

脑电多极子模型及仿真分析研究*

万柏坤¹ 薛召军¹ 程龙龙¹ 朱欣^{1,2}

1. 天津大学生物医学工程与科学仪器系, 天津 300072; 2. 会津大学信息工程系, 福岛-会津 965-8580, 日本

摘要 为寻求能更好反映头皮电位分布的等效脑电源模型, 建立了脑电(EEG)的电流多极子模型, 采用三层介质头球模型分别对单、双电流偶极子源情况进行了计算机仿真分析, 并引入适合度(GOF)、不适度(ND)和比适度(DD)等评价参数. 仿真结果表明: 与偶极子模型相比, 多极子模型能够更好地拟合等效脑电源(尤其是双电流偶极子源)和反映真实头皮电位分布, 具有较高的GOF数值. 因此建议采用脑电多极子模型用于头皮脑电信息分析.

关键词 脑电(EEG) 多极子模型 计算机仿真 模拟退火(SA)算法 适合度(GOF)

脑电图(electroencephalograms, EEG)是数以亿计大脑皮层神经元的群体电活动在头皮上感应的电位分布. 由于皮层神经元群的电活动具有局域性和同步性, 因此有可能采用某些参数模型来描述脑电源特性, 以便能够分析产生 EEG 的皮层神经电活动机制. 一般情况下大脑皮层的电活动可以采用分布的神经元电流来表示, 但其运算结果有可能不是惟一的, 因为不同的电流源分布有时会产生相同的头皮电位分布^[1]. 为此需采用适当的等效电流源模型来替代实际的大脑皮层神经元电流分布. 目前常用的等效源模型有以下几种:

(1) 固定的单个偶极子模型(single fixed dipole): 单个偶极子, 位置不变, 但幅值随时间变化;

(2) 移动的单个或成对的双偶极子模型(single or double moving dipoles): 偶极子位置和幅值均随时间变化;

(3) 固定的多个偶极子模型(fixed multi-dipole model): 在大脑内部分布有固定数目、幅值随时间变化的偶极子, 为目前使用较多的高分辨率脑电源模型^[2];

(4) 多极子模型(multi-pole model): 除偶极子外, 引入四极子乃至八极子等高阶电极子用于等效脑电源, 该模型尚少见在实际研究工作中采用.

采用电流偶极子模型来近似大脑皮层的神经电生理活动已被证明是有效的^[3]. 等效电流偶极子定位法已得到深入研究, 用于癫痫病灶定位等临床研究^[1]. 但 Musha 和 Hara 在采用移动的单个或成对的偶极子模型分析早老性痴呆(Alzheimer disease, AD)病人脑电时发现所用模型的有效性会有明显下降^[4]. 由此启发: 是否应该考虑采用多极子模型用于痴呆病人的脑电分析. 这是因为高阶电极子成分可以更好地反映如神经元电活动不均匀、或神经元死亡部位出现电活动缄默等现象时脑电电流源分布的异常特点. 本文拟将移动电流偶极子模型扩展为移动电流多极子模型, 采用多层介质头球的多极子模型分别对单、双电流偶极子源情况进行仿真计算, 并引入一些新的评价参数, 以寻求能更有效地反映真实头皮电位分布的等效脑电源模型.

2005-11-08 收稿, 2006-01-13 收修稿

* 国家自然科学基金(批准号: 60471028, 60501005)和天津市自然科学基金(批准号: 993607511)资助项目

E-mail: bkwan@tju.edu.cn

1) Bart Vanrumste, EEG dipole source analysis in a realistic head model, Doctoral thesis, German: University of Ghent, 2001, 56-78

1 多层介质头球的多极子模型

1.1 多极子模型

对于分布电流产生的似稳电场，其电位分布可以用分布电流加权后的积分式来表示^[6]，

$$\phi(\mathbf{r}) = \iiint_{\Omega} \mathbf{G}_s(\mathbf{r}, \mathbf{r}') i_v(\mathbf{r}') dV', \quad (1)$$

式中 $i_v(\mathbf{r}')$ 为源的体电流密度， $\mathbf{G}_s(\mathbf{r}, \mathbf{r}')$ 为单位点电流强度在场点产生的电位，对应头部所在场域 Ω 。根据 Taylor 展开理论， $\mathbf{G}_s(\mathbf{r}, \mathbf{r}')$ 在 \mathbf{r}_0 的张量形式级数展开：

$$\begin{aligned} \mathbf{G}_s(\mathbf{r}, \mathbf{r}') &= \mathbf{G}_s(\mathbf{r}, \mathbf{r}_0) + (\mathbf{r}' - \mathbf{r}_0) \cdot \\ &\nabla^0 \mathbf{G}_s(\mathbf{r}, \mathbf{r}')|_{\mathbf{r}'_0=\mathbf{r}_0} + \\ &\frac{1}{2!} (\mathbf{r}' - \mathbf{r}_0)(\mathbf{r}' - \mathbf{r}_0) : \\ &\nabla^0 \nabla^0 \mathbf{G}_s(\mathbf{r}, \mathbf{r}')|_{\mathbf{r}'_0=\mathbf{r}_0} + \dots \end{aligned} \quad (2)$$

式中 ∇^0 表示对 \mathbf{r}'_0 求导，将(2)式代入(1)式，有

$$\begin{aligned} \phi(\mathbf{r}) &= \iiint_{\Omega} i_v(\mathbf{r}') dV' \mathbf{G}_s(\mathbf{r}, \mathbf{r}_0) + \\ &\iiint_{\Omega} i_v(\mathbf{r}') (\mathbf{r}' - \mathbf{r}_0) dV' \cdot \nabla^0 \mathbf{G}_s(\mathbf{r}, \mathbf{r}')|_{\mathbf{r}'_0=\mathbf{r}_0} + \\ &\frac{1}{2!} \iiint_{\Omega} i_v(\mathbf{r}') (\mathbf{r}' - \mathbf{r}_0)(\mathbf{r}' - \mathbf{r}_0) \cdot \\ &dV' : \nabla^0 \nabla^0 \mathbf{G}_s(\mathbf{r}, \mathbf{r}')|_{\mathbf{r}'_0=\mathbf{r}_0} + \dots \\ &= I \mathbf{G}_s(\mathbf{r}, \mathbf{r}_0) + \mathbf{P} \cdot \nabla^0 \mathbf{G}_s(\mathbf{r}, \mathbf{r}')|_{\mathbf{r}'_0=\mathbf{r}_0} + \\ &\frac{1}{3!} \bar{\mathbf{Q}} : \nabla^0 \nabla^0 \mathbf{G}_s(\mathbf{r}, \mathbf{r}')|_{\mathbf{r}'_0=\mathbf{r}_0} + \dots \end{aligned} \quad (3)$$

其中： $I = \iiint_{\Omega} i_v(\mathbf{r}') dV'$, (4)

$$\mathbf{P} = \iiint_{\Omega} i_v(\mathbf{r}') (\mathbf{r}' - \mathbf{r}_0) dV' , \quad (5)$$

$$\bar{\mathbf{Q}} = \iiint_{\Omega} 3i_v(\mathbf{r}') (\mathbf{r}' - \mathbf{r}_0)(\mathbf{r}' - \mathbf{r}_0) dV' . \quad (6)$$

根据静电场多级展开理论^[2]可知， I ， \mathbf{P} ， $\bar{\mathbf{Q}}$ 分别为位于 \mathbf{r}_0 处的电流零极子(总电流强度)，电流偶极矩矢量，电流四极子的四极矩张量(图1是各极子的电流单元典型分布^[6])，因此在 \mathbf{r}_0 附近的电流分布产生的电位可以用该点处的零极子，偶极子，四极子， 2^n 极子产生的电场叠加来等效。图2是在各向同性的无穷介质场中零极子，偶极子和四极子产生的典型电场分布。进而，如果 $\mathbf{G}_s(\mathbf{r}, \mathbf{r}')$ 在 \mathbf{r}_0 附近有任意阶的连续导函数，(3)式可以看成是电位 ϕ 的多级展开表达式。在生物电子学中，由单个神经元电活动产生的电流分布可视为一个偶极子，对 EEG 进行分析时一般只保留展开式的偶极矩部分即可，1988年 De Munck 等证明了采用偶极子足够用于描述正常脑电电流源^[3]，在临床和科研上脑电的偶极子模型得到了广泛应用^[7]。

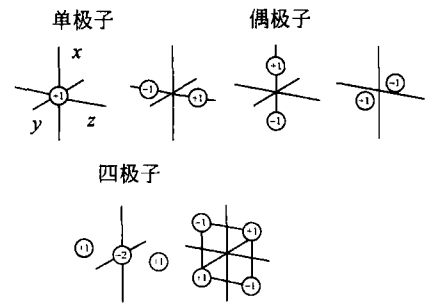


图1 电流零极子，偶极子和四极子模式图

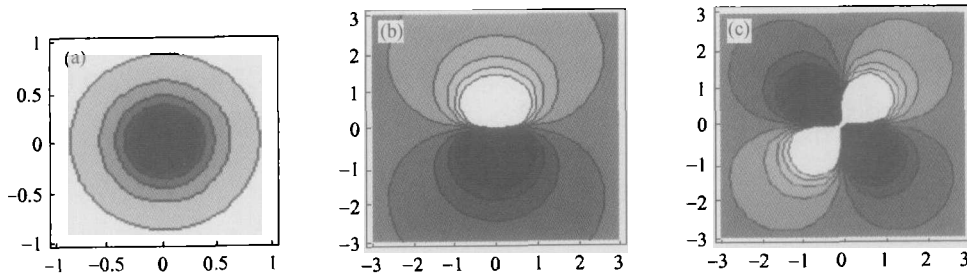


图2 各向同性无穷介质场中各级电流极子对应的典型电场分布

(a) 电流零极子；(b) 电流偶极子；(c) 电流四极子

皮层神经元的电活动导致了头皮上电位分布变化. 为建立头皮上测量所得脑电信号与皮层神经元电活动的关系, 需采用脑电逆问题方法求解脑电源的位置和活动强度^[8]. 而这要涉及脑电正问题和逆问题的求解, 即从正反两个方向来研究皮层上电位活动与头皮脑电信号分布的关系.

1.2 三层介质头球模型的多极子计算

脑电正、逆问题的计算与头模型关系密切, 对于规则的头模型, 如无穷介质场模型, 单层均匀介质球模型, 多层介质球模型都可以推导出相应的脑电偶极子和四极子的解析解; 而对于真实形状头模型, 只能应用偏微分方程的数值算法进行问题的运算.

图3是常用的三层介质球模型, 其中取 $R_3 = 90\text{ mm}$, $R_1 : R_2 : R_3 = 0.87 : 0.92 : 1$, $\sigma_1 = 0.33(\Omega\text{m})^{-1}$, $\sigma_1 : \sigma_2 : \sigma_3 = 1 : 1/80 : 1$ ^[1].

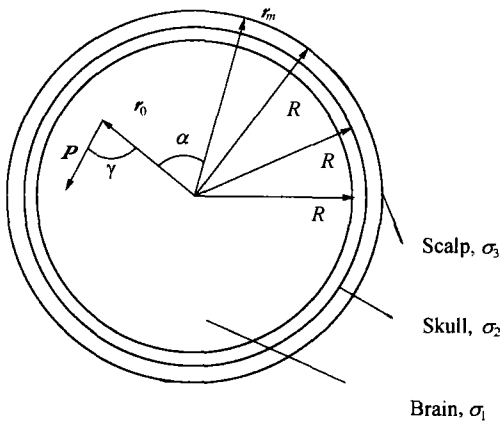


图3 3层均匀介质球模型

α 是测量位置矢量 r_m 与多极子位置 r_0 的夹角; γ 是偶极矩 P 与位置矢量 r_0 的夹角; β 是由 r_0 与 P 构成平面和 r_0 与 r_m 构成平面之间的夹角

对于偶极子在球模型的外表面所产生电位分布, 多层模型不存在闭合解析解, 只有 Legendre 函数加权构成的无穷级数解^[9], 但目前有关该模型的四极子计算公式还未见报道. 因篇幅所限, 这里直接给出该模型的偶极子和四极子计算公式^[1].

在三层均匀模型中, 偶极子和四极子产生的电

位分别为:

$$\phi_2 = \sum_{i=1}^3 P_i \cdot \frac{\partial G_{s,3\text{-shell}}(r_m, r_0')}{\partial x'_{i,0}}, \quad (7)$$

$$\phi_4 = \frac{1}{3!} \left[\sum_{i=1}^3 Q_{ii} \cdot \frac{\partial^2 G_{s,3\text{-shell}}(r_m, r_0)}{\partial x'^2_{i,0}} + \sum_{i,j=1,2,3, i \neq j} Q_{ij} \cdot \frac{\partial^2 G_{s,3\text{-shell}}(r_m, r_0)}{\partial x'_{i,0} \partial x'_{j,0}} \right], \quad (8)$$

式中 $G_{s,3\text{-shell}}(r_m, r_0)$ 为对应于(1)式的单位点电流强度在场点产生的电位, $r_0 = (x_{1,0}, x_{2,0}, x_{3,0})$ 为点电流源位置, $r_m = (x_{1,m}, x_{2,m}, x_{3,m})$ 为电位测量位置, $r = \|r_m - r_0\|_2$ 为点电流源与测量位置的标量距离, 一般要求 $r_0 \neq r_m$.

Q_{ij} 为四极子张量 $\bar{Q} = \begin{pmatrix} Q_{11} & Q_{12} & Q_{13} \\ Q_{21} & Q_{22} & Q_{23} \\ Q_{31} & Q_{32} & Q_{33} \end{pmatrix}$ 中各元素.

若偶极子的强度矢量为 $P = (P_1, P_2, P_3)$, 由偶极子产生的电位为

$$\phi_2 = \frac{P}{4\pi\sigma_1 R_3^2} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{X(2n+1)^3}{d_n(n+1)n} b^{n-1} (n \cos\gamma P_n(\cos\alpha) + \sin\gamma P_n^1(\cos\alpha)\cos\beta), \quad (9)$$

这里 $P = \sqrt{P_1^2 + P_2^2 + P_3^2}$, $X = \sigma_2/\sigma_3$, $b = r_0/R_3$, $P_n(\cdot)$ 和 $P_n^1(\cdot)$ 是 Legendre 和 Associated Legendre 函数, $d_n = [(n+1)X+n] \left[\frac{nX}{n+1} + 1 \right] + (1-X)[(n+1)X+n](f_1^{n1} - f_2^{n1}) - n(1-X)^2(f_1/f_2)^{n1}$, $f_1 = R_1/R_3$, $f_2 = R_2/R_3$, $n1 = 2n+1$. 由 P_1, P_2, P_3 产生的电位 V_1, V_2, V_3 可表示如下,

$$V_i = \frac{P_i}{4\pi\sigma_1} \frac{\partial u_{3\text{-shell}}}{\partial x'_{i,0}} \Big|_{r'_0=r_0}. \quad (10)$$

式中 $i=1, 2, 3$. 由电场叠加性, 偶极矩产生的总电位 $\phi_2 = V_1 + V_2 + V_3$. (9)式中 γ 是由 r_0 与 P 构成的平面和 r_0 与 r_m 构成平面之间的夹角, 分别有

1) 朱欣, EEG 电流多极子模型和算法及其在 AD 病人脑电分析中的应用, 天津: 天津大学硕士学位论文, 2002

$$\cos\alpha = \frac{\mathbf{r}_m \cdot \mathbf{r}_0}{r_m r_0} = \frac{S}{r_m r_0} = \frac{x_{1,m}x_{1,0} + x_{2,m}x_{2,0} + x_{3,m}x_{3,0}}{\sqrt{x_{1,m}^2 + x_{2,m}^2 + x_{3,m}^2} \sqrt{x_{1,0}^2 + x_{2,0}^2 + x_{3,0}^2}}, \quad (11)$$

$$\cos\beta_i = \frac{(\mathbf{r}_0 \times \hat{\mathbf{x}}_i) \cdot (\mathbf{r}_0 \times \mathbf{r}_m)}{\|\mathbf{r}_0 \times \hat{\mathbf{x}}_i\|_2 \|\mathbf{r}_0 \times \mathbf{r}_m\|} \quad (12)$$

$$\begin{aligned} \cos\gamma_i &= \frac{x_{i,0}}{r_0} = \frac{x_{i,0}}{\sqrt{x_{1,0}^2 + x_{2,0}^2 + x_{3,0}^2}}, \\ \sin\gamma_i &= \sqrt{1 - \cos\gamma_i^2}, \end{aligned} \quad (13)$$

这样 $\left. \frac{\partial \mathbf{G}_{s,3\text{-shell}}}{\partial x_0} \right|_{r'_0=r_0}$, $\left. \frac{\partial \mathbf{G}_{s,3\text{-shell}}}{\partial y_0} \right|_{r'_0=r_0}$ 和 $\left. \frac{\partial \mathbf{G}_{s,3\text{-shell}}}{\partial z_0} \right|_{r'_0=r_0}$ 能够分别算出, 对它们继续求导, 可以得到 $\mathbf{G}_{s,3\text{-shell}}$ 各项二阶导数用于四极子电位计算,

$$\begin{aligned} \frac{\partial^2 \mathbf{G}_{s,3\text{-shell}}}{\partial x_{i,0}^2} &= \frac{1}{4\pi\sigma_1 R_3^2} \frac{X(2n+1)^3}{d_n(n+1)n} b^{n-1} \cdot \\ &\left(n \frac{\partial \cos\gamma_i}{\partial x_{i,0}} P_n(\cos\alpha) + n \cos\gamma_i \frac{\partial P_n(\cos\alpha)}{\partial x_{i,0}} + \right. \\ &\left. \frac{\partial \sin\gamma_i}{\partial x_{i,0}} P_n^1(\cos\alpha) \cos\beta_i + \sin\gamma_i \frac{\partial P_n^1(\cos\alpha)}{\partial x_{i,0}} \cdot \right. \\ &\left. \cos\beta_i + \sin\gamma_i P_n^1(\cos\alpha) \frac{\partial \cos\beta_i}{\partial x_{i,0}} \right), \quad (14) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial^2 \mathbf{G}_{s,3\text{-shell}}}{\partial x_{i,0} \partial x_{j,0}} &= \frac{1}{4\pi\sigma_1 R_3^2} \frac{X(2n+1)^3}{d_n(n+1)n} b^{n-1} \cdot \\ &\left(n \frac{\partial \cos\gamma_i}{\partial x_{j,0}} P_n(\cos\alpha) + n \cos\gamma_i \frac{\partial P_n(\cos\alpha)}{\partial x_{j,0}} + \right. \\ &\left. \frac{\partial \sin\gamma_i}{\partial x_{j,0}} P_n^1(\cos\alpha) \cos\beta_i + \sin\gamma_i \frac{\partial P_n^1(\cos\alpha)}{\partial x_{j,0}} \cdot \right. \\ &\left. \cos\beta_i + \sin\gamma_i P_n^1(\cos\alpha) \frac{\partial \cos\beta_i}{\partial x_{j,0}} \right), i \neq j \quad (15) \end{aligned}$$

2 脑电逆问题

通常运用脑电逆问题方法来求解脑电源的位置和活动强度. 常用的电流模型是移动的单个偶极子模型或固定的多个偶极子模型. 但 Musha 和 Hara 等发现偶极子模型还不足以表达 Alzheimer 病人的脑电 α 波的活动^{[4]1)}. 这是由于常用的偶极子模型只是多极子模型中忽略其他高阶电极子而仅保留最低阶电极子的特殊情况, 很自然就考虑到将偶极子模型进行扩展同时考虑到比偶极子模型更高一阶的

四极子项. 本节提出基于移动多极子模型的脑电逆问题算法.

算法基本思路是: 将脑电逆问题求解分为线性和非线性两部分. 这是因为虽然多极子所产生电场的强度与偶极子和四极子的强度成正比, 但是其比例系数与位置为非线性关系. 此时易导致求解逆问题中出现局部极小值的问题, 影响逆问题求解, 故本文采用模拟退火(simulated annealing, SA)算法. 根据前面计算公式, 若多极子位于 \mathbf{r}_0 , 偶极矩向量

为 $\mathbf{P} = (P_1, P_2, P_3)$, 四极子张量为 $\bar{\mathbf{Q}} = \begin{bmatrix} Q_{11} & Q_{12} & Q_{13} \\ Q_{21} & Q_{22} & Q_{23} \\ Q_{31} & Q_{32} & Q_{33} \end{bmatrix}$, 在 EEG 检测电极(如 21 导联)位

置已知的情况下, 有下列矩阵表达式成立:

$$\mathbf{U}_{\text{cal}} = \mathbf{M}(\mathbf{r}_0) \mathbf{P}, \quad (16)$$

对于偶极子(多极子)定位的情况, $\mathbf{M}(\mathbf{r}_0)$ 为 $21 \times 3(21 \times 9)$ 矩阵, \mathbf{P} 为 $3 \times 1(9 \times 1)$ 向量, \mathbf{U}_{cal} 为 21×1 的计算向量. 脑电逆问题即是估计合适的位置向量 $\hat{\mathbf{r}}_0$ 和 $\hat{\mathbf{P}}$, 使得 \mathbf{U}_{cal} 和测量所得 EEG 信号 $\mathbf{U}_{\text{measure}}$ 尽量接近, 并以 \mathbf{U}_{cal} 和 $\mathbf{U}_{\text{measure}}$ 差的 2 范数 $\|\mathbf{U}_{\text{cal}} - \mathbf{U}_{\text{measure}}\|_2$ 来评价其接近程度. 如此, 逆问题转化为优化计算, 待优化参数为 \mathbf{r}_0, \mathbf{P} ; 目标函数为 $\|\mathbf{U}_{\text{cal}} - \mathbf{U}_{\text{measure}}\|_2$; 限制条件要求 \mathbf{r}_0 位于大脑内部, 即头模型的最内层.

进行逆问题求解时, 可将整个计算问题分解为线性和非线性两部分. 其中线性部分计算时, 要将 $\mathbf{M}(\mathbf{r}_0)$ 中每列数据减去所在列的数据均值, 得到新矩阵 $\mathbf{M}'(\mathbf{r}_0)$, 以及对应的矩阵 \mathbf{U}'_{cal} :

$$\mathbf{U}'_{\text{cal}} = \mathbf{M}'(\mathbf{r}_0) \mathbf{P}. \quad (17)$$

需要求解 $\hat{\mathbf{P}}$ 使 $\|\mathbf{U}'_{\text{cal}} - \mathbf{U}_{\text{measure}}\|_2$ 最小. 因 EEG 信号已知(对于 21 导联系统, 考虑采用平均基准记录法, 信号有 20 个自由度), 而待求的多极子参数为 3 或 9, 故该问题为一个超定问题, 即已知量数目大于待求量的数目. 对此, 一般采用最小二乘法求取 $\hat{\mathbf{P}}$ 的如下估计值:

1) Junko Hara. Computational modeling of electrical activity in alzheimer's disease cortex and its diagnostic application. Doctoral thesis, Tokyo Japan: Keio University, 1999, 78—92

$$\hat{P} = (M'^T M')^{-1} M'^T U_{\text{measure}} \quad (18)$$

式中 M'^T 是 M' 转置, $(M'^T M')^{-1}$ 是 $M'^T M'$ 的逆矩阵. 在 r_0 确定时, P 的估计值 \hat{P} 就可以由(18)式得出. 在大部分情况下, 待求多极子的位置是未知的. 由于位置矢量 r_0 与 $M'(r_0)$ 不是线性的, 因此不能采用最小二乘法直接解出, 一般必须采用优化算法搜索多极子可能的位置.

目前常用偶极子搜索技术是单纯形法 (simplex method), 该算法最大优点是在搜索过程中引入反射、扩张、收缩等算子, 而不需要引入目标函数的导数来搜索新优化参数, 而且收敛极快. 但是作为一种线性的搜索算法, 单纯形算法对于非线性优化问题却常常失效, 往往陷入局部最小区域而过早收敛, 得不到待优化目标函数的全局最小值. 因此, 本文采用模拟退火(SA)算法来优化搜索求解多极子定位问题.

SA 算法由 Kirkpatrick 等^[10]在 20 世纪 80 年代初提出, 其计算思想来源于固体物理退火过程: 首先将固体加温至充分高, 再让其徐徐冷却. 当固体加温时, 固体内部粒子随温度升高变为无序状, 内能增大; 而固体徐徐冷却时内部粒子渐渐趋于有序化, 在每个温度都达到平衡态, 最后在常温时达到基态, 内能减到最小, 根据 Metropolis 准则, 粒子在温度 T 时趋于平衡的几率为 $e^{-\Delta E/(KT)}$, 其中 E 为温度 T 时的内能、 ΔE 为其改变量、 K 为 Boltzmann 常数. 利用固体退火模拟组合优化问题, 将内能 E 模拟为目标函数值 f , 温度 T 演化为控制参数 t , 即得到解组合优化问题的模拟退火算法: 由初始解 i 和控制参数初值 t 开始, 对当前解重复“产生新的试探解 \Rightarrow 计算目标函数差 \Rightarrow 判断是否接受 \Rightarrow 接受或舍弃该解”的反复迭代, 并逐步衰减控制参数 t 值, 当算法终止时的解即为所要得到的近似最优解. 整个“退火过程”由冷却进度表 (cooling schedule) 控制, 该“进度表”包括控制参数的初值 t 以及衰减因子 Δt , 每个 t 值的迭代次数 (即一个 Markov 链的长度) L 和停止条件 S .

采用模拟退火算法反演电流偶极子的各项参数, 其计算过程由以下几个步骤来实现:

(1) 迭代初始温度 T_0 时, 在解空间内随机选取一个可能解 $r_{0,\text{init}}$, 采用最小二乘法得到 P_{init} , 并计算对应的目标函数值 Q_{init} .

(2) 在试探解 $r_{0,k}$ 的邻域中利用解的产生机制与接受准则完成解的迭代转移. 这一系列温度级的递进次数通常是成千上万次, 尤其当反演参数数目较多时其迭代时间更是呈指数形式增长.

(3) 将温度下降一个等级, 其温度下降系数为预设常数 β , 并以此降低后的温度和第(2)步保留的试探解所对应目标函数值作为当前的 r_0 和 O 参数, 然后返回第(2)步.

(4) 当温度 T_i 经过多次降低并降至足够低以后, 停止循环并输出估计解 \hat{r}_0 .

3 脑电多极子模型仿真

为了验证算法的可行性和正确性, 首先采用多极子模型对单电流偶极子源进行仿真计算. 选取如图 3 所示 3 层介质头模型 (半径 9 cm), 头部电导率 (σ_1) 为 $0.33(\Omega\text{m})^{-1}$, 以模型中心作为坐标系原点. 表 1 为国际标准 21 导联脑电检测用头皮电极的归一化坐标值. 在 3 层介质头模型中放置一仿真电流偶极子, 位置为 $(-34, 0, 58)$ mm, 偶极矩量为 $(0, 0, 1)$ Am. 由该电流偶极子产生的脑电头皮电位分布见图 4(b), 图 4(a) 是相同单电流偶极子在单层均匀头模型产生的头皮电位分布, 电位取值已归一化.

表 1 21 导联 EEG 电极归一化坐标值

导联名称	x_1	x_2	x_3
FP1	0.8600	0.2799	0.4266
FP2	0.8600	-0.2799	0.4266
F3	0.4500	0.4500	0.7714
F4	0.4500	-0.4500	0.7714
C3	0	0.5900	0.8074
C4	0	-0.5900	0.8074
P3	-0.4500	0.4500	0.7714
P4	-0.4500	-0.4500	0.7714
O1	-0.8600	0.2800	0.4266
O2	-0.8600	-0.2800	0.4266
F7	0.5300	0.7300	0.4315
F8	0.5300	-0.7300	0.4315
T3	0	0.9100	0.4145
T4	0	-0.9100	0.4145
T5	-0.5300	0.7300	0.4315
T6	-0.5300	-0.7300	0.4315
Fpz	0.9100	0	0.4315
Fz	0.5900	0	0.8074
Cz	0	0	1.0000
Pz	-0.5900	0	0.8074
Oz	-0.9100	0	0.4315

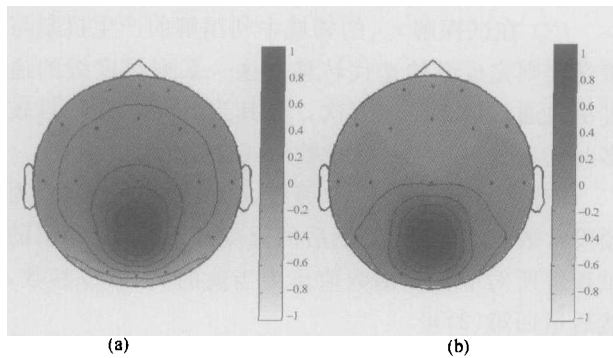


图4 相同单电流偶极子在单层 (a) 和三层 (b) 介质头模型上产生的头皮电位分布
电位取值已归一化

由图4可以看出,对于不同的头模型,由单电流偶极子产生的脑电信号分布基本一致,特别在最大值的地方.主要差异表现在3层头模型中考虑到颅骨层对皮层脑电较快的衰减作用使其电位分布比单层模型更为集中.

在对仿真 EEG 信号进行偶极子和多极子分析时,我们引入以下3个评价参数.

(1) 适合度(goodness of fit, GOF): 用以评价拟合脑电活动的适定性参数. 定义如下:

$$GOF = \sqrt{1 - \frac{\sum_{i=1}^{21} (U_{i,measure} - U_{i,cal})^2}{\sum_{i=1}^{21} U_{i,measure}^2}} \quad (19)$$

其中 $U_{measure} = (U_{1,measure}, U_{2,measure}, \dots, U_{21,measure})$ 是测量或仿真得到的头皮电位分布, $U_{cal}(r) = (U_{1,cal}, U_{2,cal}, \dots, U_{21,cal})$ 是当偶极子或多极子位于 r 时由计算所得头皮电位分布. 若 GOF 越高就说明 r 处为神经元电源分布区域可能性越高.

(2) 不适度(nonD, ND): 用以评价仅采用偶极子模型拟合脑电活动的非适定性参数.

ND 是本文根据脑电多极子模型推广出来的评价参数. 如前所述, 已有研究结果说明仅采用偶极子模型还不足以表达脑电源的活动¹⁾, 因此在脑电分析中应考虑偶极子以上的多极子(如四极子)源对

头皮电位的贡献, 并以脑电信号中多极子源成分所产生的总电位作为参数 ND 定义,

$$ND = \sqrt{\sum_{i=1}^{21} (U_{i,cal,dipole} - U_{i,cal,multipole})^2} \quad (20)$$

其中 $U_{cal,dipole}(r) = (U_{1,cal,dipole}, U_{2,cal,dipole}, \dots, U_{21,cal,dipole})$ 是偶极子位于 r 的计算头皮电位; $U_{cal,multipole}(r) = (U_{1,cal,multipole}, U_{2,cal,multipole}, \dots, U_{21,cal,multipole})$ 是多极子位于 r 的计算头皮电位. 可见 ND 计算脑电信号中多极子源成分在头皮处的能量, 也即反映了单纯偶极子模型在实际脑电分析中的不适度. 在只存在单偶极源的场合, 不适度 $ND=0$, 说明单纯偶极子模型是适合的(无需引入多极子模型).

(iii) 比适度(DtononD, DD): 用以评价采用偶极子模型与采用多极子(如四极子)模型拟合脑电活动的相对性适定参数. 这是本文根据不适度 ND 派生出来的新参数, 其定义如下:

$$DD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{21} U_{i,cal,dipole}^2}{\sum_{i=1}^{21} (U_{i,cal,dipole} - U_{i,cal,multipole})^2}} \quad (21)$$

可见 DD 表征了脑电信号中偶极子源电位能量与四极子源电位能量之比(无量纲). 在只存在单偶极源的场合, 比适度 $DD = +\infty$, 相对而言最为适合; 若只存在单四极子源, 比适度 $DD=0$, 相对来说最不适合.

采用前述方法可对仿真 EEG 信号进行偶极子和多极子分析并计算出相应的 GOF, ND 和 DD 参数值. 为能形象地显示这些数值在头模型内部的分布, 本文采用体绘制技术, 即在头模型内部不同半径的球面上做偶极子和多极子计算, 并将结果分别绘制在球表面上(如图5所示). 由图5可以看出: 偶极子和多极子模型的 GOF 都具有较大接近最大值的区域; 但多极子模型的 GOF 数值比偶极子模型的相应值要高; ND 的分布则似乎与偶极子模型的 GOF 互补, 即在 ND 大的位置偶极子模型的

1) 见第 884 页脚注 1)

GOF 小, 而在 ND 小的位置偶极子模型的 GOF 大; 最突出的是 DD 具有比其他参数更为陡峭的分布, 进一步分析表明, DD 最大的位置就是仿真

单电流偶极子所在点. 这不难理解, 因为根据理论分析在单电流偶极子的位置, DD 的数值应该是正无穷大.

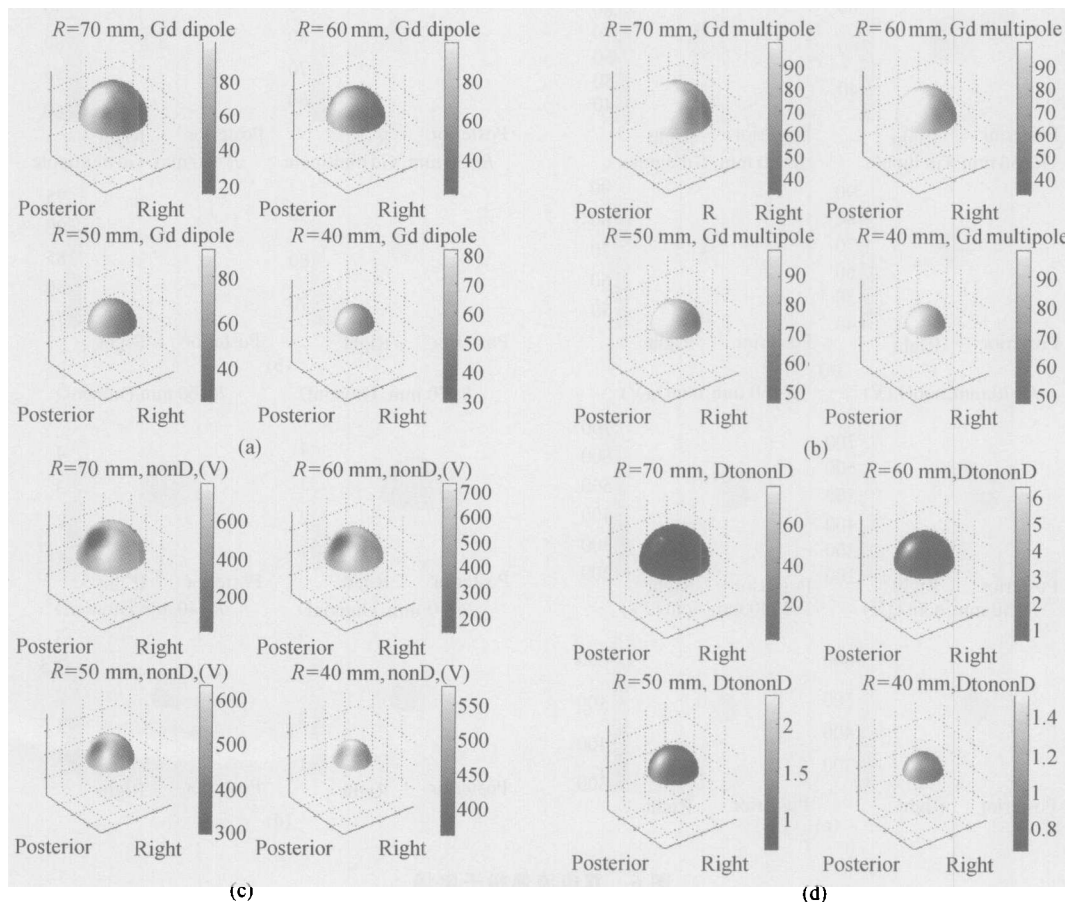


图 5 单电流偶极子电场

(a) 单偶极子模型的 GOF 分布; (b) 多极子模型的 GOF 分布; (c) 多极子模型 ND 分布; (d) 多极子模型 DD 分布

为了验证多极子模型算法, 我们还对双电流偶极子源进行了仿真计算. 在临床中常采用双电流偶极子模型对脑电信号进行 α 波源定位. 本文在头模型内部放入两个电流偶极子, 分别位于 $(-29, 17, 59)$ mm 和 $(-29, -17, 59)$ mm, 偶极矩均为 $(0, 0, 1)$ Am. 这样可以获得两个电流偶极子在头皮上产生的电位活动.

图 6 是采用上述算法和参数以及体绘制方法, 对双电流偶极子源进行仿真计算的结果. 比较图 6 中 (a)–(d) 可以看到在半径为 70 mm 的半球面上, DD 参数的两个极大值区域很清楚地显示出其对应于两个电流偶极子的位置, 而其他参数则只模糊地存在一个

极大值区域(不能清晰地显示两个电流偶极子的位置). 相对其他参数而言, DD 具有较高空间分辨率, 应该能更好地表征神经元的电活动分布.

如上所述, 本文将移动电流偶极子模型扩展为移动电流多极子模型, 采用三层介质头球的多极子模型分别对单、双电流偶极子源情况进行了仿真计算, 并引入 GOF (适合度)、 ND (不适度)和 DD (比适度)等评价参数. 仿真结果表明: 与偶极子模型相比, 移动多极子模型能够更好地拟合分布脑电源和反映真实头皮电位分布, 具有较高的 GOF 数值; 而由多极子模型运算得出的 DD 参数与 GOF 相比具有更高的空间分辨率, 同时能更好地表征神经元

的电活动分布。因此应该考虑采用多极子模型用于头皮脑电的信息分析。

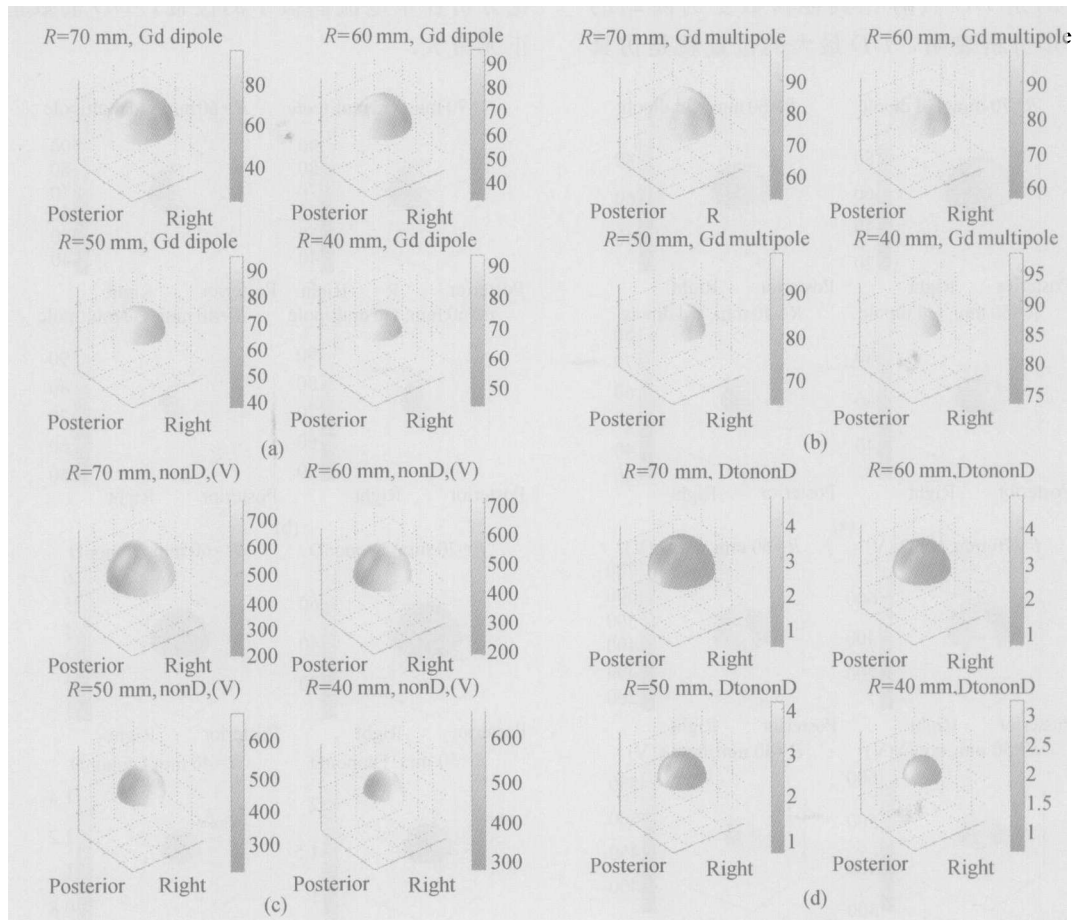


图6 双电流偶极子电场

(a) 单偶极子模型的 GOF 分布; (b) 多极子模型的 GOF 分布; (c) 多极子模型 ND 分布; (d) 多极子模型 DD 分布

参 考 文 献

- 1 Rush S, Driscoll D A. EEG electrode sensitivity—an application of reciprocity. *IEEE Trans on Biomed Eng*, 1969 (16): 15—22
- 2 Yao D. Electric potential produced by a dipole in a homogeneous conducting sphere. *IEEE Trans BME*, 2000, 47(7): 964—966
- 3 Munck J C D, Duk B W V, Spekreuse H. Mathematical dipole are adequate to describe realistic generators of human brain activity. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1988 (15): 960—966
- 4 Hara J, Musha T, Shankle W R. Approximating dipoles from human EEG activity: The effect of dipole source configuration on dipolarity using single dipole models. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1999 (46): 125—129
- 5 尧德中. 均匀导电球模型中 $2n$ 极子电位的解析解. *中国生物医学工程学报*, 1998, 17(2): 97—102
- 6 Homma S, Musha T, Nakajima Y, et al. Localization of electric current sources in the human brain estimated by the dipole tracing method of the scalp-skull-brain (SSB) head model. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 1994 (91): 374—382
- 7 Sidman R, Vincent D, Smith D, et al. Experimental tests of the cortical imaging technique—applications to the response to median nerve stimulation and the localization of epileptiform discharges. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1992 (39): 437—444
- 8 Jaakko Malmivuo, et al. *Bioelectromagnetism*, New York: Oxford University Press, 1995, 133—147
- 9 Yehuda Salu, Leonardo G C, Douglas Rose, et al. An improved method for localizing electric brain dipoles. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1990 (37): 699—705
- 10 康立山, 谢云, 尤矢勇, 等. 非数值并行算法(第一册)——模拟退火算法. 北京: 科学出版社, 1998, 101—148