



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104055515 A

(43) 申请公布日 2014. 09. 24

(21) 申请号 201410325476. 2

(22) 申请日 2014. 07. 09

(66) 本国优先权数据

201410317493. 1 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 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

(51) Int. Cl.

A61B 5/053 (2006. 01)

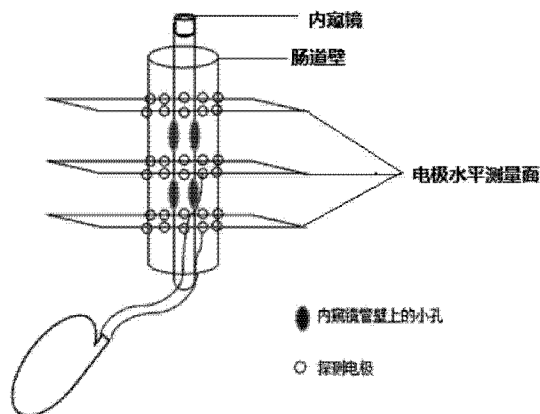
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(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方法,其特征在于: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;

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。

2. 根据权利要求1所述的一种微创测量直肠电阻抗的方法,其特征在于: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。

3. 根据权利要求1所述的一种微创测量直肠电阻抗的方法,其特征在于: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。

4. 根据权利要求3所述的一种微创测量直肠电阻抗的方法,其特征在于: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。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的一种微创测量直肠电阻抗的方法,其特征在于: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。

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]

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

[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_n 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 这则话函数后的最小二乘问题和迭代形式

为：

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

[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 $L = I$ 。

[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：

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

[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：

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

[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：

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

[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：

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

[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^1 , 则新的估算为: $\sigma^{i+1} = \sigma^i - [F'(\sigma^i)]^{-1} F(\sigma^i)$ 。

[0068] 依次迭代做下去, 直到 $F'(\sigma^i)$ 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。

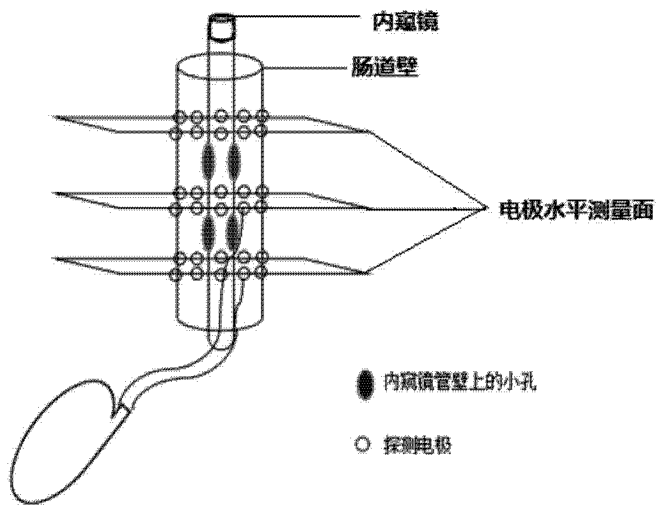


图 1

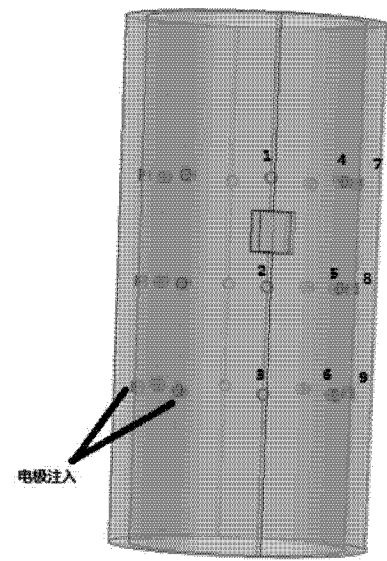


图 2

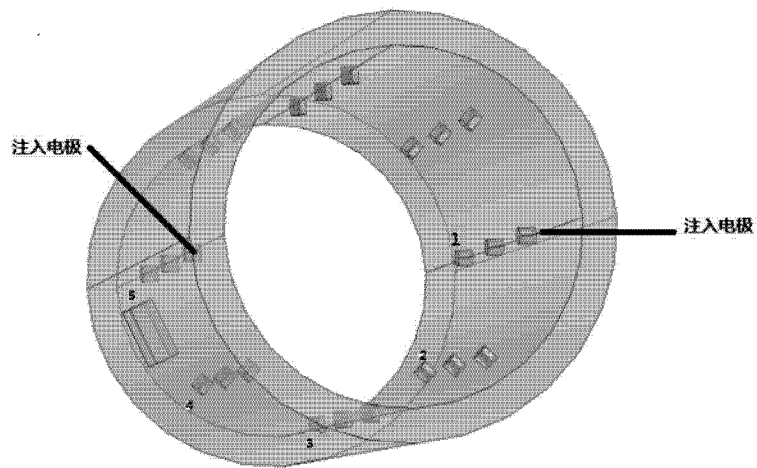


图 3

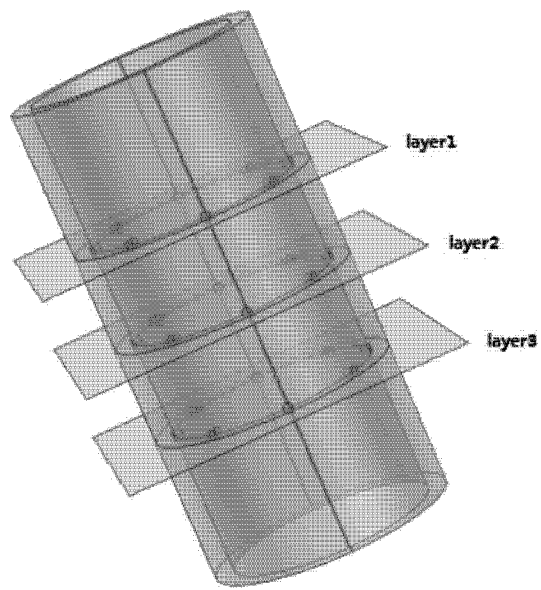


图 4

专利名称(译)	一种微创测量直肠电阻抗的方法		
公开(公告)号	CN104055515A	公开(公告)日	2014-09-24
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		
优先权	201410317493.1 2014-07-04 CN		
其他公开文献	CN104055515B		
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。

