

# 基于 ARM 的 32 电极电阻抗成像系统设计

饶水发,戎 舟

(南京邮电大学 自动化学院,江苏 南京 210023)

**摘 要:**电阻抗成像是一种新型的医学成像技术,在生物信息检测与成像方面具有广阔的应用前景。针对现有电阻抗成像系统采集速度不高、实时性较低、分辨率不理想的情况,进行了改进设计。采用 ARM 处理器构建嵌入式电阻抗成像系统,搭建 32 电极物理模型作为检测对象,利用 32 通道多路开关实现激励电流和电压采集通道的切换,向模型中注入激励电流信号并通过前置滤波、两级放大等信号处理技术获得成像数据。采用敏感矩阵算法对有无目标时的数据差值进行图像重建。实验结果表明,该系统具有较好的成像效果,分辨率高,能有效地实现对目标区域的检测。

**关键词:**电阻抗成像;ARM 处理器;32 电极物理模型;32 通道多路开关;两级放大;敏感矩阵算法

中图分类号:TP33

文献标识码:A

文章编号:1673-629X(2016)06-0138-04

doi:10.3969/j.issn.1673-629X.2016.06.030

## Design of 32 Electrodes Electrical Impedance Tomography System Based on ARM

RAO Shui-fa, RONG Zhou

(College of Automation, Nanjing University of Posts and Telecommunications,  
Nanjing 210023, China)

**Abstract:**Electrical impedance tomography is a new technique of medical imaging, which has a broad application prospect in biological information detection and imaging. In this paper, improved design is carried out in the case of low acquisition speed, poor real-time performance and unsatisfying resolution of the EIT system. In the experiment, an ARM processor is used to construct the embedded EIT system, the 32-electrode physical model is acted as a detection object, and the 32-channel multiplexer realizes the switching among electrode excitation and measurement channels. The excitation current signal injected into the model is passed through the pre-filter, two-stage amplifier and other signal processing technique to get imaging data, from which difference between existence and non-existence of the testing object is obtained. Further, image reconstruction of electrical impedance tomography is achieved through the sensitivity matrix algorithm. The experiment shows that the system has a good effect, and high resolution, and could effectively realize the detection of the target area.

**Key words:**electrical impedance tomography; ARM processor; 32 electrodes physical model; 32 channels multiplexer; two-stage amplification; sensitivity matrix algorithm

## 0 引 言

电阻抗成像技术(Electrical Impedance Tomography, EIT)是利用生物体内电阻率的分布实现目标成像的一种新型医学成像技术<sup>[1]</sup>。由于 EIT 技术不使用核素或射线,对人体无损无害,可以多次测量,加之其成本低廉,无需特殊的工作环境等,因而具有理想的、诱人的应用前景<sup>[2]</sup>。它通过相应的电极系统对生物体注入激励电流信号,从电极上获得电压信号,采用

特定的算法重建出反应生物体内部电特性的图形,从而获得生物体内部组织器官的结构和功能等相关信息<sup>[3-4]</sup>。

1995 年,第一台动态电阻抗实时系统在英国皇家医院建立,用于人体肺、胃、大脑等不同部位的临床成像基础研究<sup>[5]</sup>。2008 年,英国 Oxford Brookes 小组研制出 OXBACT-5 成像系统,具有 16 通道的多频正弦激励源,可以对慢性心脏衰竭进行监护<sup>[6]</sup>。目前世界

收稿日期:2015-08-22

修回日期:2015-11-26

网络出版时间:2016-05-05

基金项目:国家自然科学基金资助项目(61203213)

作者简介:饶水发(1991-),男,硕士研究生,研究方向为电阻抗成像;戎舟,副教授,博士,研究方向为虚拟仪器及网络化测控技术、电阻抗成像等。

网络出版地址: <http://www.cnki.net/kcms/detail/61.1450.TP.20160505.0829.094.html>

上有美国、英国、德国、印度等三十多个科研小组都在进行 EIT 技术的研究工作。国内对电阻抗成像领域的研究相对较晚,距离国外的研究水平尚有一定的差距。各个研究机构一直在致力于电阻抗成像技术的成像算法、硬件系统、电极数目、物理模型等的研究,试图开发一种适用于临床医学诊断与监测电阻抗成像系统。

EIT 系统的采集精度不仅依赖于成像算法的准确度与有效性,而且取决于硬件系统的精度。提高系统各个模块的精度,构建良好的物理模型,能有效提高系统的整体性能和采集精度。为提高系统的采集速度、图像成像质量与分辨率,文中对电阻抗成像系统进行了改进设计。

## 1 EIT 系统设计

### 1.1 系统构成

EIT 系统的设计要求稳定可靠,能够对边界电压信号进行有效的处理,尽可能减少激励和检测电路对原始信号的影响,从而获得准确的成像数据。系统的采集精度不仅依赖于成像算法的准确度与有效性,而且取决于硬件系统的精度和数据采集量。

文中从系统设计的思想出发,以提高系统的精度和性能为目的进行了改进设计。32 电极物理模型与 16 电极相比,提高了数据采集量,但系统控制与实现更为复杂。因此采用 ARM 处理器构建嵌入式电阻抗成像系统,能有效地对 32 通道的多路开关进行激励电流和电压采集通道的切换,使系统具有较高的性能和采集速度。

高精度信号发生器产生的电压信号由霍兰德电流源转换为电流注入到物理模型中;前置滤波电路滤除电压采集信号的噪声和直流信号,采用仪表放大器和可变增益放大电路对信号进行两级放大,然后由四阶带通滤波器和相敏解调进行信号处理,16 位 A/D 将模拟信号转换为数字信号;ARM 处理器控制整个系统的运行,并将转换后的数据通过串口通信发送至 PC 机,最后利用敏感矩阵算法实现图像重建。

EIT 系统结构图如图 1 所示。

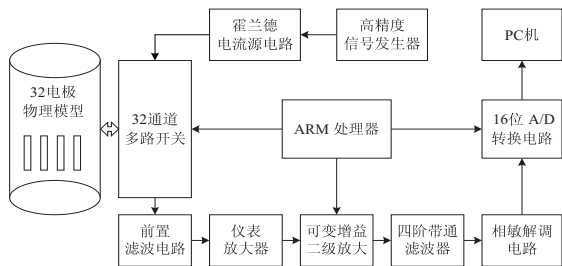


图 1 EIT 系统结构图

### 1.2 激励电流源

为了有效地获得生物体实部和虚部的阻抗信

息,激励信号的频率范围一般为 0 ~ 1 MHz。EIT 系统要求电流源具有较高的输出阻抗,不随负载的变化而变化,具有较好的稳定性和较小的相位漂移。电流源对于 EIT 系统具有非常重要的作用,直接影响到系统的数据采集精度。因此采用霍兰德电流源,与其他电流源相比,具有较好的性能和精度,符合电阻抗成像系统的要求<sup>[7-8]</sup>。

霍兰德电流源电路如图 2 所示。

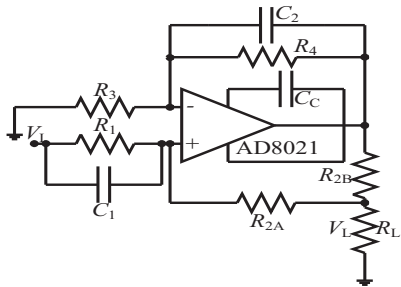


图 2 霍兰德电流源电路

电路中的负载阻抗为:

$$R_L = V_L / I_L \tag{1}$$

式中:  $R_L$  为负载阻抗;  $V_L$  为负载两端的电压;  $I_L$  为通过负载的电流。

在理想情况下,当  $R_1$ 、 $R_{2A} + R_{2B}$ 、 $R_3$ 、 $R_4$  满足下式时,可以获得无限大的输出阻抗。

$$(R_{2A} + R_{2B}) / R_1 = R_4 / R_3 \tag{2}$$

此时,负载电流  $I_L$  的值为:

$$I_L = [(R_2 / R_1) / R_{2B}] V_i \tag{3}$$

其中,  $R_2 = R_{2A} + R_{2B}$ 。

当输入电压信号有效值为 1 V 时,为了产生有效值 1 mA 的电流,选择电阻  $R_1 = R_3 = R_4 = 2 \text{ k}\Omega$ ,  $R_{2A} = R_{2B} = 1 \text{ k}\Omega$ 。设置  $C_1 = C_2 = 0.1 \text{ pF}$ ,  $C_c = 7 \text{ pF}$  作为 AD8021 的补偿电容可获得较高的带宽增益,并能有效地防止高频电路发生振荡。

### 1.3 32 通道多路开关

由于 EIT 激励电流和测量信号皆为微弱信号,要求多路开关之间的串扰要小、导通电阻的一致性要好,通道间具有较好的隔离性能、较小的导通电阻和分布电容,并能有效实现通道间的切换<sup>[9-10]</sup>。在 EIT 中,相邻激励-相邻测量方式应用最为广泛。例如:1、2 电极激励,测量 3、4、4、5、...,31、32 的电压;2、3 电极激励,测量 4、5、5、6、...,32、1 的电压……共可获得  $29 \times 32 = 928$  个电压数据。

采用 32 通道多路开关实现 32 电极系统,降低了以往 16 通道多路开关 MAX306 并联实现 32 通道的复杂性,比模拟矩阵开关更容易控制,具有更好的性能。因此采用 32 选 1 的精密 CMOS 模拟多路复用器 ADG732,各通道的导通电阻为  $4 \text{ }\Omega$ ,导通电阻平坦度

为  $0.5\ \Omega$ , 开关时间为  $30\ \text{ns}$ 。它具有较小的导通电阻和分布电容, 较好的隔离性能, 导通电阻的一致性, 因此符合电阻抗成像系统的要求。ADG732 根据 5 位二进制地址线 A0–A4 所确定的地址, 将 32 路输入 S1–S32 之一切换至公共输出 D。

ARM 处理器 S3C2440 的 GPD0 ~ GPD9 作为控制 4 片 32 通道多路开关的 A4A3A2A1A0 引脚, GPD10、GPD11 分别作为 SN73HC573 的使能引脚, 采用锁存器锁存 I/O 口信号, 减少了控制 I/O 口的数量。使用 2 片构成 32 选 2 的激励电流选通电路, 另外 2 片构成电压数据测量选通电路, ARM 处理器能有效地对其进行控制及切换, 性能稳定可靠。32 通道多路开关测量选通电路如图 3 所示。

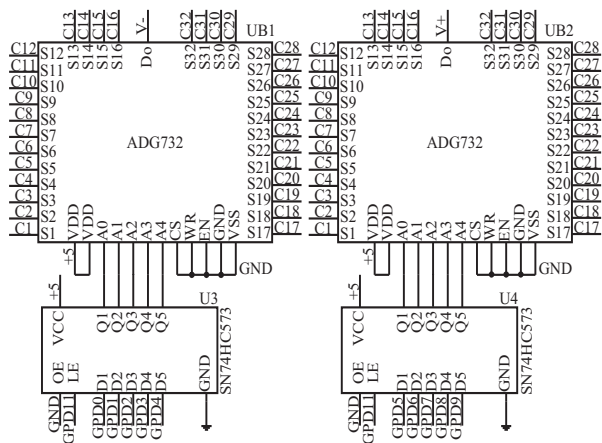


图 3 32 通道多路开关测量选通电路

#### 1.4 信号采集与处理技术

由于注入电极的电流信号很小, 峰峰值一般只有  $1\sim 5\ \text{mA}$ , 所以从电极上测得的电压信号十分微弱, 电压峰峰值一般为几毫伏到几十毫伏<sup>[11]</sup>。电压信号的正负端分别从两个电极上获得, 由于单个电极上的电压信号具有较大的噪声干扰和直流分量, 因此采用前置高通滤波电路进行滤除<sup>[12]</sup>。若直流分量不消除, 经放大器放大后会使得后续电路不工作, 电压信号的正负端分别经前置高通滤波电路后差分输入至 AD624。AD624 是一款高精度、低噪声仪表放大器, 仅需一个外部电阻来设置增益, 增益范围为  $1\sim 10\ 000$ , 最大非线性度为  $0.001\%$ , 具有较高的共模抑制比 (CMRR), 较高的输入阻抗和较小的输入偏置电流, 能有效降低测量模块对待测物体内部电流分布的影响, 非常适合用于高分辨率数据采集系统。

AD624 在放大倍数超过 50 倍后, 信号的精度会减小, 性能有所下降, 需要将信号进行二级放大。因此采用 PGA205 实现可变增益放大电路, PGA205 具有 1、2、4、8 四个增益选项, 可程序控制 A1、A0 引脚电平来改变增益。信号两级放大提高了电压采集信号的放大倍

数和灵活性, 有利于信号后续的处理。信号两级放大电路如图 4 所示。

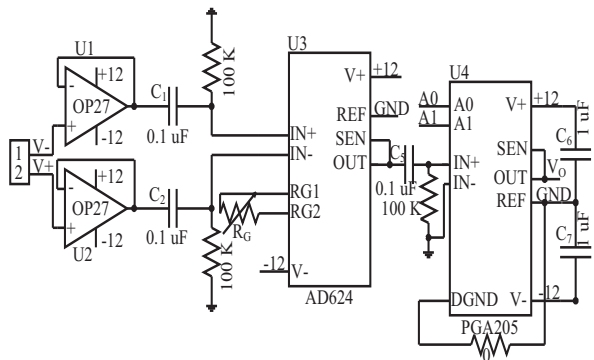


图 4 信号两级放大电路

信号放大后, 通过四阶带通滤波器滤除采集信号中的无用信号和干扰噪声, 使波形更加纯净。然后经过相敏解调电路得到电压信号的实部信息和虚部信息。ARM 处理器 S3C2440 通过控制 16 位 A/D 转换电路将模拟信号转换为数字信号, 并利用串口通信将数据发送至 PC 机。

## 2 敏感矩阵算法

图像重建方式主要有两种: 静态成像和动态成像。静态成像利用某一状态下测得的数据, 通过图像重建算法得到其电阻抗分布的绝对值。动态成像利用两个不同状态下测得数据的差值, 通过图像重建算法得到其电阻抗分布的相对值, 如敏感矩阵法<sup>[13-14]</sup>。

文中采用敏感矩阵算法。该算法的优点是测量数据中的干扰和噪声信号可以在相减时得到消除, 降低了对系统数据采集精度的要求, 且它的误差小、计算量少、图像重建效果好。

设定生物体为一个闭合区域  $\Omega$ , 其电导率分布为  $\sigma$ , 则边界测量电压和介质电导率的变化有着线性敏感关系<sup>[14]</sup>。线性敏感关系用矩阵的形式表示为:

$$\mathbf{U}_p = \mathbf{S} \mathbf{C}_p \quad (4)$$

式中:  $\mathbf{U}_p$  为边界上各测量电极对上的电压变化矢量;  $\mathbf{C}_p$  为闭合区域离散后各单元电导率的变化矢量;  $\mathbf{S}$  为敏感矩阵。

$\mathbf{S}$  矩阵中的每个元素可表示为:

$$S_{ij} = - \int_{\Omega} \nabla \varphi_u^i \cdot \nabla \psi_u^j d\Omega \quad (5)$$

式中:  $i$  为第  $i$  次激励测量的电极对,  $j$  为第  $j$  个剖分单元, 含有  $u$  的量表示区域内电导率均匀分布时的量;  $\nabla \varphi_u^i$  是当第  $i$  对激励电极注入电流时, 每个剖分单元具有的电位梯度;  $\nabla \psi_u^j$  是当第  $j$  对测量电极注入电流时, 每个剖分单元具有的电位梯度<sup>[15-16]</sup>。

测得边界上电压变化矢量, 采用正则化方法求解

线性敏感矩阵的逆,就可以得到区域内各单元的电导率变化矢量。文中采用图形化编程软件 LabVIEW 实现敏感矩阵算法,不仅具有友好的用户界面,而且使数据处理更加方便、实现较为容易。

### 3 实验结果

文中采用一个圆柱形水槽作为生物体的物理模型,该水槽高 10 cm,直径 25 cm,在水槽的内壁同一高度等距安放 32 个长 4 cm,宽 1 cm 的不锈钢矩形电极。电极以最下方为 1,逆时针进行 1~32 编号。不锈钢矩形电极通过鳄鱼夹连接至 32 通道多路开关,使电极便于拆卸和更换,具有良好的导电性,系统稳定可靠,有利于获取准确的实验数据。

在水槽中盛放 0.9% NaCl 溶液(生理盐水),设置激励电流信号的峰峰值为 4 mA、频率为 50 kHz,采用相邻激励-相邻测量的方式采集数据。在模型中未放入塑料棒时,进行一次空载数据的采集。然后在靠近电极 24 的位置放置一根高 10 cm,直径 5 cm 的塑料棒,采集一组连续的数据,最后利用敏感矩阵算法对单个目标的数据与空载数据的差值进行成像。单个目标成像图如图 5 所示。

在靠近电极 24 和电极 8 处分别放置一根直径 5 cm 和直径 3 cm 的塑料棒,同样利用敏感矩阵算法对两个目标的数据与空载数据的差值进行成像。两个目标成像图如图 6 所示。

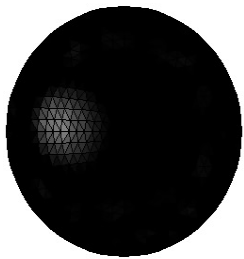


图 5 单个目标成像图

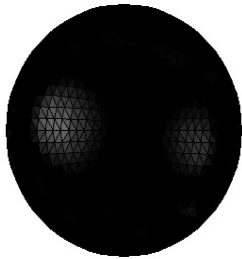


图 6 两个目标成像图

由成像结果可知,图中白色区域为塑料棒在模型中的位置,能准确显示单个目标和两个目标的相对位置和大小,而且伪迹和噪影较少,大大改善了电阻抗成像的成像效果和图像质量,具有较高的分辨率,能有效地实现对目标区域的检测和定位。

### 4 结束语

文中采用 ARM 处理器、32 通道多路开关、前置滤波、两级放大等信号处理技术对现有电阻抗成像系统进行了改进设计,并实现了 32 电极电阻抗成像系统。实验结果表明,该系统具有较好的稳定性、较高的精度和成像效果,能对目标区域进行正确的定位和检测。

下一步的工作将改进成像算法,实现实时成像,推进电阻抗成像技术在临床医学上的应用。

### 参考文献:

- [1] Brown B H. Medical impedance tomography and process impedance tomography: a brief review[J]. Measurement Science and Technology, 2001, 12(8): 991-996.
- [2] 任超世. 生物电阻抗测量技术[J]. 中国医疗器械信息, 2004, 10(1): 21-25.
- [3] Gargiulo G D, Cohen G, McEwan A L, et al. Active electrode design suitable for simultaneous EIT and EEG[J]. Electronics Letters, 2012, 48(25): 1583-1584.
- [4] 徐管鑫, 王平, 何为. 实时电阻抗成像系统及实验研究[J]. 仪器仪表学报, 2005, 26(9): 886-890.
- [5] Smith R W, Freeston I L, Brown B H. A real-time electrical impedance tomography system for clinical use - design and preliminary results[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1995, 42(2): 133-140.
- [6] Yue X, McLeod C. FPGA design and implementation for EIT data acquisition[J]. Physiological Measurement, 2008, 29(10): 1233-1246.
- [7] Rafiei-Naeini M, McCann H. Low-noise current excitation sub-system for medical EIT[J]. Physiological Measurement, 2008, 29(6): 173-184.
- [8] 童偶, 张伟兴. 电阻抗成像系统中电压控制电流源的设计[J]. 电子设计工程, 2012, 20(1): 116-119.
- [9] Yan W, Hong S, Chaoshi R. Optimum design of electrode structure and parameters in electrical impedance tomography[J]. Physiological Measurement, 2006, 27(3): 291-306.
- [10] 张伟兴, 马艺馨. EIT 激励电流切换用模拟多路开关的选择[J]. 仪表技术与传感器, 2013(10): 105-107.
- [11] Hou W D, Mo Y L. Increasing image resolution in electrical impedance tomography[J]. Electronics Letters, 2002, 38(14): 701-702.
- [12] 陈晓艳, 高娜娜, 黄华芳. 数字式生物电阻抗与电阻抗断层成像测量系统[J]. 生物医学工程学杂志, 2015, 32(3): 575-580.
- [13] Nissinen A, Kolehmainen V P, Kaipio J P. Compensation of modelling errors due to unknown domain boundary in electrical impedance tomography[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2011, 30(2): 231-242.
- [14] 秦明新, 李世俊, 董秀珍, 等. 基于敏感性定理的 EIT 重构算法仿真研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2002, 19(2): 236-238.
- [15] Wang M. Inverse solutions for electrical impedance tomography based on conjugate gradients methods[J]. Measurement Science and Technology, 2001, 13(1): 101-117.
- [16] 张帅. 人体胸腔电阻抗成像系统研究[D]. 天津: 河北工业大学, 2009.