电阻抗成像技术的原理及其发展[1)]

程吉宽 孙进平 杜 岩 柳重堪
(北京航空航天大学 电子工程系)

摘 要 介绍了一种新的图像重建技术——电阻抗成像(EIT)技术. 它根据物体内部不同物质的导电参数(如电阻率、电容率)的不同,通过对物体表面电流、电压的施加及测量来获知物体内部导电参数的分布,进而重建出反映物体内部结构的图像. 作为一个数学物理反问题,EIT 技术具有其本身的特点和难点,因而目前还处于探索性研究阶段. 本文在 EIT 数学物理模型基础上对整个 EIT 技术作了较为全面的介绍,包括理论原理、技术上的难点、系统分析、以及目前国际国内的研究现况和研究方向. 通过对 ACT3 的介绍,对 EIT 系统的具体实现也做了简要分析.

关键词 图像处理; 重建; 数据采集; 反问题; 电阻抗成像 (EIT)
分类号 TM 938.84

EIT(Electrical Impedance Tomography)技术是一种新颖的图像重建技术. 它根据物体内部不同物质的导电参数(如电阻率、电容率)的不同,通过对物体表面电流、电压的施加、测量来获知物体内部导电参数的分布,进而重建出反映物体内部结构的图像.

1 EIT 技术简介

1.1 EIT 的原理

EIT 的图像重建过程实质上是利用边界测量数据求解物体内部电阻率分布函数 ρ 的过程. 测量时通过加在物体表面的电极向物体注入电流,测量物体表面电压分布,然后利用重构算法得到物体内部电阻率分布. 例如人体不同组织和体液就具有不同的电阻率,并且当某些组织发生病变时,电阻率也会相应发生变化. EIT 数学模型由下述椭圆方程边值问题描述:

$$\nabla \cdot \rho^{-1} \nabla \Phi = 0 \qquad (1)$$

$$\Phi|_{\partial\Omega} = V \qquad (2)$$

$$\rho^{-1} \frac{\partial \Phi}{\partial} = -J \qquad (3)$$

式中 V、J 分别为边界电压和边界电流密度分布; ρ 为待求电阻率分布函数; Ω 为物体所在空间区域, ∂Ω 为其边界. 由于边界形状的复杂性,一般采用有限元(FEM)方法来求解 EIT 正问题(指在 ρ 设定情况下,求 $F(\rho) = V$ 的过程,对于给定的注入电流 J, $F: \rho \rightarrow V$). 由于已知的边界信息(2)、(3)式比唯一确定(1)式的解所需要的信息多,所以可利用这些多余的边界条件用最优化迭代算法求解 ρ,这也就是 EIT 的反问题. 图 1 为 EIT 系统的基本构成框图.

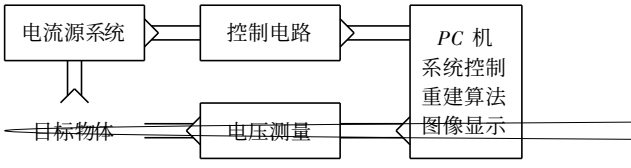


图 1 EIT 的系统框图

1.2 EIT 技术的难点

EIT 本身的困难在于反问题的非适定性(Hadamard 意义下). 文献[1]说明了 EIT 固有病态(inherent ill-posedness),即边界电压数据的微小扰动可能引起解的巨大变化,这就要求 EIT 测量系统有很高的精度. 另一个困难是它的信息量小,虽然可以用增加电极个数的方法来增加测量数据量. 但就现有算法而言,数据量的增加往往使得计算量迅速增长. 同时,电极数目的增加也是有限度的. 此外,目前最大可实现的生理性阻抗变化只引起测量电压 10% 的变动,所以通常认为 EIT 测量硬件必须有至少 0.1% 的精度. 如何实现系统的高精度、高分辨率和算法的快速收敛是目前 EIT 技术的主要难点.

2 EIT 研究的现状及方向

EIT 自 70 年代末提出,80 年代初中期进展

收稿日期: 1997-01-07 第一作者 男 58 岁 教授 100083 北京
1) 航空科学基金资助项目

一直较为缓慢, 直到80年代末特别是进入90年代以来, 才进入了迅速发展时期. EIT 的研究目前主要包括3个方面: 图像重建算法、数据采集的理论及方法和系统实现以及 EIT 的应用, 下面将分别予以介绍.

2.1 图像重建算法

EIT 有两种不同的图像重建方式: 动态式成像和静态式成像. 动态式成像利用两个不同时刻的测量数据, 通过图像重建算法来获得这两个时刻电阻抗分布的差值, 从而重构出一幅 S 差分图像. 动态式成像是图像重建算法中发展较早的一类, EIT 最初的研究者 Barber 等人便是采用这种方法. 动态式成像主要是反投影型算法[2,3], 其优点是许多测量数据中的噪声可以在相减时得到消除, 因而它的图像重建算法对数据采集系统的要求不是太高, 实现起来容易, 另外它的计算量一般也较小. 缺点是应用范围窄. 如果在数据采集的两个时刻电阻抗分布没有变化, 则它不能成像. 因为它的推导过程是基于电流在同一平面内流动的, 所以该类算法难以推广到一般的三维情况, 即使在一些特殊情况下的推广[3], 也并不象静态式成像那么直接.

静态式成像重建算法的发展则相对较晚一些, 但由于其应用的广泛性及相对较好的成像效果, 受到普遍重视[4], 已成为 EIT 成像重建算法研究的主流. 现在流行的算法主要是 Newton-Raphson 类算法[4~6]. 另外扰动算法[7], 拟 Newton 类算法[8], 以及一些特殊的算法[9,10], 也得到发展. 静态式成像的缺点: 计算量大, 抗噪声性能较差. 如何解决这个问题, 已成为 EIT 技术研究的重点和难点. 以 Newton 类算法为例, 每步迭代必须计算 Jacobi 矩阵, 而每计算一次矩阵需求解关于正问题的有限元刚度方程组 $P \times N$ 次(P 为注入电流次数, N 为未知数个数, 一般为几百甚至几千), 计算量之大由此可见. 在这方面, 文献[8]中提出的基于快速梯度算法的拟 Newton 算法是解决计算量随分辨率提高而迅速增长的有效手段, 它避开了 Jacobi 矩阵的计算, 使计算量大为减少. 由于最优化中的拟 Newton 类算法有多种形式、多种改进, 因而 EIT 的这类算法有着较好的发展前景.

由于 EIT 反问题的病态, 造成图像重建算法对测量数据中的噪声以及计算中的舍入误差特别敏感. 如何设计出数值稳定性较好的图像重建算法是很重要的. 特别地, 如何改进现有算法使之数值稳定性得到提高, 也将是 EIT 算法研究中的重要方面. 这方面的工作, 文献[6]成功地将 Newton-Raphson 算法进行了改进, 使之抗噪声能力得到明显提高, 同时计算量还有所减少.

2.2 数据采集理论和系统的实现

数据采集理论是 EIT 技术的重要组成部分. 良好的数据采集方法不仅可以提高数据采集的信噪比, 而且还有助于提高图像重建算法的收敛速度. 增加电极个数以增大采集数据量虽然是提高整个 EIT 系统抗噪声能力的重要方法, 但数据量的增加往往导致图像重建算法计算量的大幅增加, 而且电极个数的增加也是有限度的. 最优电流理论自从 Isaacson D 的开创性工作[11]以来, 已有很大的进展[12~14], 是目前 EIT 的重要研究方向之一. 其目的, 一是减少测量误差的影响, 二是增加算法的收敛速度. 最优即指注入的电流能使相应的边界电压数据的改变为最大. 最优电流理论是抗噪声能力最强的数据采集方法, 可使 SNR (信噪比) 达到最大. 目前所使用的自适应电流注入法即将最优电流组加至所有电极, 在图像重建的迭代过程中, 自适应地改变最优电流组, 以提高 EIT 的分辨率. 最优电流组依赖于未知电阻率分布函数和对电阻率分布函数的当前估计值(迭代值), 这给实际应用造成了一些困难, 文献[13]中介绍的计算最优电流的直接方法克服了这一困难, 在某些应用场合, Walsh 电流组使用起来更为方便[14].

目前, 模拟集成技术的发展十分迅速, VLSI 以及 DSP(数字信号处理器) 的普及, 使得 EIT 系统的设计尽可能地使用数字技术, 模拟部分也尽可能地使用集成元件. 一是为了提高系统的稳定性, 二是充分使用数字技术, 提高系统 SNR. 采用 DSP 技术, 可实现实时的快速数据处理和系统的模块化, 对于 EIT 在不同场合下的应用提供灵活性. 因而, 在目前比较成功的 EIT 系统中, 都采用了 DSP 来进行数据的快速处理. 比如 Sheffield 小组的实时 APT(Applied Potential Tomography)系统, 就采用了美国德州仪器公司的 DSP 来进行测量数据的快速处理和图像重建. 在文献[15]中对基于 DSP(Motorola 的 DSP 9600) 的 EIT 系统作了比较详细的介绍.

在发展和完善已有的理论和方法的同时, 也在探索实现 EIT 技术的其它新方法和新途径, 比如近年来提出的感生电流 EIT 技术[16]. 这种技术的优点是采集数据中的噪声比较容易控制, 电

极系统设计简单; 缺点是数学物理模型复杂, 设备也相对复杂, 这种方法目前还在发展中.

2.3 EIT 的当前研究动态

目前对 EIT 技术研究比较成功的小组有美国的 Wisconsin 小组及 Renselaer 小组, 英国的 Sheffield 小组. Wisconsin 小组着重算法研究, Renselaer 小组则在系统设计和算法研究上都作出了有价值的工作. 下面介绍的 ACT3 系统即是该小组 1993 年描述的第 3 代 EIT 设备. Sheffield 大学医学院已制成 EIT 商售样机, 销往美英各大学和医院. 英国的 UMIST 和美国 Wisconsin 大学图像处理实验室也对动态图像的重构进行了大量的模拟实验. 就目前所发表的 EIT 系统而言, 动态成像系统一般能达到心肺功能监视等成像生理活动的目的, 但成像质量离实用还有很大的距离. 静态成像目前仍然处于实验阶段. 国内从 80 年代末开始 EIT 技术的研究, 目前在算法方面取得了比较大的进展[8, 9], 但在系统实现方面, 一直没有大的突破, 同国外比较, 仍有很大的差距.

3 EIT 数据采集系统及相关应用技术介绍

3.1 EIT 系统 ACT3 介绍

ACT3(第三代 Adaptive Current Tomography) 是 Rensselaer 小组 1993 年描述的新一代 EIT 系统[17]. 该系统为 32 电极系统, 能够输入任意模式的电流, 电流值和电压测量均达到 16 bit 精度, 采集 1 组完整电压数据的时间约为 133 ms. 此外系统可自动校正电压测量和电流源, 以及在计算机控制下调整电流源输出阻抗. 系统相位解调的精度达到 16 bit, 相当于在输入为满幅正弦信号时 SNR 要达到 104 dB. 为达到这样高的 SNR, 系统用 DSP 构成的数字解调器代替模拟解调. 电流源电压波形输出采用数字合成方法, 即将采样后的正弦波数据存于 PROM 中, 顺序读取后通过 MDAC 输出为模拟波形, 此方法可保证电流源输出相位和幅度的稳定. 另外精度为 16 bit 时, 电流源输出阻抗不能小于 64 MΩ, 在 ACT3 中使用程序控制的数字电位器来调节电流源输出阻抗. ACT3 的安全措施包括: 输入电流的限幅, 为使输入电流在人体安全电流以内, 电极电流的峰值被限制为 0.5 mA; 当系统发生误操作时, 地回路电流监视部分将切断所有的电极连接; 数据通讯的光隔离等.

3.2 EIT 系统主要误差分析

1) 电极

Rosell 等人的研究[18] 表明在 EIT 使用的频率下, 电极肤表接触阻抗为 200~ 2 000 Ω/cm^2, 与内部阻抗的压降相比较, 在接触阻抗上的电压降是相当大的, 而且其值随电极位置的不同而改变, 可能给系统带来大的误差. 因此, 电极技术是 EIT 研究的重点、也是难点之一. 当采用恒流源注入, 且注入电极与测量电极分开的复合电极方法时, 对结果的影响可较好地得到抑制. 复合电极中的电流注入电极一般接触面积较大, 以使电流分布均匀稳定, 电压测量电极较窄, 以利于准确地得到电极所在点的电压值. 依此思路, 文献[19] 设计的复合电极在实际应用中较好地提高了图像质量.

2) 放大器的 $CMRR$(共模抑制比)

因为 EIT 注入电流很小, 所以要测量的肤表分布电压差很小, 必须经过放大之后, 才能进行测量. 这时由差动放大器的 $CMRR$ 所产生的误差必须采取措施加以抑制, 减少其对系统精度的影响. 如果相邻电极输入电流为 1 mA, 测量电压差范围为 0.05~ 2 mV, 系统要达到 0.1% 的精度, $CMRR$ 值至少为 135 dB. 在设计阶段这点应特别考虑.

3) 电流源的特性

电压控制电流源部分是 EIT 系统模拟部分的核心. 负载在 2 kΩ 范围内变化时, 电流源的性能一般不应该受影响. 除了相位特性和幅度特性之外, 输出阻抗是电流源部分最主要的问题, 如果电流源的输出阻抗不够大的话, 电压表的精度多高都没用, 因为不足够大的输出阻抗会将注入的电流分流一部分出去. 假如负载电阻是 0~ 1 kΩ, 那么电流源的输出阻抗至少为 64 MΩ 才能达到 16 bit的精度($R = (2^{16} - 1) \times 1\ \mathrm{k}\Omega$) .

4) 其它主要误差

电流输入部分与电压测量部分之间的等效联通电容 C_f, 也是较大的误差来源, 一般要求 $|C_f| \leqslant 0.2$ pF. C_f 的值与接口部分电路板布线, 电缆等因素有关, 因此系统中该部分的无屏蔽线长应该尽可能地短. 此外模拟开关导通电阻的影响, A/D 转换所带来的量化噪声等也会带来较大的误差. 使用数字解调、数字滤波等数字信号处理的技术, 可以有效地降低这部分误差的影响.

4 结束语

EIT 技术作为一种新的成像方法, 以设备简单、价廉、对人体无害以及操作使用方便等显著优

点引起生物医学界的浓厚兴趣,成为近年来图像重建技术研究的热点之一.在 IEEE Transactions on Biomedical Engineering 和 IEEE Transactions on Medical Imaging 等刊物上发表了大量有关 EIT 的研究论文.在算法和系统实现上都取得了很大的进展,相信不久可实现可实用化的 EIT 系统.

参 考 文 献

1 Saacson D, Isaacson E L. Comment on Calderon's paper:"On a incerse boundary value problem". Math Comput, 1989, 52: 553~559

2 Brown B H, Barber D C. Applied potential tomography. J Phys E Sci Instrum, 1984, 17: 723~733

3 Shahidi A V. Impedance tomography computional analysis based on finite elements models of a cylinder and a human thorax. Am Biomed Eng, 1995, 23: 61~69

4 Webster J G. Electrical Impedance tomography. Bristol England: Adam Hilger, 1990

5 Yorkey T J, Webster J, Tompkins W J, *et al*. Comparing recorrstruction algorithm for electrical impedance tomography. IEEE Trans Biomed Eng, 1987, BME-34(11): 843~852

6 Woo E J, Hua P, Webster J G, *et al*. A robust image reconstruction algorithm and its parallel implementation in electrical impedance tomography. IEEE Trans Med Imaging, 1993, MI-12(2): 137~146

7 Kyriacon G A. A reconstruction algorithm of electrical impedance tomography with optimal configuration of the driven electrodes. IEEE Trans Med Imaging, 1993, MI-12(4): 430~438

8 杜 岩,程吉宽,柳重堪.用组合变尺度法求解电阻抗层析成像问题.中国生物医学工程学报. 1997, 16(2): 1~7

9 柳重堪,杜 岩,李久平.实现电阻抗层析成像的交错算法.电子学报, 1995, 23(7): 11~14

10 Issacson et al. Comment on reconstruction algorithms. Clin Phys Physiol Meas, 1992, 13(suppl A): 83~89

11 Issacson D. Distinguishability of conductivities by electric current computed tomography. IEEE Trans Med Imaging, 1986, MI-5(2): 91~95

12 Gisser D G, Isaacson D, Newell J C, *et al*. Current topics in impedance imaging. Clin Phys Physiol Meas, 1987, 8(supp1 A): 39~46

13 Hua P, Webster J G, Tompkins W J, *et al*. Improved method to determine optimal current in electrical impedance tomography. IEEE Trans Med Imaging, 1992, MI-11(4): 488~495

14 Woo E J, Hua P, Tompkins W J, *et al*. Walsh function current patterns and data synthesis for electrical impedance tomography. IEEE Trans Med Imaging, MI-11(4): 554~559

15 Lyon G M, Oakley J P. A digital signal processor based architecture for EIT data aquisition. In: ECAPT, ed. Process Tomography a strategy for Industrial Exploitation. Manchester: The Castlefield Hotel, 1992. 54~59

16 Gencer N G, Ider Y Z, Williamson S J. Electrical impedance tomograph: induced-current imaging achieved with a multiple coil system. IEEE Trans Biomed Eng, 1996, 43(2): 139~149

17 Cook R D, Saulnier G J, Gisser D G, *et al*. ACT3: a high-speed, high-precision electrical impedance tomograph. IEEE Trans Biomed Eng, 1994, 41(8): 713~721

18 Rosell J, Murphy D, Pallas R, *et al*. Skin impedance from 1Hz to 1 MHz. IEEE Trans Biomed Eng, 1988, 35(7) 649~651

19 Hua P, Woo E J, Webster J G, *et al*. Using compound electrodes in electrical impedance tomography. IEEE Trans Biomed Eng, 1993, 40(1): 29~34

Theory and Development of Electrical Impedance Tomography Technology

Cheng Jikuan Sun Jinping Du Yan Liu Zhongkan

(Beijing University of Aeronautics and Astronautics, Dept. of Electronic Engineering)

Abstract Electrical Impedance Tomography(EIT) is a new technique that forms images of electric resistivity or conductivity within the body through measuring the current or the voltage of the surface. As a mathematical physics inverse problem, EIT is a developing technique on its own feature and difficulty. This paper gives an introduction of the EIT technology in details. It includes the primary theory, technical difficulty, system analysis as well as the recent research background and trend all over the world. It introduces ACT 3 to give a simple analysis realizing the EIT system.

Key words image processing; reconstruction; data acquisition; inverse problem; Electrical Impedance Tomography(EIT)