



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104161513 A

(43) 申请公布日 2014. 11. 26

(21) 申请号 201410325576. 5

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 07. 09

A61B 5/053 (2006. 01)

(66) 本国优先权数据

201410317488. 0 2014. 07. 04 CN

(71) 申请人 重庆邮电大学

地址 400065 重庆市南岸区黄桷垭崇文路 2  
号

(72) 发明人 冉鹏 李章勇 罗杨 林金朝  
王伟 庞宇

(74) 专利代理机构 北京同恒源知识产权代理有  
限公司 11275

代理人 赵荣之

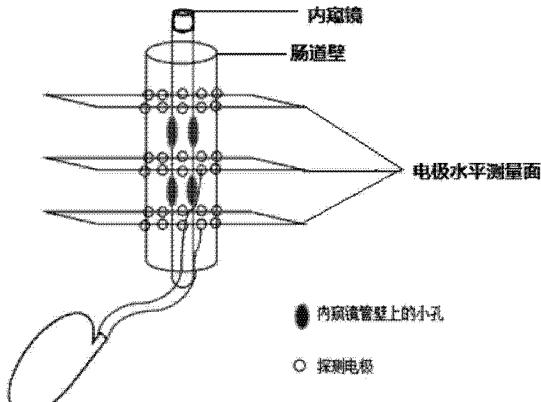
权利要求书1页 说明书3页 附图2页

(54) 发明名称

一种微创的充气式直肠电阻抗特性检测装置

(57) 摘要

本发明公开了一种微创的充气式直肠电阻抗特性检测装置，属于医疗器械技术领域。该装置包括内窥镜、内部气囊、探测电极、压力传感器、信号发生及采集装置，内窥镜用于实现定位并初步查看直肠内的情况；探测电极用于发送刺激电信号并接收直肠内壁组织返回的电信号，压力传感器用于反馈内部气囊与直肠内壁接触的压力情况；信号发生及采集装置用于产生和接收电刺激信号，并对信号进行相应处理；内部气囊设置在内窥镜上，通过外部充气装置向内窥镜充气，从而使内窥镜上的内部气囊发生膨胀，实现安装在内窥镜上的探测电极和压力传感器与直肠内壁紧密接触。该装置能够反映直肠组织病变的微小变化，及时发现病变部位；通过测量直肠阻值判断直肠是否异变，并进行三维成像，可以为确诊病例切除手术前和手术中的肿瘤定位提供科学依据。



1. 一种微创的充气式直肠电阻抗特性检测装置,其特征在于:该装置包括内窥镜、内部气囊、探测电极、压力传感器、信号发生及采集装置,内窥镜用于实现定位并初步查看直肠内的情况;探测电极和压力传感器固定安装在内窥镜外表面的内部气囊上,探测电极用于发送刺激电信号并接收直肠内壁组织返回的电信号,压力传感器用于反馈内部气囊与直肠内壁接触的压力情况;信号发生及采集装置用于产生和接收电刺激信号,并对信号进行相应处理;内部气囊设置在内窥镜上,通过外部充气装置向内窥镜充气,从而使内窥镜上的内部气囊发生膨胀,实现安装在内窥镜上的探测电极和压力传感器与直肠内壁紧密接触。

2. 根据权利要求 1 所述的一种微创的充气式直肠电阻抗特性检测装置,其特征在于:所述信号发生及采集装置安装在内窥镜内部,包括多频恒流模块、电极选通模块、信号处理模块、成像数据采集与通信模块;多频恒流模块用于产生不同频率的正弦波形,并实现恒流输出,并产生与激励信号同步的解调载波信号;电极选通模块主要用于控制电流信号注入和电压信号测量;信号处理模块用于对电信号进行处理,得到可用的成像数据;成像数据采集与通信模块完成对直流电平的采集,并将采集到的成像数据传输到计算机上进行成像。

3. 根据权利要求 1 所述的一种微创的充气式直肠电阻抗特性检测装置,其特征在于:所述内部气囊由具备较好伸缩性且对人体无害的硅橡胶薄膜制作而成,通过外部充气装置向内窥镜管内充气,通过内窥镜管壁上的小孔将气体注入到附在内窥镜外面的内部气囊中,使其膨胀,当测量完毕时通过外部充气装置进行放气,使内部气囊恢复常态。

4. 根据权利要求 3 所述的一种微创的充气式直肠电阻抗特性检测装置,其特征在于:所述外部充气装置采用外部充气气囊,当测量完毕时,只需将外部充气气囊拔掉即可使气体放出。

5. 根据权利要求 1 所述的一种微创的充气式直肠电阻抗特性检测装置,其特征在于:所述压力传感器用于反馈内部气囊与直肠内壁接触的压力情况,根据其反馈的压力数据来调整对内部气囊的充气量,从而针对不同大小的肠腔实现自适应控制。

6. 根据权利要求 1 所述的一种微创的充气式直肠电阻抗特性检测装置,其特征在于:所述压力传感器采用医用硅微型压力传感器。

## 一种微创的充气式直肠电阻抗特性检测装置

### 技术领域

[0001] 本发明属于医疗器械技术领域，涉及一种微创的充气式直肠电阻抗特性检测装置。

### 背景技术

[0002] 直肠癌是指位于齿状线至乙状结肠、直肠交界处之间的癌。是胃肠道中常见的恶性肿瘤，发病率仅次于胃和食管癌，是大肠癌的最常见的一种（占 60% 左右）。绝大多数基因病人在 40 岁以上 30 岁以下者约占 15% 男性较常见男女之比为 2-3 :1，直肠癌是一种生活方式病。目前，它已在癌症排行榜中跃居第二位了。

[0003] 直肠癌在临幊上早期常无症状，或者症状无特异，因而常不引起病员和初诊医师的重视，且直肠癌的检测技术也非常复杂。电阻抗成像是一种只需在物体表面进行测量，而重构出内部阻抗分布的手段。它通过注入电流到一个目标区域建立电场，随后对目标周边产生的电压进行测量。传统的电阻抗断层成像技术中，电极的放置通常局限于某个平面，然而，电阻抗成像本质上是一个三维问题，其电流不局限于在某个平面上流动，因此，二维图像重建通常会产生伪像。而三维电阻抗成像的主要问题是：系统无法负担复杂的算法，病态性使得算法有时难以实现，尤其是在边缘区域，最终造成重建图像中目标位置难以判断或形状扭曲。开放式电阻抗成像系统能够很好地实现物体的表层阻抗判定，但是受制于探测深度的因素，精度只能保证在 2 ~ 3 厘米的范围内。

[0004] 针对上述问题，本发明提出了一种交叉平面电极阵列系统，通过交错的二维平面测量数据，能够更有效地构建三维成像模型，并在保证有效精度的前提下减小了直接三维重构的计算量。

### 发明内容

[0005] 有鉴于此，本发明的目的在于提供一种微创的充气式直肠电阻抗特性检测装置，通过测量直肠阻值判断直肠是否异变，并进行三维成像，可以为确诊病例切除手术前和手术中的肿瘤定位提供科学依据。

[0006] 为达到上述目的，本发明提供如下技术方案：

[0007] 一种微创的充气式直肠电阻抗特性检测装置，该装置包括内窥镜、内部气囊、探测电极、压力传感器、信号发生及采集装置，内窥镜用于实现定位并初步查看直肠内的情况；探测电极和压力传感器固定安装在内窥镜外表面，探测电极用于发送刺激电信号并接收直肠内壁组织返回的电信号，压力传感器用于反馈内部气囊与直肠内壁接触的压力情况；信号发生及采集装置用于产生和接收电刺激信号，并对信号进行相应处理；内部气囊设置在内窥镜上，通过外部充气装置向内窥镜充气，从而使内窥镜上的内部气囊发生膨胀，实现安装在内窥镜上的探测电极和压力传感器与直肠内壁紧密接触。

[0008] 进一步，所述信号发生及采集装置安装在内窥镜内部，包括多频恒流模块、电极选通模块、信号处理模块、成像数据采集与通信模块；多频恒流模块用于产生不同频率的正弦

波形，并实现恒流输出，并产生与激励信号同步的解调载波信号；电极选通模块主要用于控制电流信号注入和电压信号测量；信号处理模块用于对电信号进行处理，得到可用的成像数据；成像数据采集与通信模块完成对直流电平的采集，并将采集到的成像数据传输到计算机上进行成像。

[0009] 进一步，所述内部气囊由具备较好伸缩性且对人体无害的硅橡胶薄膜制作而成，通过外部充气装置向内窥镜管内充气，通过内窥镜管壁上的小孔将气体注入到附在内窥镜外面的内部气囊中，使其膨胀，当测量完毕时通过外部充气装置进行放气，使内部气囊恢复常态。

[0010] 进一步，所述外部充气装置采用外部充气气囊，当测量完毕时，只需将外部充气气囊拔掉即可使气体放出。

[0011] 进一步，所述压力传感器用于反馈内部气囊与直肠内壁接触的压力情况，根据其反馈的压力数据来调整对内部气囊的充气量，从而针对不同大小的肠腔实现自适应控制。

[0012] 进一步，所述压力传感器采用医用硅微型压力传感器。

[0013] 本发明的有益效果在于：本发明提供了一种微创的充气式直肠电阻抗特性检测装置，该装置通过内部气囊实现了检测电极等器件与直肠内壁的紧密接触，能够反映直肠组织病变的微小变化，及时发现病变部位。该装置通过测量直肠阻值判断直肠是否异变，并进行三维成像，可以为确诊病例切除手术前和手术中的肿瘤定位提供科学依据。

## 附图说明

[0014] 为了使本发明的目的、技术方案和有益效果更加清楚，本发明提供如下附图进行说明：

[0015] 图 1 为本发明所述装置的结构示意图；

[0016] 图 2 为本发明所述装置测量流程示意图；

[0017] 图 3 为实施例中气囊充气反馈流程示意图；

[0018] 图 4 为探测电极与压力传感器示意图。

## 具体实施方式

[0019] 下面将结合附图，对本发明的优选实施例进行详细的描述。

[0020] 图 1 为本发明所述装置的结构示意图，如图所示，本发明提供的微创直肠电阻抗特性检测装置包括内窥镜、内部气囊、探测电极、压力传感器、信号发生及采集装置，内窥镜用于实现定位并初步查看直肠内的情况；探测电极和压力传感器固定安装在内窥镜外表面，探测电极用于发送刺激电信号并接收直肠内壁组织返回的电信号，压力传感器用于反馈内部气囊与直肠内壁接触的压力情况；信号发生及采集装置用于产生和接收电刺激信号，并对信号进行相应处理；内部气囊设置在内窥镜上，通过外部充气装置向内窥镜充气，从而使内窥镜上的内部气囊发生膨胀，实现安装在内窥镜上的探测电极和压力传感器与直肠内壁紧密接触。

[0021] 在本实施例中，信号发生及采集装置安装在内窥镜内部，包括多频恒流模块、电极选通模块、信号处理模块、成像数据采集与通信模块；多频恒流模块用于产生不同频率的正弦波形，并实现恒流输出，并产生与激励信号同步的解调载波信号；电极选通模块主要用于

控制电流信号注入和电压信号测量；信号处理模块用于对电信号进行处理，得到可用的成像数据；成像数据采集与通信模块完成对直流电平的采集，并将采集到的成像数据传输到计算机上进行成像。

[0022] 内部气囊由具备较好伸缩性且对人体无害的硅橡胶薄膜制作而成，通过外部充气装置向内窥镜管内充气，通过内窥镜管壁上的小孔将气体注入到附在内窥镜外面的内部气囊中，使其膨胀，当测量完毕时通过外部充气装置进行放气，使内部气囊恢复常态。内窥镜与内部气囊相接触的底部和顶部边缘部分用密封胶封好，防止漏气。

[0023] 图 2 为本发明所述装置测量流程示意图，如图所示，该装置的具体工作流程如下：1) 采用通过附在内窥镜上的内部气囊使探测电极与肠道内壁相接触，使用压力传感器来反馈接触程度，然后调节气囊的充气状态，2) PC 机运行，发送指令给信号发生及采集装置，产生激励信号；3) 激励信号经过信号预处理电路，转换成模拟激励信号；4) 信号发生及采集装置通过 PC 指令获得测量方式，选择激励电极组；5) 由所选的测量方式，控制模拟开关，获取相应测量电极间的电压信号；6) 所获得的信号通过信号滤波和模数转换后，被传送至外部处理装置（PC 机）进一步处理；7) 根据测量方式，轮换激励电极组，轮换相应测量电极组，依次测得所有信号；8) 当相应测量方式的所有激励及测量组合完成后，完成物体三维空间上的电阻抗图像重构。

[0024] 探测电极和压力传感器固定安装在内窥镜外表面的内部气囊上，如图 4 所示。图 3 为本实施例中气囊充气反馈流程示意图，如图所示，压力传感器会检测接触面的压力数据并将数据传送至压力检测电路，同时，微处理器会根据这些数据来进行实时调节，从而控制气囊驱动电路实现对气囊的自适应充放气。

[0025] 最后说明的是，以上优选实施例仅用以说明本发明的技术方案而非限制，尽管通过上述优选实施例已经对本发明进行了详细的描述，但本领域技术人员应当理解，可以在形式上和细节上对其作出各种各样的改变，而不偏离本发明权利要求书所限定的范围。

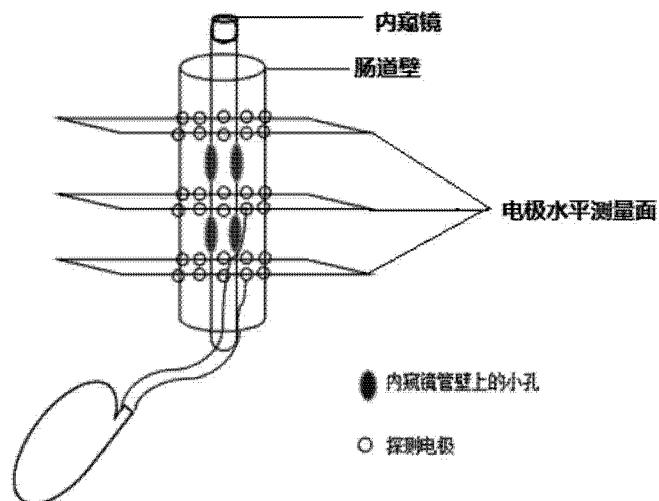


图 1

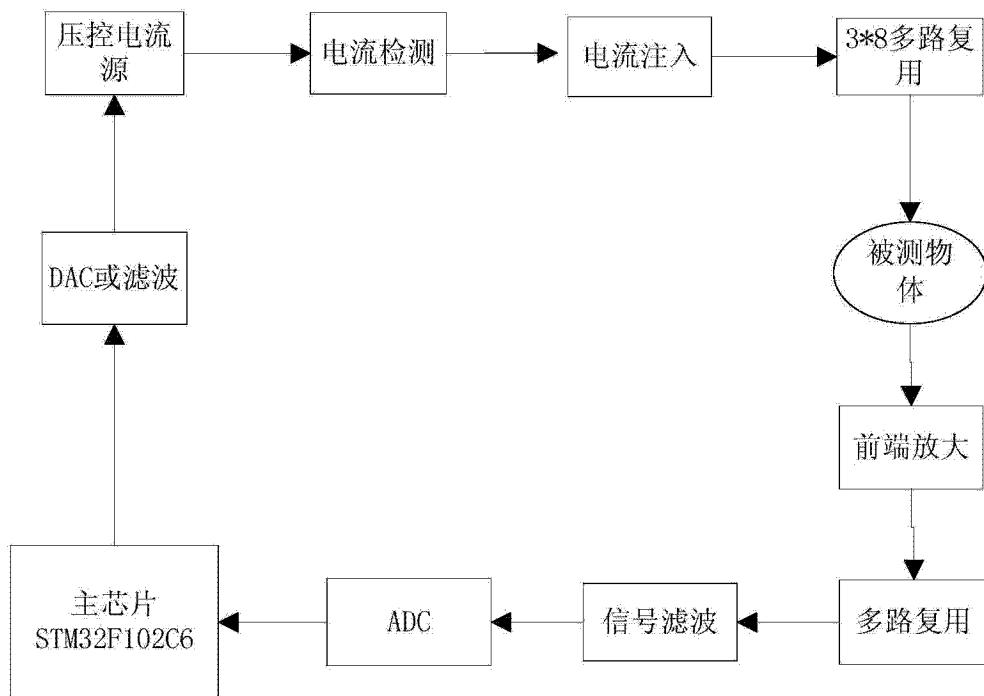


图 2

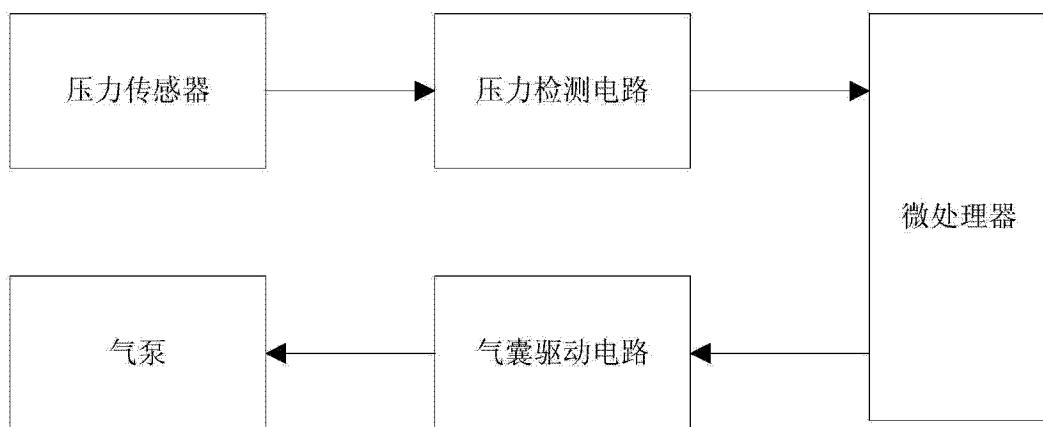


图 3

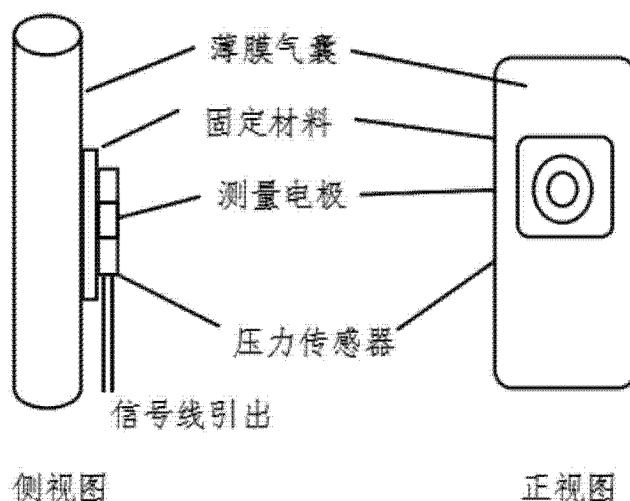


图 4