

# 生物医学电磁场 数值分析

● 颜威利 徐桂芝 等著



机械工业出版社  
CHINA MACHINE PRESS

# 生物医学电磁场 数值分析

颜威利 徐桂芝  
吴清 李颖 著  
葛曼玲 董国亚  
郭鸿涌



机械工业出版社

本书总结了作者及其学术团队 10 余年来对生物医学电磁场数值分析的主要科学研究和研究生教学成果,内容丰富,层次分明,系统性强。

本书主要叙述生物医学电磁场正问题和逆问题的数值分析方法,重点是脑电源定位和电阻抗成像的电流场正、逆问题求解。内容包括:生物医学电磁场基本方程、有限元分析、边界元与有限体元法、脑电信号源定位与头模型构建、电阻抗成像方法及装置、神经电活动和电磁场生物效应。本书展示了当代国际生物医学电磁场分析领域的热点问题。书中还包括较多的计算实例。

本书可作为生物医学工程及相关专业博士生和硕士生的教材,也可作为本科生和科研人员的参考用书。

## 图书在版编目 (CIP) 数据

生物医学电磁场数值分析/颜威利等著. —北京:机械工业出版社, 2006.8  
ISBN 7-111-19723-2

I. 生… II. 颜… III. 生物医学工程-电磁场-数值计算 IV. R318.03

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2006) 第 090973 号

机械工业出版社 (北京市百万庄大街 22 号 邮政编码 100037)

策划编辑: 于苏华

责任编辑: 闫晓宇 版式设计: 冉晓华 责任校对: 魏俊云

封面设计: 张 静 责任印制: 洪汉军

北京京丰印刷厂印刷

2006 年 9 月第 1 版·第 1 次印刷

184mm×260mm·18.25 印张·452 千字

定价: 32.00 元

凡购本书, 如有缺页、倒页、脱页, 由本社发行部调换

本社购书热线电话 (010) 68326294

编辑热线电话 (010) 88379711

封面无防伪标均为盗版



颜威利

1937年生于上海市，1958年毕业于浙江大学电机系。现为河北工业大学教授、博士生导师、国家级有突出贡献的专家。长期致力于电气工程与生物医学工程电磁场数值分析的科研和教学工作，指导博士生25名，获国家科技进步奖1项、河北省科学技术突出贡献奖1项和省部级一、二等奖7项。曾任国际电磁场计算学会(ICS)理事、国际电磁场问题与应用会议(ICEF' 2000)主席。



徐桂芝

1962年生于河北省，1983年、1999年和2002年先后于河北工业大学获得学士、硕士和博士学位。现任河北工业大学教授、博士生导师、电气与自动化学院党委书记兼生物医学工程系主任。为河北省有突出贡献的中青年专家，河北省教学名师奖获得者，天津市劳动模范。长期从事生物电工与生物医学工程的教学和科研工作，获省部级科技进步奖3项。

# 前 言

生物医学工程学科是运用工程技术的原理与方法解决生物、医学领域中的问题，是生命科学的重要分支。生物医学电磁学是生物医学与电气工程的交叉学科，已经成为生物医学工程领域一个新的学科分支，研究脑电、心电、脑磁、心磁、生物医学电阻抗成像、电磁生物效应等问题均需应用电磁场数值分析技术。目前我国生物医学工程专业尚未有相关的教材，而博士和硕士研究生的培养、工程技术人员的科学研究急需能反映当代生物医学电磁场数值分析学术水平的著作。

河北工业大学颜威利教授及其领导的课题组 1977 年就开始了电磁场数值计算方面的研究工作。自 1995 年始，该课题组将电磁场数值分析与生命科学、计算机科学、信息科学相融合，成立了生物医学电磁技术研究小组，开始培养该方向的博士研究生，并于 1997 年承担了国家自然科学基金项目“生物医学电磁场逆问题求解方法研究”，于 1999 年与清华大学、同济大学共同承担了国家自然科学基金重点项目“脑内电活动的三维动态成像”，另外还承担了多项教育部、科技部、河北省、天津市自然科学基金及其他来源的科研项目。该课题组现已培养了该方面的博士后 1 人、博士研究生 8 人，现有在站博士后 3 人、在学博士研究生 7 人；发表论文 130 多篇，其中在 IEEE 期刊和 IEEE EMBS (Engineering in Medicine and Biology Society) 国际会议上发表学术论文 40 多篇。目前已形成了由颜威利、徐桂芝教授等领导的、以中青年教授、副教授、博士为主体的、具有一定特色研究方向的学术团队。

本书总结了该学术团队 10 多年来在生物医学电磁场数值分析方面的科学研究成果及培养博士后、博士、硕士研究生的教学经验，包含了作者最新的研究成果，反映了当代生物医学电磁学的发展。本书内容丰富，结构合理，系统性强，层次分明，力求讲深讲透，注重理论知识和实际应用相结合，是专著性的研究生教材，适应高水平读者的需要。

本书是颜威利教授等作者已著的《电气工程电磁场数值分析》的姊妹篇，主要叙述生物医学电磁场正问题和逆问题的数值分析方法，重点是脑电 (EEG) 源定位和电阻抗成像 (EIT) 的电流场正、逆问题求解。内容包括：生物医学电磁场基本方程、有限元分析、边界元与有限体元法、脑电信号源定位与头模型构建、电阻抗成像方法及装置、神经电活动和电磁场生物效应。

在此谨向为本书内容做出贡献的所有课题组成员以及参加本书文稿整理、打印工作的同事和研究生们表示衷心的感谢。

在本书撰写过程中，参阅了许多文献资料并引用了一些图表等，在此向原文的作者和有关单位表示谢意。

衷心感谢国家自然科学基金委员会、科技部、教育部、河北省及天津市自然科学基金委员会的大力支持。

本书的出版得到了河北省教育厅科学技术出版基金的资助，在此深表谢意。由于著者水平有限，疏漏和不当之处在所难免，恳请读者批评指正。

著 者

2006年3月于天津

# 目 录

## 前言

<b>第一章 绪论</b> .....	1
参考文献.....	6
<b>第二章 生物医学电磁场基本方程</b> .....	8
第一节 麦克斯韦方程组.....	8
第二节 稳态电磁场微分方程和积分方程.....	9
第三节 交变电磁场微分方程.....	13
第四节 定解条件.....	16
参考文献.....	17
<b>第三章 生物医学电磁场微分方程的数值分析</b> .....	18
第一节 有限元法概念.....	18
第二节 变分原理的基础知识.....	20
第三节 变分方法的离散格式.....	27
第四节 加权余量法.....	39
第五节 生物医学电磁场中的计算实例.....	43
第六节 有限元法前处理和后处理技术.....	59
参考文献.....	63
<b>第四章 生物医学电磁场积分方程的数值分析</b> .....	64
第一节 边界元法基础.....	64
第二节 电流场数值分析的边界元法.....	71
第三节 有限体元法.....	83
参考文献.....	97
<b>第五章 脑电信号源逆问题的数值分析</b> .....	98
第一节 脑电逆问题概述.....	98
第二节 求解脑电信号产生源的数值方法.....	103
第三节 脑电等效偶极子源定位.....	109

第四节	脑电流分布模型体素成像法	126
第五节	脑电信号源模型分类	132
	参考文献	144
<b>第六章</b>	<b>脑电场数值计算中真实头模型的构建</b>	<b>145</b>
第一节	MRI 脑区域图像分割	145
第二节	网格剖分头模型的构建	157
	参考文献	160
<b>第七章</b>	<b>电阻抗成像逆问题的数值分析</b>	<b>161</b>
第一节	生物医学电阻抗成像问题概述	161
第二节	电阻抗静态成像方法	166
第三节	小波神经网络在脑内电参数求解中的应用	184
第四节	电阻抗动态成像方法	188
第五节	提高图像空间分辨率的方法	208
	参考文献	214
<b>第八章</b>	<b>电阻抗成像装置与系统测试</b>	<b>215</b>
第一节	电阻抗成像系统概述	215
第二节	电阻抗成像硬件系统设计	218
第三节	基于物理模型的 EIT 系统测试与图像重构	226
	参考文献	233
<b>第九章</b>	<b>神经电活动的数值分析</b>	<b>234</b>
第一节	神经元电活动的数学模型	234
第二节	电突触耦合神经网络动态活动的数值分析	244
第三节	神经电活动正问题的数值解法	253
	参考文献	258
<b>第十章</b>	<b>电磁场生物效应</b>	<b>259</b>
第一节	电磁场生物效应概述	259
第二节	工频匀强磁场照射对正常组织细胞的影响	264
第三节	工频匀强磁场对人体胃癌细胞凋亡与增殖的影响	274
	参考文献	286



# 第一章 绪 论

人类发现生物电磁现象已有千年的历史了。然而事实上直到 19 世纪中叶,随着电磁场理论的逐步形成和完善,生物电磁学(Bioelectromagnetism)的研究才开始了理论指导的阶段。生物电磁学仍然基于电磁基本理论,电磁学的历史同样是生物电磁学的历史。从现代生命科学的角度,对生物电磁学理论具有科学价值的许多贡献始于 19 世纪。近 20 年来,随着现代科学技术尤其是电子技术、计算机技术、信号处理技术的飞速发展,生物医学电磁场数值分析方法得到发展和进步,具有了真正的临床诊断和治疗价值。

## 一、生物组织电磁特性

生物系统是指有生命活性的系统,从单个细胞、生物分子,到生物组织和器官,以及由各种组织和器官构成的机体,乃至生物群体。由于电磁场的基本特征是对电荷具有力的作用,进而产生能量转换,因此在研究电磁场与生物系统相互作用时,必须了解生物系统本身的电磁特性。所谓媒质的电磁特性,就是媒质对电磁场的响应特性。

生命活动是物质、能量和信息 3 个基本量的综合表现。生物活体和非生命物体有着根本不同。非生命物质,除铁电和铁磁物质以外,在没有外加电磁场时并不呈现电磁性。而生物活体,即使没有外加电磁作用,其自身就在进行着复杂的电磁过程,表现出某些电磁现象。因而其处于体内与外界环境进行物质、能量和信息的交换、输送和加工的动态过程之中。实验表明,生命活动过程,包括生物化学过程,与电磁作用、电磁运动密切相关。

研究表明,生物组织有以下特征:所有生物组织都是非磁性的,即相对磁导率  $\mu_r = 1$ ,除少数鸟类的组织以外,通常只考虑其电特性;由于各种生物组织的电特性各不相同,因此即使把生物体视作一个无活性的静止系统,也是电特性的非均匀结构;某些生物组织可能是各向异性的,如脑白质的电导率就与电流流经神经纤维的方向有关;生物系统中也存在着类似半导体二极管、晶体管的非线性特性。上述这些特性,是从物理学观点来研究生物系统对外加电磁场的响应所必须予以考虑的。

生物组织的电特性包括传导特性和介电特性。前者是组织内自由电荷对外加电场的响应特性,而后者是生物分子的束缚电荷对外加电场的响应特性。生物电阻抗是指生物体或生物组织、生物器官、生物细胞在低于兴奋阈值的弱电流通过时所表现出的导电和介电特征。早在 1871 年,Herman 就发现了这一特征,随后许多学者又对此进行了深入研究,证明当频率不高时,生物组织的电阻抗主要表现为电阻性,而当频率较高时则表现为阻容性,常用电导率和介电常数的频率特性表示。20 世纪 50 年代中,H.P. Schwan 发现生物阻抗及其介电特性与生物组织的结构、含水量及所含电解质有关,并且发现介电特性参数在 3 个频率范围内有显著变化,并把它们称为  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$  3 个频率分散(Frequency Dispersion),简称“频散”。同一时期,K.S. Cole 建立了生物阻抗的 RC 模型,并用复平面上的阻抗(或导纳)轨迹圆图表示生物阻抗的频率特性。

生物组织电特性始终被认为与结构生理、病理状态密切相关。构成组织的细胞和细胞外

液具有各自不同的电特性，细胞膜是一种选择性透过膜，允许部分离子经离子通道通过，细胞外液和细胞内液则是电解质溶液，具有较好的导电性能。因而从生物组织结构上讲，细胞外液、细胞内液的成分以及细胞膜的活性都可对组织的电特性产生影响。从宏观上讲，动物体中血液组织的导电性能明显高于其他组织，而血液的质和量又随着心脏的周期性活动在生物体各个器官内发生变化，各个组织、器官的血液分布的变化可以反映组织器官的生理、病理活动，而从它们所表现出的电阻抗特性中又可以推测出其血液分布的变化情况。

生物组织出现病变时，其电阻率和相应的正常组织相比有较大变化，主要表现在：①正常组织和病变组织在某些特定的频率处有不同的阻抗，如在 1kHz 时，脑部肿瘤电阻率只有正常组织的一半；②疾病发作时，有关组织的电阻率会出现较大变化，如脑震荡时脑组织的电阻率要增大 100%，癫痫发作时要增加 20%；③病变过程中，组织电阻率变化情况同生理活动时电阻率变化也不相同，在动物身上观察发现，呼吸受到阻塞时肺的电阻率变化幅度比正常呼吸时要下降 50% 等。因此，对生物组织电阻抗特性的研究有助于临床疾病的诊断。

细胞的电活动是一切生命活动的特征，多个细胞的电活动综合表现为宏观的生物电现象，如通常的脑电、心电、肌电等都是多个细胞电活动的综合反映。根据宏观生物电现象来分析特定组织细胞的电活动，进而了解特定组织细胞的生理、病理状态，是电生理学和临床诊断学共同面临的问题，对生物组织电特性的研究有助于对细胞生物电现象的形成机制及其生理意义的了解。在进行生物电磁场数值分析时，常采用特定生物组织的宏观导电和介电特性。

## 二、生物电磁学的主要研究内容

生物电磁学是涉及生命科学、物理学科和工程领域各学科的交叉学科。从麦克斯韦方程的角度出发，生物电磁学学科可以分为生物电学 (Bioelectricity)、生物磁学 (Biomagnetism) 和生物电磁学 (Bioelectromagnetism) 3 类。从互易定理 (Principle of Reciprocity) 的角度又可分为以下 3 种：生物体自身的源产生的电场和磁场的测量，如脑电、心电、脑磁、心磁、肌电信号等；外加的电场和磁场刺激作用下的生物电磁效应，如电疗、磁疗、经颅磁刺激等；生物体自身固有的电磁特性的测量，如电阻抗特性等。

生物医学电磁场数值分析是计算电磁学与生物医学交叉的前沿学科，近十几年来，在国际学术界受到越来越多的重视，并展示了重要的应用前景，已经成为生物电工和生物医学工程领域的一个重要分支。当前主要研究内容可以概括为：①电磁场与生物体的作用，如高压输电线对生物体的危害，微波对生物组织的作用，磁场对生物体的作用等；②用于辅助诊断的各种电磁逆问题，如电阻抗成像，心电、心磁定位，脑电、脑磁定位等；③微观生物组织结构的电磁活动描述及其宏观表现，如脑电神经电活动等；④康复与理疗，如功能性（神经）电磁刺激，心室除颤，骨骼与组织生长的低频脉冲磁刺激等。

## 三、生物医学电磁场正问题和逆问题数值计算方法

### 1. 生物医学电磁场正问题数值计算方法

生物医学电磁场正问题是已知求解区域内介质和源的分布，求解电位或磁位分布。生物医学电磁场的逆问题在形式上是以前成像或源定位为结果的。逆问题的求解是通过对正问题的计算求逆和优化来实现的，所以正问题分析是逆问题求解的基础。

在生物电磁场问题中,由于信号频率低,位移电流往往可以忽略,从而近似为准静态电磁场,源电流密度与它所产生电场和磁场的关系可利用麦克斯韦方程的准静态近似表述。由于所求解的对象大多结构复杂且介质特性各异,所以正问题的求解很难有解析解。现代数值计算技术,为该问题的解决提供了有效的途径。常用的数值计算技术有有限差分法、有限元法、边界元法、有限体元法等。

有限单元法(FEM, Finite Element Method),其基本思想是通过泛函求极值来实现对非线性方程求解。具体实现是通过“一分一合”,分就是先将物体离散化,进行单元特性分析,合则是要形成整体的有限元方程,进而对整体结构进行综合分析。它可以用任意形状的网格分割区域,还可以根据场函数的需要疏密有致地布置节点,因而对区域的形状有较大的适应性,在解决非线性、多媒质问题上具有独特的优越性。

边界元法(BEM, Boundary Element Method)是将待求的基本方程转化为边界积分方程,通过边界离散,将边界划分成有限个单元,将边界积分方程转化为代数方程组。边界元法的优点是应用 Gauss 定理使问题降阶,大大减少了计算工作量,并保持了较高的精度。同时它易于处理开域问题,但它处理非线性媒质困难,且耗费机时较长。

有限体元法(FVM, Finite Volume Method)是将求解的场域剖分成大量的主单元,围绕主单元的每个节点构造一个闭合的控制体,称为辅单元。通过计算控制体的电流通量,并将此通量用主单元中各个节点电位来表达,从而构成一个以单元节点为待求量的矩阵方程,求解出各节点电位。有限体元法便于解决精确模拟电导率突变的问题,计算量较小,精度较高。

## 2. 源定位问题及其数值计算方法

源定位问题是在已知生物体表面场分布以及体内组织结构和介质参数的情况下求解体内电磁信号源,包括脑电(EEG, Electroencephalography)、心电图(ECG, Electrocardiography)与脑磁(MEG, Magnetoencephalography)、心磁(MCG, Magnetocardiography)的信号源定位问题。

在解源定位问题时首先要为源和作为导体的生物体选择一个合适模型。真实模型的建立是依据有关医学成像技术(如MRI、CT等),通过图像去噪、去阴影、分割、边缘提取及结构分析等方法建立头部的几何模型,并在几何模型基础上针对求解方法进行剖分,形成计算模型。数字图像处理技术在其中起着重要作用。

生物医学电磁场逆问题理论上的难点在于解的非唯一性, Helmholtz 早在 1853 年就证明了可以有无数关于体内源分布的解对应于给定的体外场分布,由此体内的电流分布不能由外部电磁场惟一确定,这种非唯一性归结为著名的 Gauss 定理,从而定位问题本质上是不适定的。另外,测量数据不完备且准确性低。实际中,仅靠提高数据准确性通常是难以克服这些不适定性的,为此,必须在求解时对源的结构及解空间加上各种空间与时间限制并纳入各种有意义的数值计算准则,使病态问题适定化,以得到在一定范围内或是一定意义上合理的惟一解。因而,在构造数值算法时要求在问题的求解表达形式与正则化策略上给予十分细致的考虑。主要有两种途径用于解决上述逆问题:一是基于等效电流偶极子(ECD)模型的非线性参数反演法,二是类似一般医学成像的基于电流分布模型的体素成像(Voxel Imaging)法。

基于 ECD 模型的非线性参数反演法求逆遵循的主要思想是通过调整偶极子的参数使正向计算结果与测量数据拟合。由于源参数与场的关系是非线性的,因而问题本身是一个非线性优化问题。而且由于问题的不适定,这种参数调整过程一般比较难以完成,其惟一解的获

取有赖于引入各种先验知识加以约束, 及加上各种有意义的数值计算准则。而且从含噪环境中确定偶极子的可靠性随未知偶极子数目的增加而迅速下降。

电流分布模型放弃了偶极子假设对于神经电活动的集总表述方式, 而是把电活动描述成一个电流分布, 即把整个神经活动区域分成足够小的区域, 认为电流可以分布在整个区域上, 而各个小区域的神经活动表现可由一个偶极子来代替。由于一般测量数目有限, 而小区域的数目又很大, 这导致了大规模的欠定问题。在建立电流分布模型的系统方程时, 假定外界场点的测量值是神经活动区域内各个小区域上等效偶极子作用结果的叠加, 并且各个偶极子与外部场点上的场分布之间是线性关系, 由此, 引入了导联场 (Lead Field) 概念, 在头皮上测量到的场值与偶极子源之间由导联场相联系。这样一来, 脑电逆问题就变成了线性方程组的求逆问题。

### 3. 阻抗重构问题及其数值计算方法

阻抗重构问题是在已知生物体表的注入电流和电位分布的情况下, 求解生物组织结构的阻抗分布。在过去的十多年中, 研究者提出了许多阻抗重构算法。但至今仍未发现像 CT 中迭代反投影或逆滤波反投影一类的有效重构算法。迄今为止, 电阻抗成像 (EIT, Electrical Impedance Tomography) 仍是一个极富挑战性的领域。

目前, EIT 的方式主要有两种: 一种是动态成像 (Dynamic/Difference Imaging), 即重建阻抗变化的图像; 另一种是静态成像 (Static Imaging), 即重建阻抗绝对值的图像。根据不同的成像方式, 相应的重建算法也分为两类。

电阻抗动态成像是利用两个时刻之间的边界电压数据的差值, 通过图像重建算法来获得两个时刻之间发生的阻抗分布的变化。由于测量数据中的许多噪声和误差可以在相减的过程中得到消除, 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, 可以实现实时成像。它假定阻抗值变化不大, 重建算法基于线性近似, 主要是利用反投影类算法 (Back-projection Method) 及其一些推广方法, 如敏感矩阵法 (Linearised Sensitivity Matrix Method) 等。

电阻抗静态成像是由边界测量值重建目标横断面阻抗分布的绝对值。由于电流量是未知阻抗分布的函数, 静态阻抗成像问题本身就是一个非线性逆问题。在实际测量中边界电压在离散点上采样, 即电极数目有限, 且电流注入模式有限, 通常由边界电极获得的信息不足以决定目标内部的阻抗分布, 问题欠定。另外, 边界电压测量值对电极附近阻抗变化高度敏感, 但对中心阻抗变化很不敏感。所有这些都使得 EIT 静态成像是一个高度病态的非线性逆问题。在对其进行求解时要注意设法降低病态程度, 主要途径有: 优化注入电流模式; 提高采集数据的精度, 并设法消除数据中的噪声; 增大采集数据量, 提高采集数据的信息量; 采用数值稳定性较好的图像重建算法; 加入有关阻抗分布函数的先验知识等。目前国内外关于 EIT 静态成像有很多算法, 主要有修正的牛顿-拉夫逊 (Modified Newton-Raphson) 法、层剥离法 (Layer Stripping Method)、牛顿单步误差重建方法 (Newton One-step Error Reconstruction Method)、扰动法 (Perturbation Method)、双限定法 (Double Constraint Method) 等, 对各种方法都有很多改进算法。

近来, 在 EIT 中还发展了一些与其他技术结合的新方法, 如电磁阻抗成像 (EMIT)。它在测量 EIT 边界电位的同时还测量目标内部电流产生的外部磁场。附加磁场测量值将欠定的 EIT 问题变成一个条件数合理的良性问题, 或者显著改进了问题的条件, 提高了重建的质

量。还有的研究者将磁共振 MRI 与 EIT 结合起来,称为磁共振-阻抗成像 (MREIT)。它利用磁共振电流密度成像 (MRCDI) 技术得到目标内部电流密度数据进行静态电阻率重建,内部电流密度数据可以消除传统 EIT 重建的敏感性问题,克服静态 EIT 的病态性,而且由于能得到目标的磁共振图像,可以将目标边界形状的模式误差最小化。它的缺点是需要昂贵的 MRI 系统,但随着现代临床医学的发展, MRI 被越来越普遍地应用, MREIT 也以其能够精确重建具有高空间分辨率的断层电阻率图像的特性而成为非常具有前景的技术。

#### 四、生物医学电磁场数值分析的应用与发展

生物电磁现象表现为各种形式的生物电磁信号,携带有生物活体各种生理、病理信息,检测这些生物电磁信号并据此分析其内部电磁过程,以及这些电磁过程和生命活动的关系,对于揭示生命活动本质和医学诊断治疗都具有重要意义。例如,利用放置在头皮上的电极,测量头部不同位置的电位随时间变化的曲线,称为脑电图 (EEG)。人的大脑中也存在生物磁信号,虽然这种磁场非常微弱 ( $10^{-13}\text{T}$  量级),但随着超导量子干涉仪的发展,人们已经可以测量这种极弱的脑磁场,所记录的脑磁信号,称为脑磁图 (MEG)。脑电磁波的临床应用方面有癫痫放电检测、睡眠脑电分析等。心电图 (ECG) 是心脏产生电信号的记录,各种类型的心电自动分析仪已商品化,体表电位检查法近年发展尤为迅速,能比普通心电图法更优异地检测各种心脏病,如预症候群的房室短路部位和传导阻滞所在部位等。肌肉反应控制也是电过程,且此电信号频率较高。为使肌肉运动,大脑发出控制脉冲,经由神经传导细胞组成的复杂系统传达到肌肉,并刺激肌肉产生所需要的运动。

EEG/ECG 与 MEG/MCG 源定位的原理是基于生物体神经电活动所产生的磁场与电势,通过其在外部的表现,利用引入有限的物理或生理先验知识,逆推生物体内的神经电活动情况。由于完全是检测生物体的自发(或诱发)信息,从而是一种真正非损伤性的成像技术,具有广泛的应用对象,可以进行长期检测。目前, EEG/MEG 技术已初步用于临床诊断与医学研究工作中,特别是神经医学诊断研究中,是与 MRI、PET 和 SPECT 并重的功能成像手段。EEG/MEG 可检测脑的自发与诱发信息,可用于确定脑损伤、肿瘤、中风、癫痫病灶等部位以指导手术,可以研究精神分裂及 Parkinson 氏与 Huntington 氏综合症,对新生儿进行神经功能诊断等,在临床应用中具有重要的意义。在脑的认知功能、信息处理及记忆功能等方面的研究也具有重要意义。除去临床应用的重要性外, MEG/MCG 与 EEG/ECG 对生命科学,特别是神经生理与神经心理的研究意义重大,为研究人员在人体正常活动情况下提供了一扇窥视大脑的窗户,对人类最终认识自身的神经活动规律将产生重要影响。

电阻抗成像是生物体外加一定的电场,通过测得生物体外界的电参量信息来重构生物体的阻抗分布。生物组织阻抗特性差别显著,因而电阻抗成像的结果意义明显,基于生物体内不同组织的不同阻抗特性可望给出结构与功能性图像结果。目前的电阻抗成像技术多采用外加安全电流的方式,是功能性成像技术。研究与实验均证明其安全性,并且其设备成本低廉、便携、无损伤、可长期使用,因此,十几年来阻抗成像一直受到众多研究者的关注。其主要缺点是空间清晰度差,但它可以检测到生物体因疾病而产生阻抗变化且未形成结构(如肿瘤)变化时的信息,可以进行疾病的早期检测,具有一定的临床应用价值。EIT 的临床研究大致可应用于:脑出血检测、呼吸系统状况检测、心血管系统的血流和血液分布的测量、乳腺肿瘤诊断、体内电解质分布测量以及由心电图同步进行心脏活动的动态观察等。

生物体表面所显现出的宏观电磁现象,其内在原因是微观上神经元或细胞的电活动。大脑神经元电活动的建模与仿真可以从理论上探索脑是如何工作的,进而达到从计算角度来理解神经系统是如何编码、表达、加工和传递信息的,以及从神经计算角度发展脑式的计算系统、脑风格的信息处理技术以及脑式计算机的目的。神经系统的建模和仿真可概括为3个方面:①帮助人们理解神经系统的工作原理、解释实验现象的理论机制,如H-H模型就很好解释了电压钳实验中枪乌贼巨轴突动作电位的产生机理;②它可以应用于预测神经系统的未来发展趋势,如应用小波理论、混沌理论等检测癫痫疾病人脑电图中出现的奇异谱,预测癫痫发作的可能性;③应用于医学虚拟系统设计,如依据神经系统已知的解剖和信息传导的知识,应用计算机虚拟现实技术模拟脑内各区功能以及神经信息的传导过程,并给出可能出现的动态特性。

目前人类所处的生存环境日益被复杂多样的电磁场所包围,电磁场与人体的相互作用越来越受到各国政府、科研机构及公众的重视。电磁场的生物效应及其机理是生物电磁学的重要研究内容之一。对于电磁场生物效应的研究,目前主要是从实验角度进行的,主要包括极低频(ELF)生物学效应、毫米波的生物学效应、脉冲波生物学效应、低强度电磁波的生物学效应、生物效应的机理研究等。尽管有关不同磁场生物效应的研究已经很多,但所进行生物效应研究的方法和手段缺乏系统性,研究结果的一致性较差,许多生物效应的机理或机制尚未清楚。随着电磁学、生物学、医学的发展及其交叉融合,生物电磁学在人类的生命与健康、环保和生物工程方面同样也发挥着积极的作用。近期科学家在电磁场对细胞生长的作用、电磁镇痛效应、生物电磁信号检测和分析、脑功能成像及相关技术和替代生命体器官或器官部分功能的人工器官的研究等方面取得的进展,都对人类的健康以及生存和发展起到了积极的作用。

经过研究者长期努力,生物医学电磁场数值分析无论在理论和应用方面都得到了很好的发展且孕育了良好的应用前景。随着先进的数值计算技术的不断涌现,生物医学电磁场数值分析在生物医学工程及其他相关领域越来越显示出它的重要性。就目前的研究成果,离实际应用还有一定距离,主要是由于生物医学电磁问题本身蕴含的复杂性,它广泛涉及了电磁理论与数值计算方法、神经生理与神经电生理、活体组织的介质特性、生理解剖与组织分析以及对广泛的纯数学、应用数学和计算数学技术的应用,人们还需时间来更全面地研究生物医学电磁问题的各个方面以取得长足的进展,因此各方面的研究工作方兴未艾。近几年在电磁场领域重要的国际会议,如IEEE Conference on Electromagnetic Field Computation、COMPUMAG、IEEE Magnet Technology及IEEE Engineering in Medicine and Biology等都有生物电磁学及应用的专题,并有大量的论文发表,得到学者们普遍的关注,展示了很好的发展前景。可以期望在大家的共同努力下,生物医学电磁场数值分析的研究与应用对科学的发展及人类的健康将发挥更大的作用。

## 参 考 文 献

- [1] 颜威利,杨庆新,汪友华,等. 电气工程电磁场数值分析 [M]. 北京:机械工业出版社,2005.
- [2] 饶利芸,颜威利,汪友华,等. 生物医学电磁逆问题及其数值计算方法 [J]. 国外医学生物医学工程分册,1997,20(5):274-283.
- [3] 饶利芸. 生物医学电磁逆问题的数值计算方法研究 [D]. 天津:河北工业大学,1998.
- [4] 吴清. 脑电信号源数值解法的研究 [D]. 天津:河北工业大学,2001.

- [5] 贺士娟. 脑电磁数值计算模型构造方法的研究 [D]. 天津: 河北工业大学, 2001.
- [6] 徐桂芝. 基于 EIT 技术的脑内电特性与功能成像研究 [D]. 天津: 河北工业大学, 2002.
- [7] 李颖. 脑电逆问题求解的数值计算方法研究 [D]. 天津: 河北工业大学, 2003.
- [8] 董国亚. 头部电阻抗成像和各层组织电导率测量方法的研究 [D]. 北京: 清华大学, 2003.
- [9] 葛曼玲. 脑神经元电活动仿真模型的研究 [D]. 天津: 河北工业大学, 2004.
- [10] 郭鸿涌. 工频匀强磁场对正常细胞和肿瘤细胞凋亡与增殖影响的研究 [D]. 天津: 河北工业大学, 2004.
- [11] Rao Liyun, He Renjie, Wang Youhua, et al. An Efficient Improvement of Modified Newton-Raphson Algorithm for Electrical Impedance Tomography [J]. *IEEE Trans. on Magn.*, 1999, 35 (3): 1562-1565.
- [12] He Renjie, Rao Liyun, Liu Shuo, et al. The Method of Maximum Mutual Information for Biomedical Electromagnetic Inverse Problems [J]. *IEEE Trans. on Magn.*, 2000, 36 (4): 1741-1744.
- [13] Rao Liyun, He Renjie, Li Ying, et al. Computations of Electroencephalography and Magnetoencephalography for Real Head Model [J]. *IEEE Trans. on Magn.*, 2000, 36 (4): 1812-1816.
- [14] He Shijuan, Shen Xuexin, Yang Yamei, et al. Research on MRI Brain Segmentation Algorithm with the Application in Model-based EEG/MEG [J]. *IEEE Trans. on Magn.*, 2001, 37 (5): 3741-3744.
- [15] Wu Qing, Yan Weili, Shen Xueqin, et al. EEG Source Reconstruction Based on BEM and Weighted Minimum Norm Approaches [J]. *IEEE Transactions on Magn.*, 2003, 39 (3): 1547-1550.
- [16] Dong Guoya, Bayford R H, Gao Shangkai, et al. The Application of the Generalized Vector Sample Pattern Matching Method for EIT Image Reconstruction [J]. *Physiol. Meas.* 2003, 24: 449-466.
- [17] Xu Guizhi, Yang Qingxin, Yang Shuo, et al. Electrical Characteristics of Real Head Model Based on Electrical Impedance Tomography [J]. *IEEE Trans. on Applied Superconductivity*, 2004, 14 (2), 1617-1620.
- [18] Guo Hongyong, Zheng Mo, Xing Lingxiao, et al. Study of the Effects of 50Hz Homogeneous Magnetic Field on Apoptosis and Proliferation of SNU Cells In Vitro [C]. *Proc. of the 26th Annual Inter. Conf. of the IEEE EMBS*, 2004, 4990-4993.
- [19] Xu Guizhi, Wu Huanli, Li Ying, et al. 3-D Electrical Impedance Tomography Forward Problem With Finite Element Method [J]. *IEEE Trans. on Magn.*, 2005, 41 (5): 1832-1835.
- [20] Li Ying, Rao Liyun, He Renjie, et al. A Novel Combination Method of Electrical Impedance Tomography Inverse Problem for Brain Imaging [J]. *IEEE Trans. on Magn.*, 2005, 41 (5): 1848-1851.
- [21] Ge Manling, Dong Guoya, Jia Wenyan, et al. A Theoretical Computation of Abnormal Oscillation Propagation in a 2-D Excitable Neuronal Network Coupled via Gap Junction [J]. *IEEE Trans. on Magn.*, 2005, 41 (5): 1832-1835.
- [22] Wu Qing, Shen Xueqin, Li Ying, et al. Classifying the Multiplicity of the EEG Source Models Using Sphere-Shaped Support Vector Machines [J]. *IEEE Trans. Magn.*, 2005, 41 (5): 1912-1915.
- [23] Dong Guoya, Zou Jun, Bayford R, et al. The Comparison between FVM and FEM for EIT Forward Problem [J]. *IEEE Trans. on Magn.* 2005, 41 (5), 1468-1471.
- [24] Dong Guoya, Liu Hesheng, Bayford R H, et al. Spatial Resolution Improvement of 3D EIT Images by the Shrinking sLORETA-FOCUSS Algorithm [J]. *Physiol. Meas.*, 2005, 26 (2): 199-208.
- [25] Guo Hongyong, Xing Lingxiao, Zheng Mo, et al. Effects of 50Hz Homogeneous Ferromagnetic Field on the Concentrations of Intracellular Calcium-ion of SNU Cells and Lymphma Cells in Vitro [C]. *Proc. of the 27th Annual Inter. Conf. of the IEEE EMBS*, 2005.

## 第二章 生物医学电磁场基本方程

生物医学电磁场问题研究生物组织内的电、磁现象。这些现象包括：生物体内的兴奋组织（源）产生的电磁场的行为，组织内在的电磁特性，微观生物组织结构的电磁活动描述及其宏观表现，兴奋细胞对电场和磁场刺激的反应，电磁场对生物体的相互作用等。

电磁场的内在规律由电磁场基本方程组——麦克斯韦（Maxwell）方程组表达，它是对宏观电磁理论最概括的数学模型。生物医学电磁场也不例外。分析和研究生物医学电磁场以麦克斯韦方程组为最基本的出发点。麦克斯韦方程组是由麦克斯韦对大量实验结果及基本概念进行了数学加工和推广后归纳而成的，它们既可写成微分形式，又可写成积分形式。相应的数值计算方法也分为基于微分方程的方法和基于积分方程的方法。

### 第一节 麦克斯韦方程组

#### 一、麦克斯韦方程组的微分形式

微分形式的麦克斯韦方程组为

$$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J} + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} \quad (2-1)$$

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \quad (2-2)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (2-3)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{D} = \rho \quad (2-4)$$

式中， $\mathbf{E}$  为电场强度（V/m）； $\mathbf{B}$  为磁感应强度（T）； $\mathbf{D}$  为电位移矢量（C/m<sup>2</sup>）； $\mathbf{H}$  为磁场强度（A/m）； $\mathbf{J}$  为电流密度（A/m<sup>2</sup>）； $\rho$  为电荷密度（C/m<sup>3</sup>）。

通常可将式（2-1）称为麦克斯韦第一方程，将式（2-2）称为麦克斯韦第二方程。在麦克斯韦方程组中，有关场量之间的关系可表示为

$$\mathbf{D} = \epsilon \mathbf{E} \quad (2-5)$$

$$\mathbf{B} = \mu \mathbf{H} \quad (2-6)$$

$$\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E} \quad (2-7)$$

式中， $\epsilon$  为介电系数（电容率）； $\mu$  为磁导率； $\sigma$  为电导率。对于各向异性媒质，这些参数是张量；对于各向同性媒质，它们是标量。只有在线性且各向同性媒质的情况下，才是常数。在 SI 单位制中，对应于自由空间的介电常数  $\epsilon_0 = 8.854 \times 10^{-12}$  F/m，磁导率  $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$  H/m。

有了麦克斯韦方程组和场量之间的关系表达式，就可以确定场量的分布。但在进行电磁场问题分析的工程实际中，却很少直接应用麦克斯韦方程求解。这是由于多变量的微分方程组较难处理，因此人们经常将麦克斯韦方程组表示为简化场变量的微分方程。为了有效减少



待求的自由度数, 提高计算效率, 同时也为了简化概念, 更简便地构造数学模型, 在工程实际中通常引入各种位函数来描述场。对于无旋场通常引入标量位函数, 而对于有旋场则引入矢量位函数。对于复杂介质结构和交变情况, 往往采用不同位函数相结合。

## 二、麦克斯韦方程组的积分形式

利用高斯定理和斯托克斯定理, 可以由麦克斯韦方程组的微分形式导出积分形式的等价方程组为

$$\oint_l \mathbf{H} \cdot d\mathbf{l} = i = \int_s \mathbf{J} \cdot d\mathbf{S} + \frac{\partial}{\partial t} \int_s \mathbf{D} \cdot d\mathbf{S} \quad (2-8)$$

$$\oint_l \mathbf{E} \cdot d\mathbf{l} = - \frac{\partial}{\partial t} \int_s \mathbf{B} \cdot d\mathbf{S} \quad (2-9)$$

$$\oint_s \mathbf{B} \cdot d\mathbf{S} = 0 \quad (2-10)$$

$$\oint_s \mathbf{D} \cdot d\mathbf{S} = \int_v \rho dV \quad (2-11)$$

## 第二节 稳态电磁场微分方程和积分方程

电磁场问题的求解可从微分方程和积分方程两个方面去研究, 下面给出稳态电磁场的微分方程和积分方程。

### 一、静电场泊松方程

由电量不随时间变化的静止电荷产生的电场称为静电场。对于静电场, 由麦克斯韦方程可知, 电场强度矢量  $\mathbf{E}$  的旋度为零, 有

$$\nabla \times \mathbf{E} = 0 \quad (2-12)$$

上式表明, 静电场中电场强度矢量  $\mathbf{E}$  的旋度处处为零, 因此, 静电场是一个无旋场。根据矢量分析恒等式, 任意一个标量函数梯度的旋度恒等于零, 则一定存在标量电位函数  $\varphi$  满足

$$\mathbf{E} = -\nabla \varphi \quad (2-13)$$

由电位移矢量  $\mathbf{D}$  与电场强度矢量  $\mathbf{E}$  的关系  $\mathbf{D} = \epsilon \mathbf{E}$ , 式 (2-4) 可写为

$$\nabla \cdot \epsilon \nabla \varphi = -\rho \quad (2-14)$$

式 (2-14) 即为静电场的基本方程, 它是一个泊松方程 (Poisson's Equation)。

对于直角坐标系, 静电场泊松方程为

$$\frac{\partial}{\partial x} \left( \epsilon \frac{\partial \varphi}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left( \epsilon \frac{\partial \varphi}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left( \epsilon \frac{\partial \varphi}{\partial z} \right) = -\rho \quad (2-15)$$

对于二维平面场 ( $x-y$  平面), 则为

$$\frac{\partial}{\partial x} \left( \epsilon \frac{\partial \varphi}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left( \epsilon \frac{\partial \varphi}{\partial y} \right) = -\rho \quad (2-16)$$

在场域中无电荷分布 ( $\rho = 0$ ) 处, 有  $\nabla \cdot \mathbf{D} = 0$ , 此时静电场的基本方程为