像头 820 时,从内窥镜 822 突伸出的电触点 828 相互平齐(alignment)并且与通电的同心接触环 826 相接触。每个电触点 828 在与内窥镜 822 被附着到摄像头 820 的时间一样久的时间内被维持与其对应的同心接触环 826 成稳恒接触。此外,即便当内窥镜 822 和摄像头 820 相对于彼此旋转时,接触环 826 的环形设计确保在内窥镜 822 与摄像头 820 之间维持着电连接。

[0086] 图 9 和 10 中例解的实施例提供了借助于存在于摄像头与内窥镜之间的电接口向

内窥镜的一个或多个部件提供电力及控制信号的能力,而同时允许任一装置相对于另外装置完全旋转。然而,根据又一实施例,用单个通电的可变电阻环 830 替换若干通电的同心接触环 826。类似于同心环 826,如图 11 所例解的可变电阻环 830 在内窥镜与无线摄像头之间提供电连接而同时允许任一装置相对于另外装置自由地旋转。

[0087] 然而,不像同心环 826,可变电阻环 830 显示出相对于角度而变动的电阻,即 1-2、1-3、1-4。因此,电阻环 830 将取决于在内窥镜与无线摄像头之间存在的旋转角度显示出电阻的不同水平。结果,系统可监控当前由电阻环 830 所显示出的电阻水平,并且基于该信息,确定内窥镜相对于摄像头已经经受的旋转角度。

[0088] 在上述所例解的实施例中,无线摄像头已经被描绘为与刚性类型 (rigid-type) 的内窥镜结合使用,该刚性类型的内窥镜诸如那些可用在腹腔镜和胸腔镜外科手术规程中的内窥镜。然而,本发明不限于使用刚性类型的内窥镜,而是可结合运用基本上任何类型的内窥镜,只要该内窥镜和 / 或摄像头已经被适当地配置成彼此附着并且相互连通。为了例解上述内容,考虑图 12 的实施例,其描绘出可拆卸地连接到挠性内窥镜 902 的无线摄像头 900,该挠性内窥镜诸如食管镜或者结肠镜。

[0089] 尽管已经参考具体示例性实施例说明了本发明,应认识到本发明不限于所述实施例,但可以用所附权利要求书的宗旨和范畴内的修改和变更加以实践。因此,将把说明书和附图看做是例解意义上的而非限制意义上的。

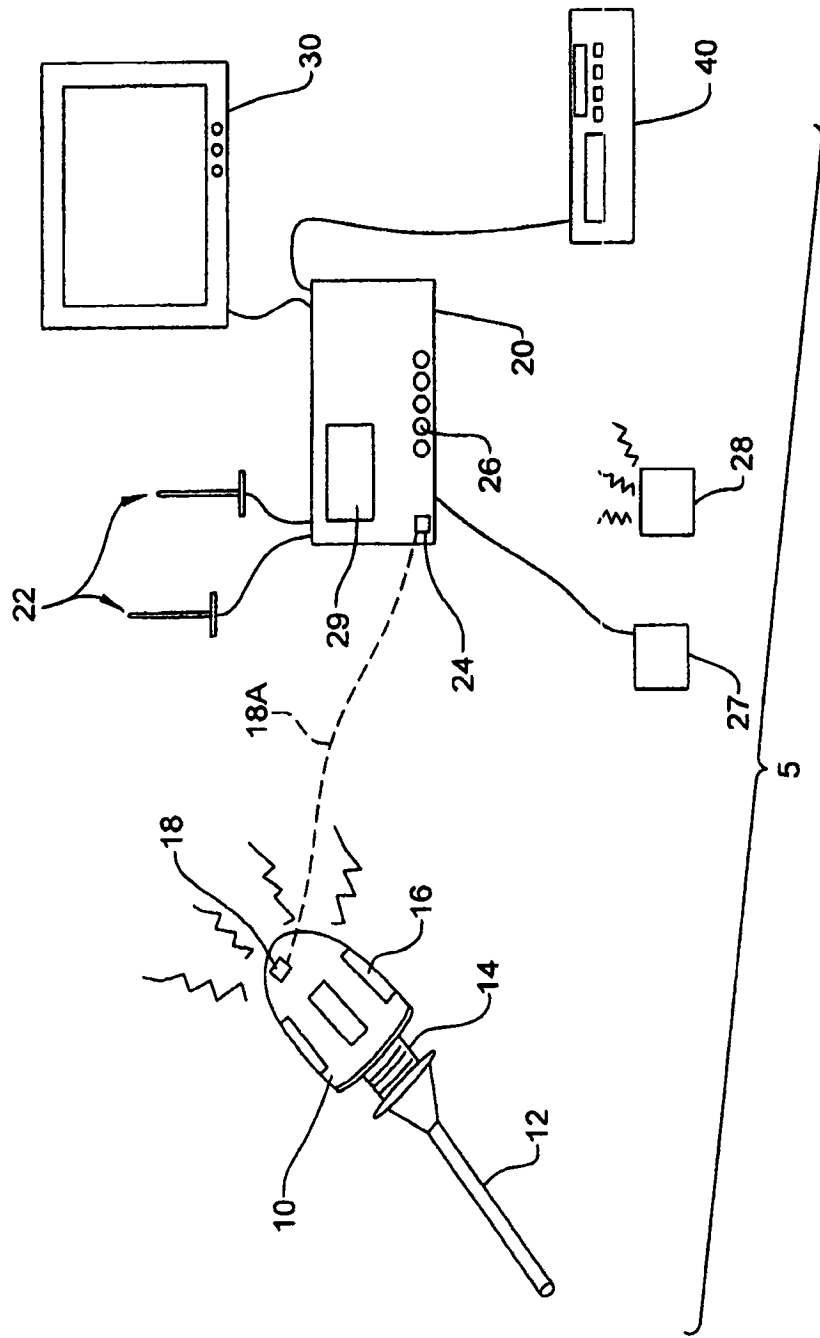


图 1

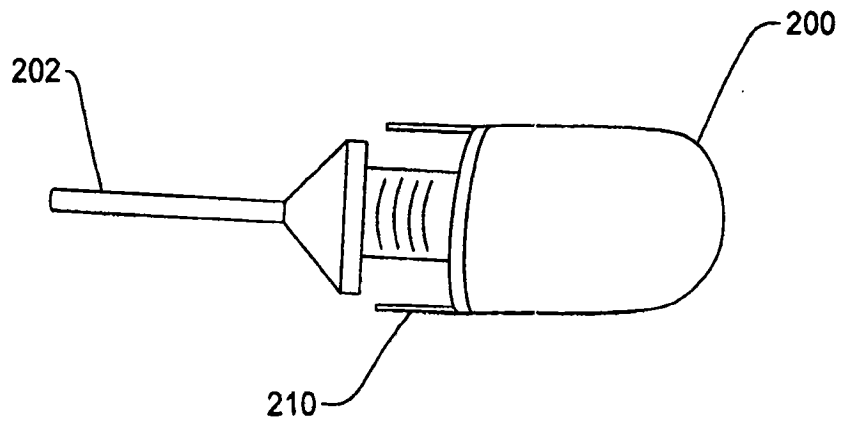


图 2A

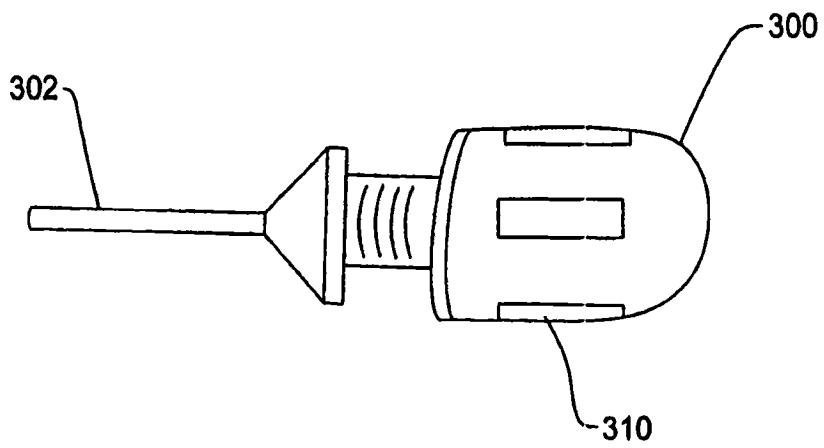


图 2B

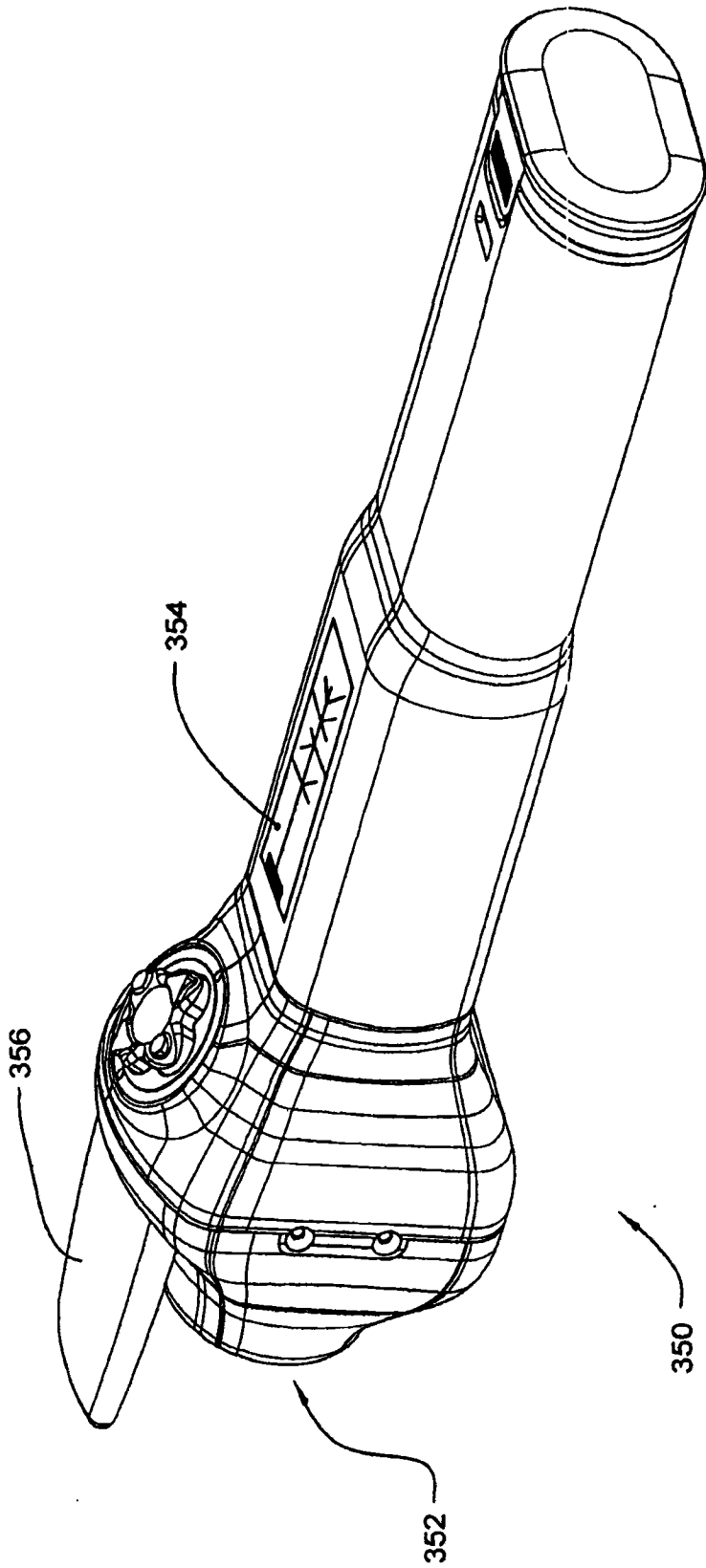


图 2C

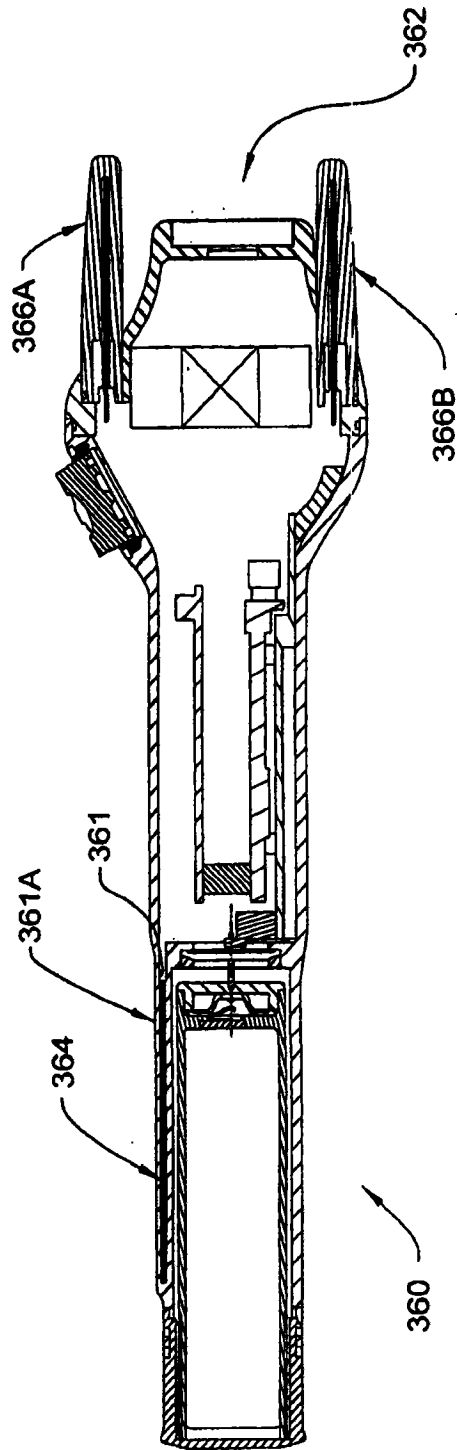


图 2D

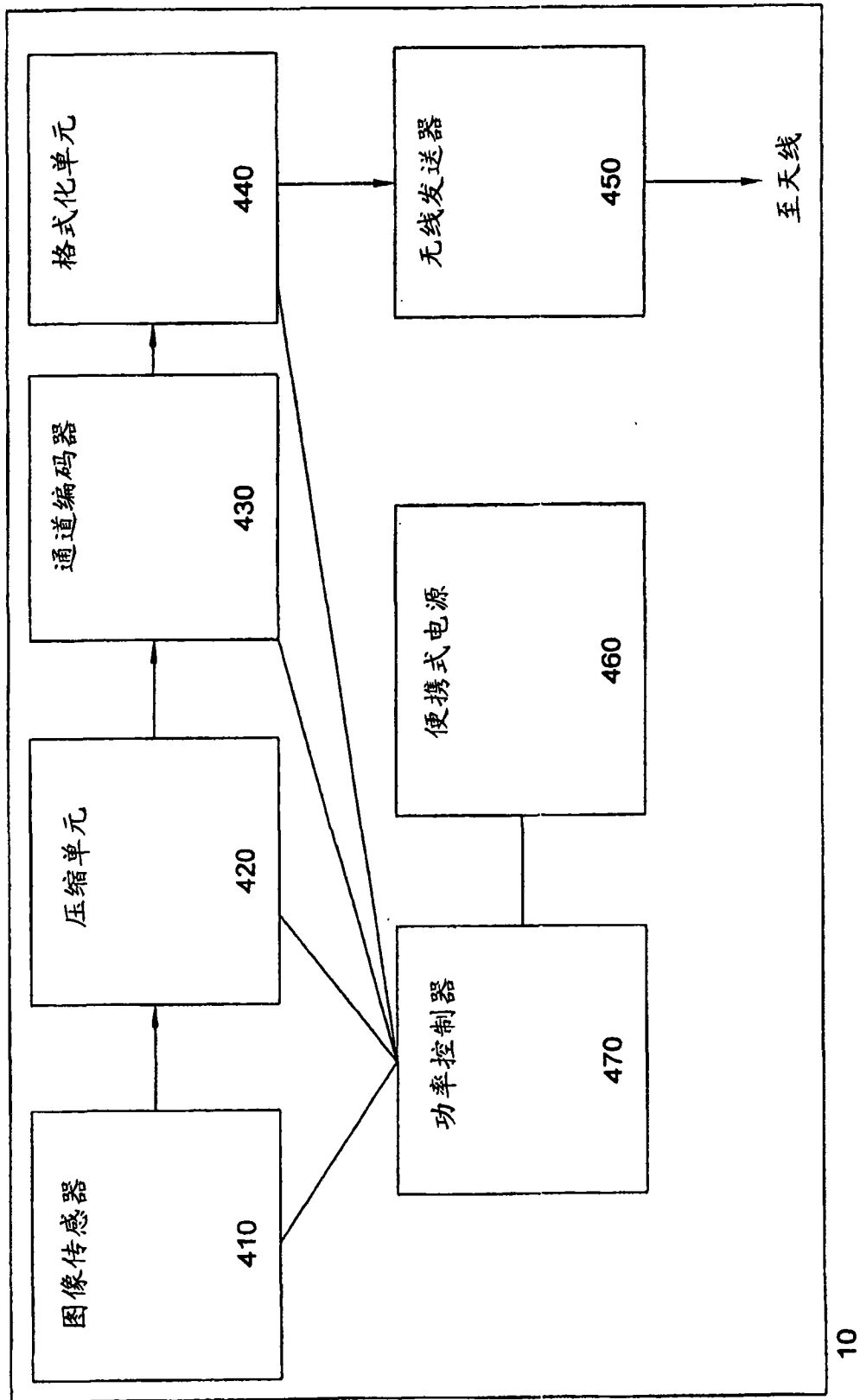


图 3

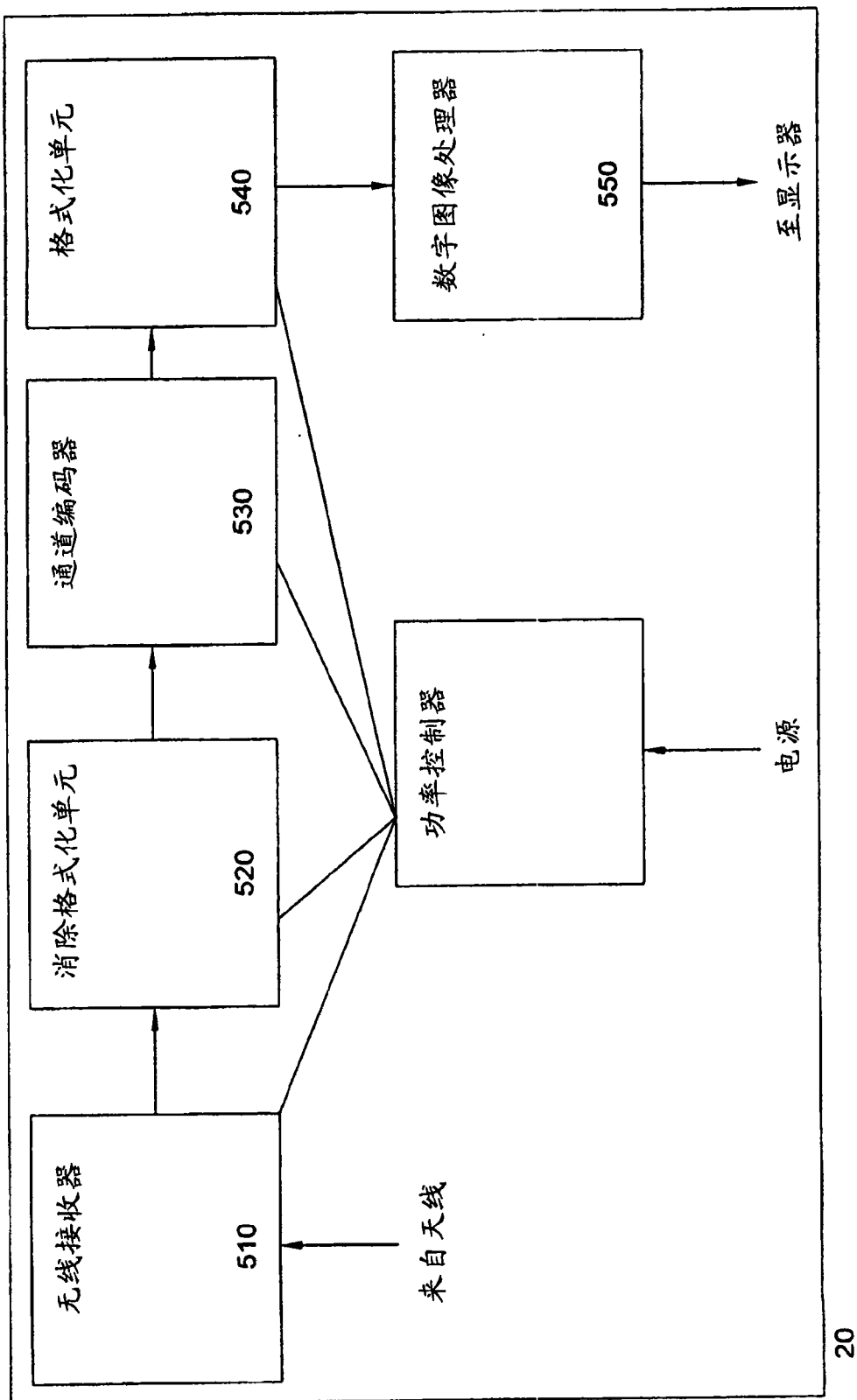


图 4

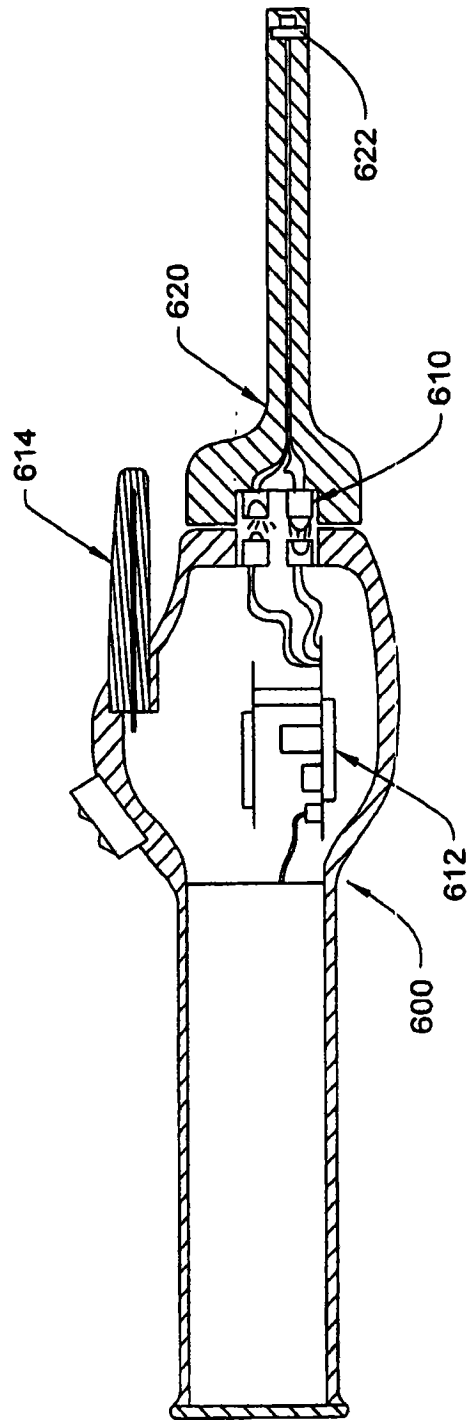


图 5

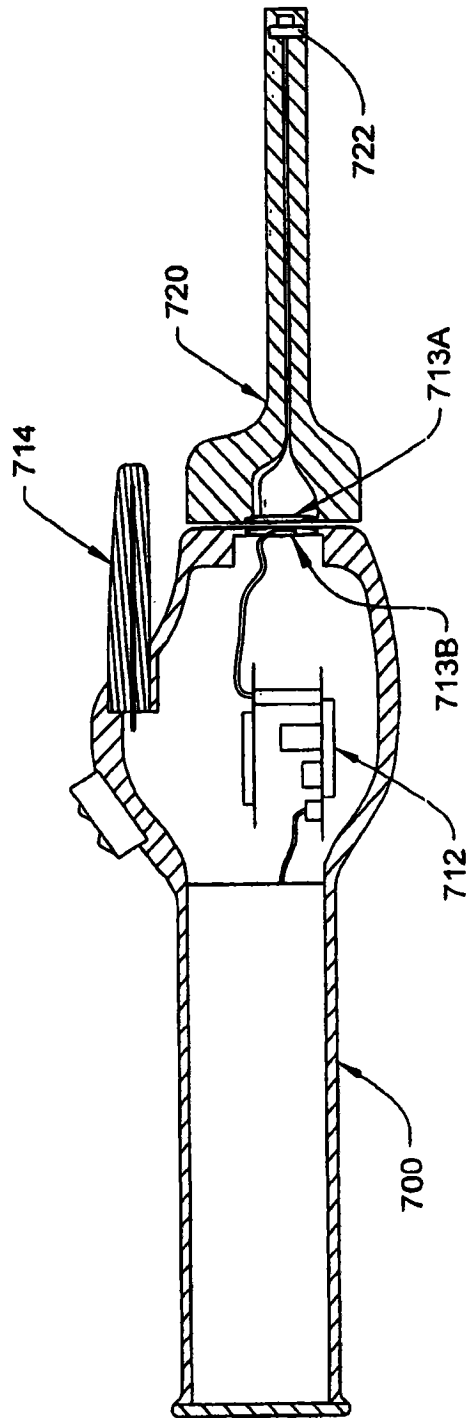


图 6

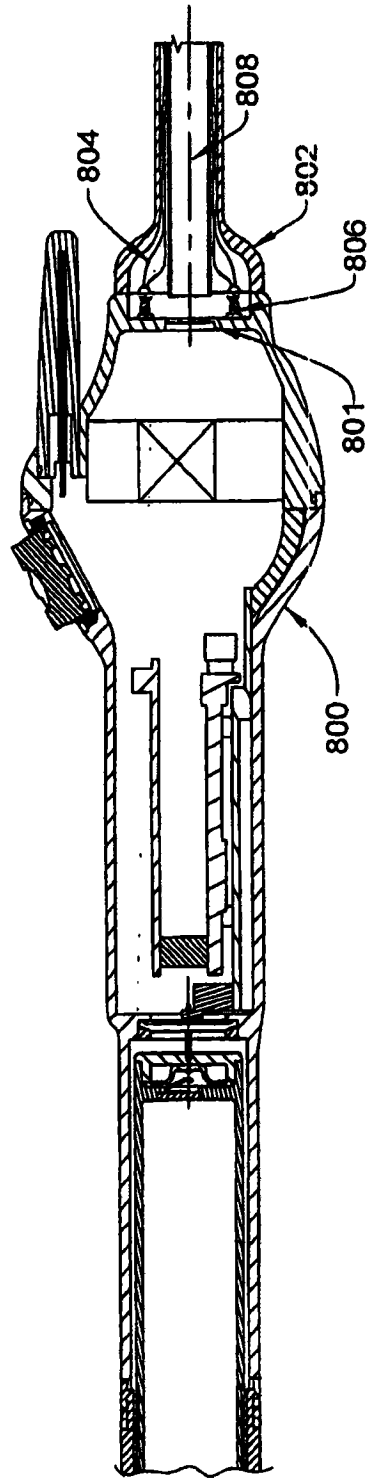


图 7

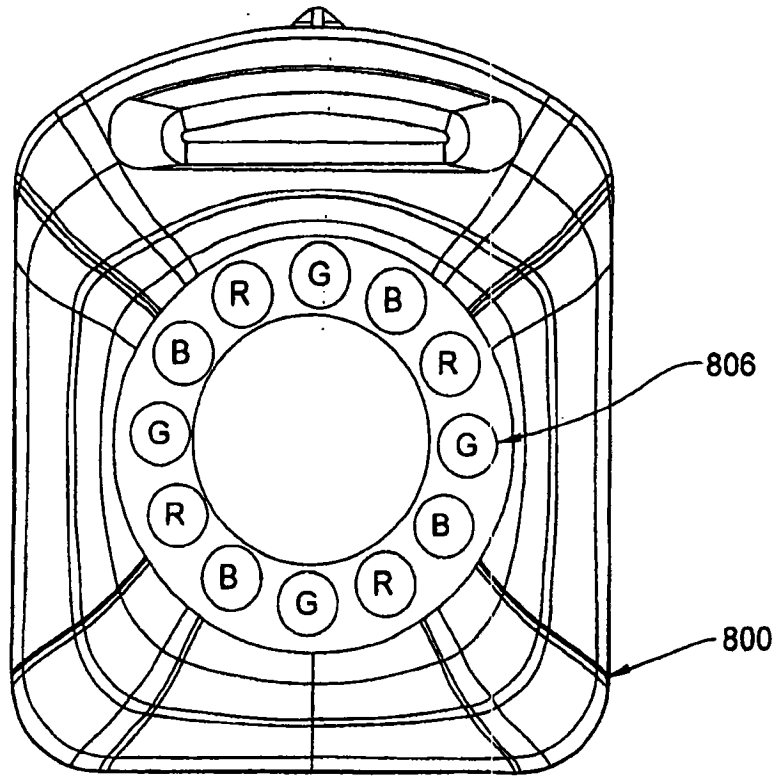


图 8

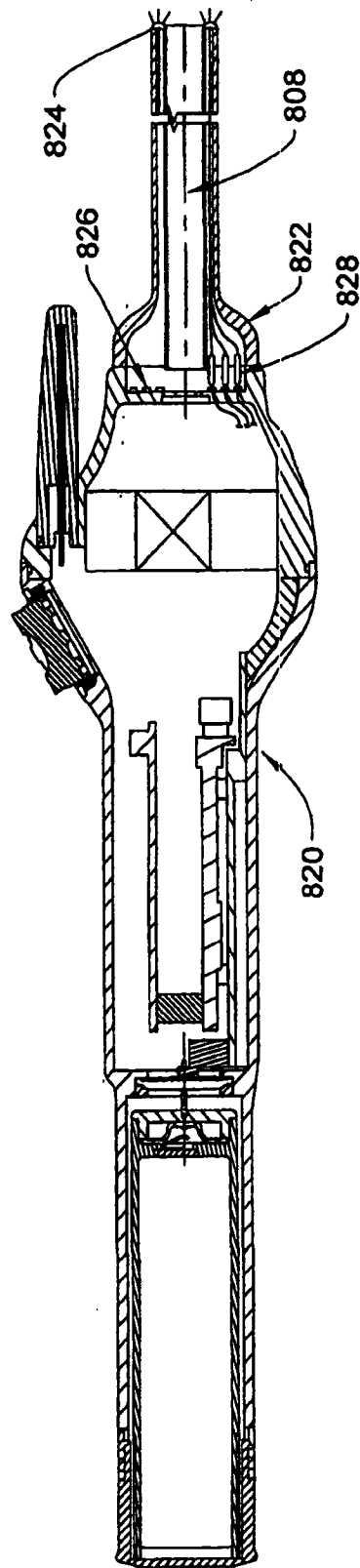


图 9

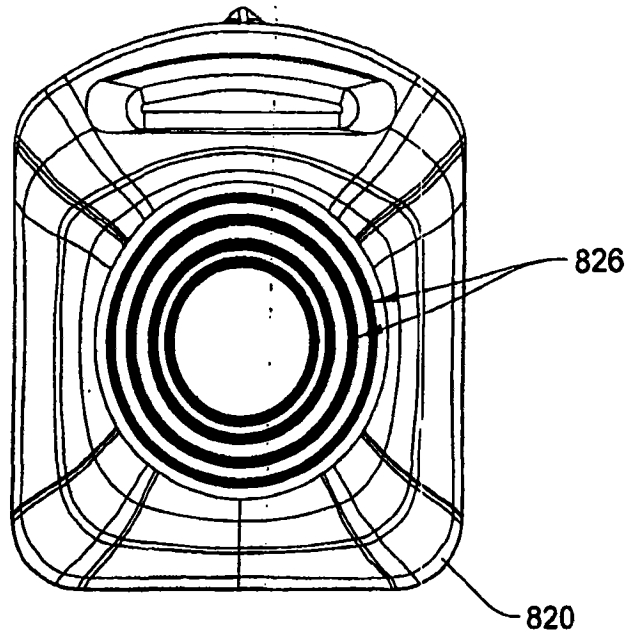


图 10

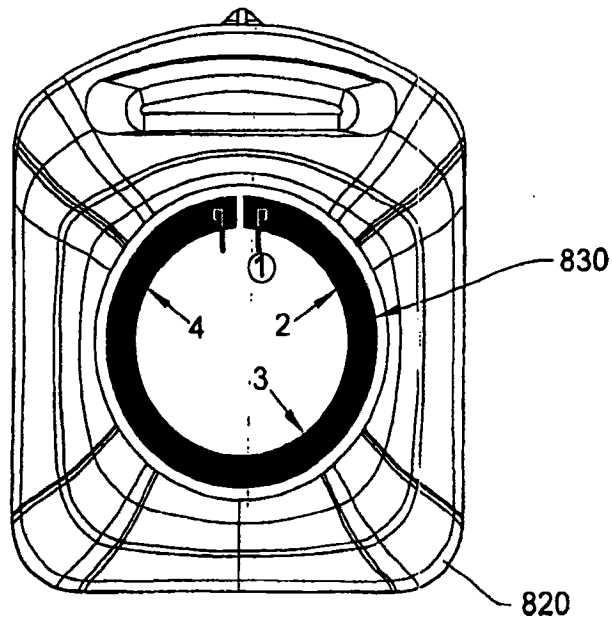


图 11

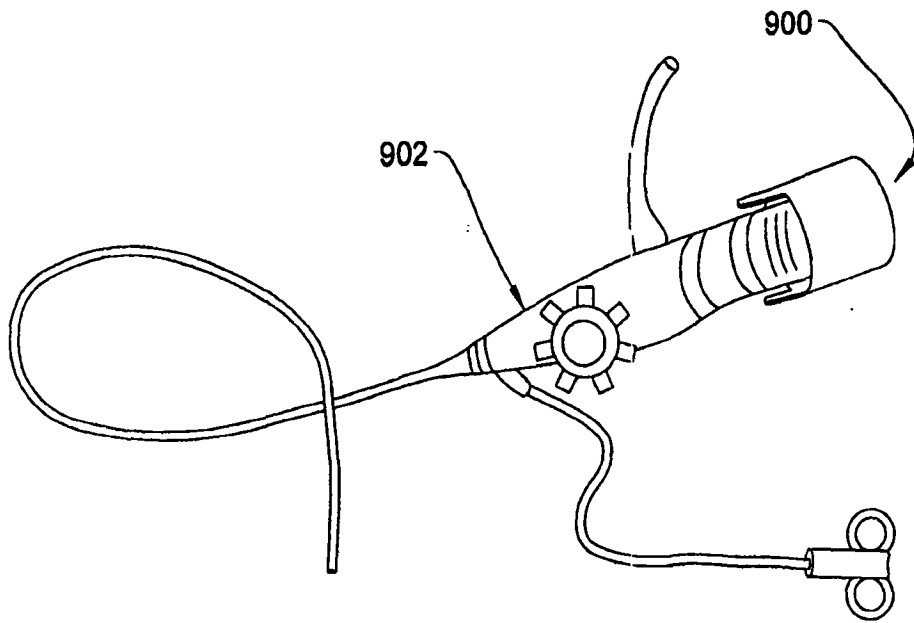


图 12

专利名称(译)	无线内窥镜摄像机		
公开(公告)号	CN101541228B	公开(公告)日	2012-10-03
申请号	CN200780042577.7	申请日	2007-11-15
[标]申请(专利权)人(译)	史赛克公司		
申请(专利权)人(译)	斯特赖克公司		
当前申请(专利权)人(译)	斯特赖克公司		
[标]发明人	R卡弗 E麦卡锡 V纳姆巴卡姆		
发明人	R·卡弗 E·麦卡锡 V·纳姆巴卡姆		
IPC分类号	A61B1/05		
CPC分类号	A61B1/041 H04N7/30 H04N5/2256 A61B1/00009 A61B1/00016 H04N19/00775 A61B1/00105 H04N2005/2255 A61B1/00036 Y02B60/50 H04N7/185 A61B1/04 H04N19/60		
代理人(译)	王岳		
审查员(译)	赵实		
优先权	60/859413 2006-11-16 US		
其他公开文献	CN101541228A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种系统和方法，用于将视频图像信号从内窥镜摄像机无线地传输到接收器或控制单元以用于储存和/或在视频监视器上显示。使用能够递增式地对数据流进行编码的特定于帧的可变压缩算法提供了一种能够以变动的分辨率生成图像的更好地执行且更高品质无线内窥镜摄像机系统。使用短程的高性能无线技术，诸如超宽带UWB，改善了系统的性能能力，而同时使得电力消耗最小化并且延长了电池寿命。纠错码的实施以及多条传输和接收天线的使用，进一步改善了无线通信的保真度。

