



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104055515 B

(45)授权公告日 2017.06.30

(21)申请号 201410325476.2

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2014.07.09

A61B 5/053(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

审查员 叶思

申请公布号 CN 104055515 A

(43)申请公布日 2014.09.24

(66)本国优先权数据

201410317493.1 2014.07.04 CN

(73)专利权人 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 万小勤 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

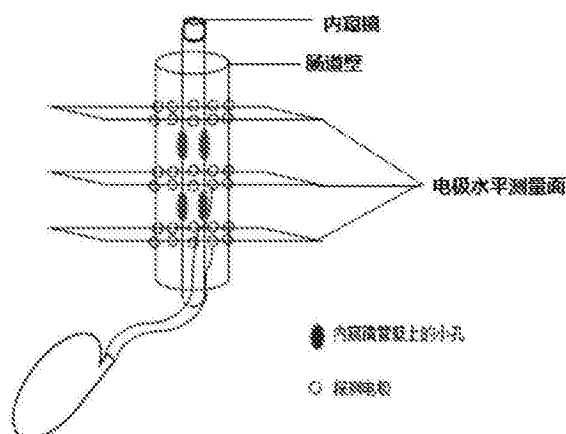
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种微创测量直肠电阻抗的方法

(57)摘要

本发明公开了一种微创测量直肠电阻抗的方法,属于生物组织电阻抗测量方法技术领域。在该方法中利用内窥镜、检测电极、控制电路等组成的系统来进行肠道电阻抗的测量;检测电极在肠道内部呈水平切面和垂直剖面均匀分布,采用水平测量和垂直测量两种方式相结合,从水平切面及垂直剖面上均可获取直肠组织返回的电信号,根据这些电信号分别进行切面上的成像,进而组合形成空间三维图形。该方法能够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直接三维重构的计算量;本方法的稳定性、收敛性和图像质量都较高,测量方便,组合算法扩展性强。



1. 一种微创测量直肠电阻抗的装置,其特征在于:包括内窥镜、检测电极、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;检测电极固定安装在内窥镜上,用于发送刺激电信号并接收直肠组织返回的电信号;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;

检测电极呈水平切面和垂直剖面均匀分布,采用水平测量和垂直测量两种方式相结合,从水平切面及垂直剖面上均可获取直肠组织返回的电信号,根据这些电信号分别进行切面上的成像,进而组合形成空间三维图形;

所述水平测量采用混合正则化算法,垂直测量采用一步牛顿误差重建算法;

通过检测电极向直肠组织注入电流信号作为激励,电流注入的方式包括:相邻电极电流注入和相对电极电流注入。

2. 根据权利要求1所述的微创测量直肠电阻抗的装置,其特征在于:通过对检测电极与直肠表面上任意接触点进行激励,获取其余任意位置间电信号,进而实现多种组合测量方式。

3. 根据权利要求1或2所述的微创测量直肠电阻抗的装置,其特征在于:在内窥镜上设置气囊,气囊使检测电极与肠道内壁相接触,并在气囊表面上安装压力传感器,通过压力传感器来反馈检测电极与肠道内壁的接触程度。

一种微创测量直肠电阻抗的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种测量组织电阻抗的方法,特别涉及一种微创测量直肠电阻抗的方法。

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,发病率仅次于胃癌和食管癌,是大肠癌中最常见的一种(占60%左右)。绝大多数病人在40岁以上,30岁以下者约占15%,男性较多见,男女之比为2-3:1。

[0003] 直肠癌在临床上早期常无症状,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。

发明内容

[0004] 有鉴于此,本发明的目的在于提供一种微创测量直肠电阻抗的方法,该方法通过交叉平面电极阵列系统,测量交错的二维平面数据,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。

[0005] 为达到上述目的,本发明提供如下技术方案:

[0006] 一种微创测量直肠电阻抗的方法,在该方法中利用内窥镜、检测电极、信号发生及采集装置来进行直肠电阻抗的测量;内窥镜用于实现定位并初步查看直肠内的情况;检测电极固定安装在内窥镜上,用于发送刺激电信号并接收直肠组织返回的电信号;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;

[0007] 本方法中的检测电极在直肠内部呈水平切面和垂直剖面均匀分布,采用水平测量和垂直测量两种方式相结合,从水平切面及垂直剖面上均可获取直肠组织返回的电信号,根据这些电信号分别进行切面上的成像,进而组合形成空间三维图形。

[0008] 进一步,所述水平测量采用混合正则化算法,垂直测量采用一步牛顿误差重建算法。

[0009] 进一步,在该方法中,通过检测电极向直肠组织注入电流信号作为激励,电流注入的方式包括:相邻电极电流注入和相对电极电流注入。

[0010] 进一步,在该方法中,还可以通过对检测电极与直肠表面上任意接触点进行激励,获取其余任意位置间电信号,进而实现多种组合测量方式。

[0011] 进一步,在该方法中,还可以在内窥镜上设置气囊,气囊使检测电极与肠道内壁相接触,并在气囊表面上安装压力传感器,通过压力传感器来反馈检测电极与肠道内壁的接触程度。

[0012] 本发明的有益效果在于:本发明所述方法通过交叉平面电极阵列系统,测量交错的二维平面数据,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直接三维重构的计算量。本算法的稳定性、收敛性和图像质量都较高,测量方便,组合算法扩展性强。

附图说明

[0013] 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:

[0014] 图1为本发明所述方法的测量系统示意图;

[0015] 图2为实施例中垂直方向上肠道内检测电极示意图;

[0016] 图3为实施例中水平方向上肠道内检测电极示意图;

[0017] 图4为实施例中的肠道模型示意图。

具体实施方式

[0018] 下面将结合附图,对本发明的优选实施例进行详细的描述。

[0019] 图1为本发明所述方法的测量系统示意图,如图所示,在该方法中利用内窥镜、检测电极、信号发生及采集装置来进行直肠电阻抗的测量;内窥镜用于实现定位并初步查看直肠内的情况;检测电极固定安装在内窥镜上,用于发送刺激电信号并接收直肠组织返回的电信号;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;

[0020] 本方法中的检测电极在直肠内部呈水平切面和垂直剖面均匀分布(如图2和图3),采用水平测量和垂直测量两种方式相结合,从水平切面及垂直剖面上均可获取直肠组织返回的电信号,根据这些电信号分别进行切面上的成像,进而组合形成空间三维图形。

[0021] 作为一种改进,在本实施例中,还可以在内窥镜上设置气囊,气囊使检测电极与肠道内壁相接触,并在气囊表面上安装压力传感器,通过压力传感器来反馈检测电极与肠道内壁的接触程度。

[0022] 在本实施例中,本方法中采用的装置包括内窥镜、探测电极、压力传感器、气囊、信号发生及采集装置;所述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二者的接触程度,薄膜气囊具备较好伸缩性且对人体无害,充气控制采用压力反馈的方式,根据不同大小的肠腔实现自适应控制,对操作人员无特殊技能要求;信号发生及采集装置部分包括有:多频恒流模块,用来产生不同频率的正弦波形,并实现恒流输出,产生与激励信号同步的解调载波信号;电极选通模块主要是控制电流注入和电压测量;信号处理模块对交流信号进行处理,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采集,并将采集到的成像数据通过串口传输到计算机上进行成像。

[0023] 系统工作的具体流程如下:1)采用通过附在内窥镜上的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] 在本发明所述的方法中,采用了水平测量和垂直测量两种方式,下面通过具体实施例进行说明:

[0025] 图4为本实施例中的肠道模型图,其第一层距底部6mm,之后的每一层间隔为4mm。从水平方向上看,电极被分布在了3个不同的片层上,每层的8个电极等间距环状地分布在直肠模型周围,该分布方式的良好对称性可以提供精确可靠的测量结果。

[0026] 测量方式有两种,一种是水平测量,一种是垂直测量。电流的注入方式也有两种,一种是相邻注入,一种是相对注入。

[0027] 在垂直方向上,进行仿真的模拟图为图2,电流的注入方式选择为相邻注入,在垂直的方向上,测量每条垂直线上两端的两个电极的电压,如图所示的电极1与电极3,电极4与电极6等等,通过比较测量出的电压的差异,能很快确定出异物所在的区域,如图所示的电极1与电极3之间,当确定异物所在的垂直线时,在对该条垂直线上的电极进行两两相邻测量,如图所示的电极与电极2,电极2与电极3,可以确定出异物的位置在电极1与电极2之间,进一步细化判断异物所在的位置。

[0028] 在水平方向上,进行的仿真模拟图为图3,电流的注入方式依然采用相对注入,在水平的方向上,测量每条水平线上相对的两端上的两个电极的电压,如图所示,先测量layer3中的电极1与电极5之间的电压,通过比较测量出的电压的差异,能很快确定出异物所在的区域,如图所示为图的下半部分,当确定异物所在的大致区域时,在对该条水平面上的电极进行两两相邻测量,如图所示的电极1与电极2,电极2与电极3,电极3与电极4,电极4与电极5,通过比较进一步细化判断异物所在的位置在电极4与电极5之间,其他层的电极测量与该层类似。

[0029] 在本方法中,还有一种方式是对任意不同平面层的两个电极进行测量,对异物的位置的与上述两种方式类似。

[0030] 对图像进行重构:

[0031] 在水平方向上采用的是混合正则化算法,具体如下:

[0032] 对于二维场域 Ω 内的EIT问题,其电导率与电位分布满足Laplace方程:

$$[0033] \quad \begin{cases} \Delta \cdot \sigma \Delta \phi = 0 \\ \phi = V_r & \text{on } \partial\Omega \\ \sigma \left(\frac{\partial \phi}{\partial n} \right) = -I_n & \text{on } \partial\Omega \end{cases},$$

[0034] 其中 Δ 为Laplace算子, σ 为 Ω 内的电导率分布, ϕ 为边界电位分布, V_r 为边界处的测量电压, I_n 为边界激励电流密度, $\partial\Omega$ 为区域边界,通常 $\partial\Omega$ 被离散化成有限个电极, n 为边界外法线方向。EIT问题就是已知边界处的 I_n 和 V_n 求解场域内电导率的分布 σ ,它是一个非线性病态逆问题,通常EIT逆问题的解析难以直接得到,而需要用迭代的最小二乘解来近似。在EIT逆问题重构中加入Tikhonov正则化函数后的最小二乘问题和迭代形式为:

$$[0035] \quad \begin{cases} \sigma = \operatorname{argmin} \{ \|h(\sigma) - d\|^2 + \alpha \|L(\sigma - \sigma_0)\|^2 \\ \sigma^{(k+1)} = \sigma^{(k)} - (J_k^T J_k + \alpha L^T L)^{-1} \\ J_k^T (h(\sigma^{(k)} - d) - \alpha L^T L(\sigma - \sigma_0)) \} \end{cases}$$

[0036] 其中 $h(\sigma)$ 为计算的电极电位, d 为测量的电极电位, J 为雅可比矩阵, $\alpha > 0$ 为 Tikhonov 正则化因子; L 为特定的正则化矩阵, 通常 $L = 1$ 。

[0037] 在 Tikhonov 正则化算法的罚函数项增加变差函数项, 具体描述形式为:

$$[0038] \quad \begin{cases} \sigma_{\text{res}} = \min \{ \psi(\sigma) \} \\ \psi(\sigma) = \frac{1}{2} \|h(\sigma) - d\|^2 + \alpha \|L(\sigma - \sigma_0)\|^2 + \beta V(\sigma) \end{cases}$$

[0039] 其中 β 为变差正则化参数, $V(\sigma)$ 为变差函数。

[0040] 变差函数可以表示为:

$$[0041] \quad V_T(\sigma) = \sum_{i=1}^{N_{\text{edge}} \times N_{\text{element}}} |M_i \sigma|$$

[0042] 其中 M 为 $N_{\text{edge}} \times N_{\text{element}}$ 的单元边相关矩阵, M 矩阵中的第 i 行各列元素代表某单元是否与第 i 条单元边相关, 如相关, 则对应列元素取值为 1, 否则取值为 0, M 矩阵为稀疏矩阵。

[0043] 上面的公式:

$$[0044] \quad \begin{cases} \sigma_{\text{res}} = \min \{ \psi(\sigma) \} \\ \psi(\sigma) = \frac{1}{2} \|h(\sigma) - d\|^2 + \alpha \|L(\sigma - \sigma_0)\|^2 + \beta V(\sigma) \end{cases}$$

[0045] 描述的 EIT 逆问题, 可归结为寻找使泛函数 $\psi(\sigma)$ 最小的电导率分布 σ 的这样一个最小二乘问题, 本算法利用的是 Newton-Raphson 迭代算法对其求解, 迭代形式为:

$$[0046] \quad \begin{cases} \sigma_{k+1} = \sigma_k + \delta \sigma_k \\ \delta \sigma_k = -\frac{\psi'(\sigma_k)}{\psi''(\sigma_k)} \end{cases}$$

[0047] 上式中, 泛函数 $\psi(\sigma)$ 的一阶导数和二阶导数为:

$$[0048] \quad \psi'(\sigma) = J^T (h(\sigma) - d) + \alpha L^T L \sigma + \beta M^T P^{-1} M \sigma$$

$$\psi''(\sigma) = J^T J + \alpha L^T L + \beta M^T P^{-1} Q M$$

[0049] 其中, P 、 Q 均为对角线矩阵, 对角线上的元素为:

$$[0050] \quad p_i = \sqrt{(M_i \sigma)^2 + \beta}$$

$$[0051] \quad Q_i = 1 - \frac{(M_i \sigma)^2}{(M_i \sigma)^2 + \beta} = 1 - \frac{(M_i \sigma)^2}{p_i^2}$$

[0052] 在垂直方向上采用一步牛顿误差重建算法, 具体算法如下: Ω 是半径为 R 的圆柱体的场域, $\partial \Omega$ 为场域边界, u 为电势, σ 为电阻率, 则边界值满足:

$$[0053] \quad \nabla[\sigma(x) \nabla u(x)] = 0 \quad x \in \Omega$$

$$[0054] \quad \sigma(x) \frac{\partial u(x)}{\partial n} = j(x) \quad x \in \partial \Omega$$

[0055] 其中 n 为边界外法向方向, j 为边界激励电流密度。

[0056] 目标是重建物体的电阻抗分布, 为了保证图像很好的空间分辨率, 本实施例中采

用了L-1个不同的电流驱动模式,即:

$$[0057] \quad \vec{I}_k = (I_1^k, I_2^k, \dots, I_L^k) (k = 1, \dots, L-1)$$

[0058] 因而在L个电极上的电压值为:

$$[0059] \quad \vec{V}_k = (V_1^k, V_2^k, \dots, V_L^k) (k = 1, \dots, L-1)$$

[0060] 采用电压测量做为电流电极测量的中心,对模型进行有限元三角剖分,由此得出第K个电流模式:

$$[0061] \quad \vec{U}_k(\sigma) = (U_1^k(\sigma), U_2^k(\sigma), \dots, U_L^k(\sigma))$$

[0062] 因此解决相反问题的目标是找到电导率 σ 来最小化 $\vec{V}_k - \vec{U}_k(\sigma)$ ($k = 1, \dots, L-1$)。将物体划分为N个体元,在这N个体元当中,电导率假设为一个常数,因此得到了下面的公式:

$$[0063] \quad \sigma(p) = \sum_{n=1}^N \sigma_n x_n(p)$$

[0064] 其中 x_n 为第n个体元的特征函数。在leastsquare中,最小化误差为:

$$[0065] \quad E(\sigma) = \sum_{k=1}^{L-1} \left\| \vec{V}_k - \vec{U}_k(\sigma) \right\|^2$$

$$[0066] \quad \text{最小值为: } 0 = F_n(\sigma) = \frac{\partial E(\sigma)}{\partial \sigma} \quad n = 1, 2, \dots, N$$

[0067] 假设初始电导率估计为 σ_i ,则新的估算为: $\sigma^{i+1} = \sigma^i - \{\vec{F}(\sigma^i)\}^{-1} \vec{F}(\sigma^i)$ 。

[0068] 依次迭代做下去,直到 $\vec{F}(\sigma^i)$ 几乎接近0。

[0069] 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。

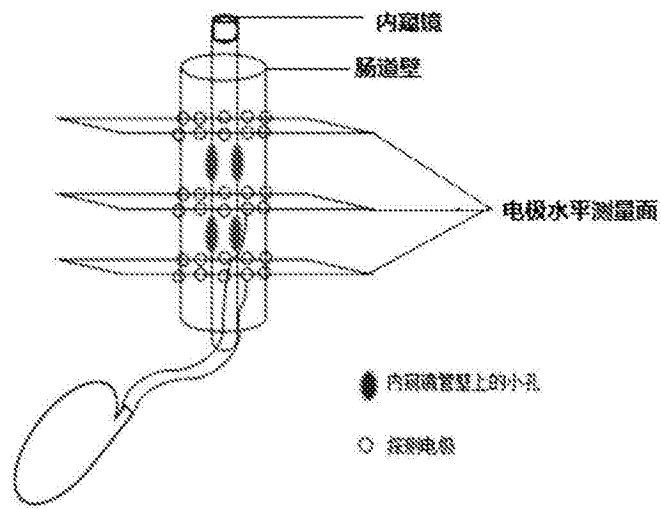


图1

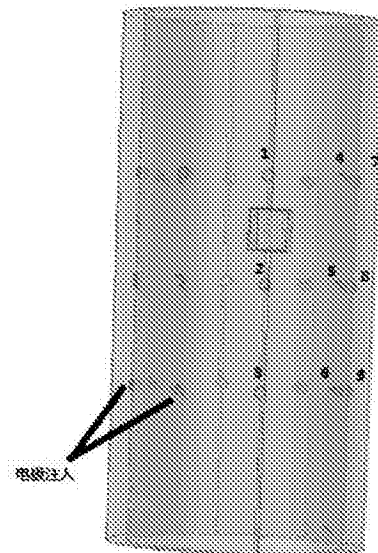


图2

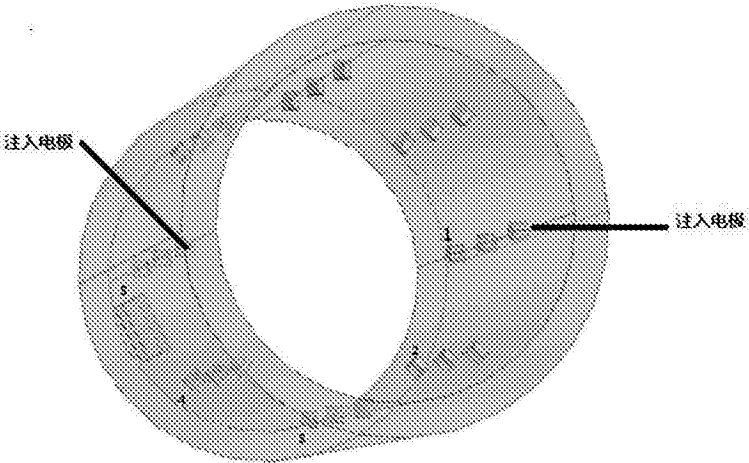


图3

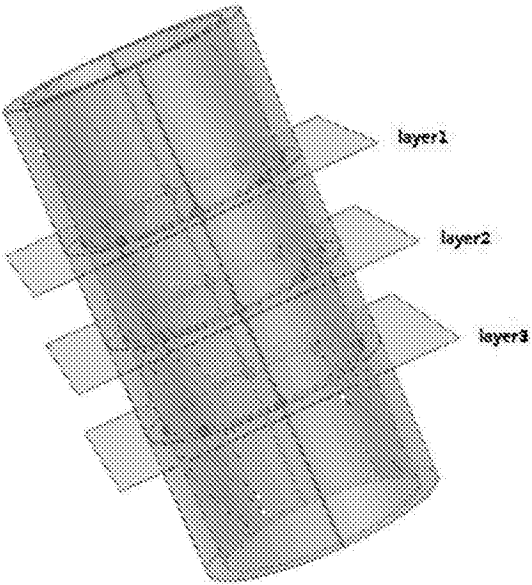


图4

专利名称(译)	一种微创测量直肠电阻抗的方法		
公开(公告)号	CN104055515B	公开(公告)日	2017-06-30
申请号	CN201410325476.2	申请日	2014-07-09
[标]申请(专利权)人(译)	重庆邮电大学		
申请(专利权)人(译)	重庆邮电大学		
当前申请(专利权)人(译)	重庆邮电大学		
[标]发明人	冉鹏 李章勇 万小勤 林金朝 王伟 庞宇		
发明人	冉鹏 李章勇 万小勤 林金朝 王伟 庞宇		
IPC分类号	A61B5/053		
审查员(译)	叶思		
优先权	201410317493.1 2014-07-04 CN		
其他公开文献	CN104055515A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种微创测量直肠电阻抗的方法，属于生物组织电阻抗测量方法技术领域。在该方法中利用内窥镜、检测电极、控制电路等组成的系统来进行肠道电阻抗的测量；检测电极在肠道内部呈水平切面和垂直剖面均匀分布，采用水平测量和垂直测量两种方式相结合，从水平切面及垂直剖面上均可获取直肠组织返回的电信号，根据这些电信号分别进行切面上的成像，进而组合形成空间三维图形。该方法能够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直接三维重构的计算量；本方法的稳定性、收敛性和图像质量都较高，测量方便，组合算法扩展性强。

