

利用脑磁图-多重信号分类算法求解真实头模型中 磁源定位问题^{*}

朱红毅 李 军 沈建其 何赛灵

(浙江大学现代光学仪器国家重点实验室, 光及电磁波研究中心, 杭州 310027)

(2002 年 9 月 18 日收到, 2002 年 10 月 19 日收到修改稿)

脑磁图-多重信号分类(MEG-MUSIC)算法与常见的利用时域空域数据定位多偶极子源的全局优化方法相比, 具有求解速度快、独立确定各偶极子源的位置、求解难度与偶极子数量无关等优点, 在偶极子数量较多的情况下, MEG-MUSIC 算法的优势显得更为突出. 利用 MEG-MUSIC 算法求解了真实头模型中脑磁源定位问题.

关键词: 脑磁图-多重信号分类算法, 真实头模型, 多偶极子

PACC: 8740, 0260, 4110D

1. 引 言

高灵敏度的超导量子干涉仪(SQUID)的出现, 使得测量脑神经元活动产生的微弱生物磁场成为可能^[1]. 通过测得的头外磁场值反演出头内脑神经元活动的脑磁图(magnetoencephalogram, MEG)技术也随之得到了蓬勃发展. 这种完全无损的脑功能检测技术兼有高空间分辨率(小于 1ms)和高时间分辨率(定位精度在 2—4mm 左右), 可以用于治疗癫痫、脑肿瘤、脑外伤、脑血管病及戒毒精神病等病灶的精确定位^[2,3]. 目前成熟的多通道脑磁图系统已经商用, 世界上发达国家的许多医院, 脑研究中心都拥有这种先进的设备. 广东三九脑科医院、石家庄市河北省人民医院、北京天坛医院等也于近两年先后安装了多通道全头型脑磁设备.

在脑磁图研究领域, 许多科学工作者一直致力于脑磁源的快速准确定位算法的研究. 早期通常只利用某一时刻的脑磁图数据, 如果此时信噪比不高或者在多偶极子定位问题中, 容易造成定位误差^[4-7]. 近年来随着多通道高时间分辨率脑磁探测系统的出现, 人们开始使用时域-空域脑磁数据^[8,9], 以期获得较高的定位精度. 1992 年, Mosher 等人利用时域-空域脑磁数据, 根据现代统计信号处理中的

多重信号分类(multiple signal classification, MUSIC)方法提出了与常见的用于多偶极子定位的全局优化方法(global optimization method, GOM)完全不同的 MEG-MUSIC 算法(以下简称 MMA), 并对简单的球对称导体模型情况进行了模拟, 取得了很好的效果^[10]. 本文将这一方法用于更复杂的真实头模型脑磁源定位问题.

MMA 与 GOM 相比具有以下优势. 1) 利用 MMA 可直接判断出偶极子源个数, 而 GOM 必须通过逐渐增加偶极子数, 逐次求解逆问题, 并考察优化结果, 在目标函数最终误差可接受时才能确定偶极子个数. 2) GOM 是利用各偶极子源的综合信息, 同时定位所有的偶极子, 求解难度会随着偶极子源数目的增多迅速增大, 而 MMA 是逐个独立找出各个源的位置, 求解不受偶极子数多少的影响. 3) MMA 在搜索过程中, 每次只需要计算一个与增益矩阵有关的二维或者三维矩阵(分别对应球对称导体模型和真实头模型)的广义特征值问题, 运算量小, 求解速度快. GOM 每次搜索都需要重新计算一次正问题, 在真实头模型情况下, 每次都需要用边界元方法(boundary element method, BEM)计算一次表面积分, 运算复杂, 定位结果差, 对于偶极子数比较多的情形, 在有些情况下甚至无法正确定位^[9]. 4) 采用 MMA 时可以在实验前仅根据头型几何参数建立粗

^{*} 国家自然科学基金(批准号 30000034)资助的课题.

略的增益矩阵数据库,在以后的诱发脑磁实验,或者脑功能研究中只要是同一个头模型,就可以直接调用数据库,迅速定位。

本文利用 MEG-MUSIC 算法求解了真实头模型中的脑磁源定位问题。利用从瑞典 Karolinska 学院获得的真实头模型数据,并将它离散化,通过 BEM 模拟产生头外磁场,并根据模拟磁场数据利用 MMA 求解定位问题。计算机模拟求解结果显示,对于多种偶极子情况都可快速获得较为精确的解。

2. 算 法

考虑使用时域-空域脑磁数据,设 t 时刻脑磁设备测得的脑磁数据为头表面 m 个点处的磁感应强度值 $\mathbf{B} = (b_1(t), b_2(t), \dots, b_m(t))^T$, 上标 T 表示转置,磁源为 n 个偶极子 $\mathbf{P} = (P_1(t), P_2(t), \dots, P_n(t))^T$ 。考虑每个偶极子有三个偶极矩分量,即 $P_i(t) = (P_{i1}(t), P_{i2}(t), P_{i3}(t))^T$ 。将 m 个测量点处的噪声表示为 $\mathbf{N} = (n_1(t), n_2(t), \dots, n_m(t))^T$, 则一个有 k 个采样时间点的连续时间测量过程,磁场方程可表示为

$$\mathbf{B} = \mathbf{G}\mathbf{P} + \mathbf{N}, \quad (1)$$

式中 \mathbf{B} 为 $m \times k$ 阶磁感应强度矩阵, \mathbf{G} 为一个 $m \times 3n$ 阶增益矩阵, \mathbf{P} 为 $3n \times k$ 阶偶极子源矩阵, \mathbf{N} 为 $m \times k$ 阶噪声矩阵。假设噪声是平稳的,逆问题可取目标函数为^[6,7,9]

$$J = \|\mathbf{B}' - \mathbf{G}'\mathbf{P}\|_F^2, \quad (2)$$

式中下标 F 表示 Frobenius 范数(这里取 $F = 2$ 范数), \mathbf{B}' 为测量磁场值, \mathbf{G}' 为当前搜索空间源位置对应的增益矩阵。

一般认为一个脑内电活动期间,偶极子的位置是固定的^[2,10],假设数目为 n ,其中有 n_f 个指向不变的, n_r 个指向变动的(即转动的),有 $n_f + n_r = n$ 。

令 $\mathbf{P} = \begin{pmatrix} \mathbf{P} \\ \mathbf{P}' \end{pmatrix}$, 式中

$$\mathbf{P} = \begin{pmatrix} P_1(t_1) & P_1(t_2) & \dots & P_1(t_k) \\ P_2(t_1) & P_2(t_2) & \dots & P_2(t_k) \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ P_{n_f}(t_1) & P_{n_f}(t_2) & \dots & P_{n_f}(t_k) \end{pmatrix},$$

表示转动的偶极子,式中

$$P_i(t_j) = (P_{i1}(t_j), P_{i2}(t_j), P_{i3}(t_j))^T, \\ i = 1, 2, \dots, n_r, \quad j = 1, 2, \dots, k,$$

$$\mathbf{P}' = \begin{pmatrix} M_1(P_1(t_1), P_1(t_2), \dots, P_1(t_k)) \\ M_2(P_2(t_1), P_2(t_2), \dots, P_2(t_k)) \\ \dots & \dots & \dots \\ M_{n_f}(P_{n_f}(t_1), P_{n_f}(t_2), \dots, P_{n_f}(t_k)) \end{pmatrix},$$

表示固定指向的偶极子,式中 $M_i = (m_{i1}, m_{i2}, m_{i3})^T$ 为第 i 个固定指向的偶极子的单位方向矢。这样

$$\mathbf{G}'\mathbf{P} = (\mathbf{G}'_r, \mathbf{G}'_f) \begin{pmatrix} \mathbf{P} \\ \mathbf{P}' \end{pmatrix}, \quad (3)$$

式中 \mathbf{G}' 分块为 $\mathbf{G}' = (\mathbf{G}'_r, \mathbf{G}'_f)$, \mathbf{G}'_r 与 \mathbf{G}'_f 分别对应于转动和固定指向偶极子的增益。将 \mathbf{P} 中的方向矢部分结合到 \mathbf{G}' 中,则有

$$\mathbf{G}'\mathbf{P} = (\mathbf{G}'_r, \mathbf{G}'_f \mathbf{M}) \begin{pmatrix} \mathbf{P} \\ \mathbf{P}' \end{pmatrix}, \quad (4)$$

$$\mathbf{M} = \begin{pmatrix} M_1 & & & \\ & \ddots & & \\ & & \ddots & \\ & & & M_{n_f} \end{pmatrix},$$

$$\mathbf{P}' = \begin{pmatrix} P_1(t_1) & P_1(t_2) & \dots & P_1(t_k) \\ P_2(t_1) & P_2(t_2) & \dots & P_2(t_k) \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ P_{n_f}(t_1) & P_{n_f}(t_2) & \dots & P_{n_f}(t_k) \end{pmatrix}. \quad (5)$$

假定所有转动的偶极子的各偶极矩分量及固定指向偶极子的偶极矩随时间演化的规律均不一致,即认为 $(3n_r + n_f) \times k$ 阶矩阵 $\begin{pmatrix} \mathbf{P} \\ \mathbf{P}' \end{pmatrix}$ 为满秩的,一般情况下 $m \times (3n_r + n_f)$ 阶矩阵 $(\mathbf{G}'_r, \mathbf{G}'_f \mathbf{M})$ 为满秩的,所以 $m \times k$ 阶矩阵 $\mathbf{G}'\mathbf{P}$ 的秩 $\text{rank}(\mathbf{G}'\mathbf{P}) = R = 3n_r + n_f$ 。

将 \mathbf{B}' 做奇异值分解

$$\mathbf{B}' = \sum_{i=1}^{\text{rank}(\mathbf{B}')} \mathbf{u}_i \sigma_i \mathbf{v}_i^T, \quad (6)$$

式中 $\mathbf{u}_i, \mathbf{v}_i$ 分别为 SVD 的左、右矢, σ_i 为奇异值。将 (6) 式求和分成两部分

$$\mathbf{B}' = \sum_{i=1}^R \mathbf{u}_i \sigma_i \mathbf{v}_i^T + \sum_{i=R+1}^{\text{rank}(\mathbf{B}')} \mathbf{u}_i \sigma_i \mathbf{v}_i^T, \quad (7)$$

式中等号右边前一项对应奇异值序列中前 R 个较大的奇异值,后一项对应剩余较小的, R 为矩阵 $\mathbf{G}'\mathbf{P}$ 的秩。

根据奇异值分解的性质,矩阵 \mathbf{B}' 在与所有秩为 R 的矩阵相减中,以 $\mathbf{B}' - \sum_{i=1}^R \mathbf{u}_i \sigma_i \mathbf{v}_i^T$ 的范数为最

小,所以如果 $G'P = \sum_{i=1}^R u_i \sigma_i v_i^T$ 时 (2) 式中 J 达到最小值.

在实际情况下,由于事先常常不清楚偶极子的数目及状态,即对有几个 n_r 和 n_f 并不知道,所以往往不能直接给出 R 值,特别在噪声存在情况下, B' 的秩与 $G'P$ 的秩不相同.此时可采用如下方法确定 R 值.因为 $R = \text{rank}(B') = \text{rank}(B'B'^T)$,所以确定了 $\text{rank}(B'B'^T)$ 亦即确定了 R .当噪声 N 与信号 GP 统计独立时,矩阵 $B'B'^T$ 的特征值 $\lambda_i(B'B'^T)$ 为

$$\lambda_i(B'B'^T) = \begin{cases} \lambda_i[G'P(G'P)^T] + \sigma, & i = 1, 2, \dots, R, \\ \sigma, & i = R + 1, \dots, m, \end{cases} \quad (8)$$

式中 $\lambda_i[G'P(G'P)^T]$ 为信号自相关矩阵 $G'P(G'P)^T$ 的特征值, σ 为噪声矩阵 N 的数学期望的对角元.所以在特征值 $\lambda_i(B'B'^T)$ 序列中,前面几个不相等的特征值数目,即为 R 的估计值.在实际计算中,由于所加噪声与信号之间不能做到完全独立,特别对于有限的时间抽样点数,特征值顺列 $\lambda_i(B'B'^T)$ 与 (8) 式有些差异,常表现为后 $m-R$ 个特征值并非相等.但观察特征值顺序,可发现前面几个数值变化较大,后面一些数值变化较缓,确定前面几个数值变化较大的特征值数目,即为 R 的估计值.

对于任意 $u_j (j = R + 1, \dots, m)$ 有 $u_j^T \sum_{i=1}^R u_i \sigma_i v_i^T = 0_{1 \times k}$, 又假设 $G'P = \sum_{i=1}^R u_i \sigma_i v_i^T$, 所以有 $u_j^T [G'_i, G'_i M]^T \begin{pmatrix} P \\ P' \end{pmatrix} = 0_{1 \times k}$. 由于假设 $\begin{pmatrix} P \\ P' \end{pmatrix}$ 中每一行之间相互独立,即 R 行之间彼此线性无关,所以对于 $[G'_i, G'_i M]$ 中每一列,记为 $G_i (i = 1, 2, \dots, R)$. 有 $u_j^T G_i = 0$, 亦即对于每一个转动的偶极子 P_i , 其偶极矩三个分量对应的增益 g_{i1}, g_{i2}, g_{i3} 应满足 $u_j^T g_{iq} = 0 (q = 1, 2, 3)$, 而对于每一个固定指向的偶极子 P_i , 其偶极矩三个分量对应的增益应满足 $u_j^T (m_{i1} g_{i1} + m_{i2} g_{i2} + m_{i3} g_{i3}) = 0$.

以下讨论固定指向的偶极子.对于转动的偶极子,后面可以看到,其处理方法类似于此.

对于固定指向的偶极子,因为 $u_j^T G_i M_i = 0$, 这里 $G_i = (g_{i1}, g_{i2}, g_{i3})$, $M_i = (m_{i1}, m_{i2}, m_{i3})^T, j = R + 1, R + 2, \dots, m$, 所以有

$$\begin{pmatrix} u_{R+1}^T \\ \vdots \\ u_m^T \end{pmatrix} \frac{G_i M_i}{\|G_i M_i\|} = 0_{(m-R) \times 1},$$

即

$$u^T \frac{G_i M_i}{\|G_i M_i\|} = 0_{(m-R) \times 1},$$

式中 $u = (u_{R+1}, u_{R+2}, \dots, u_m)$, 进而有

$$\frac{\|u^T G_i M_i\|^2}{\|G_i M_i\|^2} = 0,$$

由于有噪声存在,上式可能达不到零值.令

$$J = \frac{\|u^T G_i M_i\|^2}{\|G_i M_i\|^2}, \quad (9)$$

可以证明 (9) 式在约束条件 $M_i^T M_i = 1$ 下的求极值,相当于求三个广义特征值 $\lambda_k (G_i^T u u^T G_i, G_i^T G_i) (k = 1, 2, 3)$ 中最小的一个值 $\lambda_{\min}^{[11]}$.

可见对于指向不变的偶极子求定位时,可以如下操作.在源所在空间区域内逐点扫描,每一点计算一次最小的广义特征值 $\lambda_{\min}, \lambda_{\min}$ 出现极小值的位置,即为偶极子的位置.

对于转动偶极子的情况,可以认为 M_i 任意取值时均保证 $\|u^T G_i M_i\|^2 = 0$, 即 $M_i^T (G_i^T u u^T G_i) M_i = 0$. 令 $A = G_i^T u u^T G_i$, 由于 A 为 3×3 阶非负定阵,故只可能是 A 的特征值 $\lambda_k = 0 (k = 1, 2, 3)$, 这样 λ_k 同时亦为广义特征值 $\lambda_k (A, G_i^T G_i)$. 所以在扫描计算 λ_{\min} 时,如果在极值点处,另两个广义特征值亦近于零,则表明该处的偶极子为一转动的偶极子.

3. 仿真计算与讨论

模拟计算采用从瑞典 Karolinska 学院获得的真实头颅骨内表面模型,并将其离散化为 2588 个面积近似相等的三角元,仿真磁场由头内的偶极子产生,通过 BEM 正向计算得到头外 74 个位置处的磁场值,作为逆问题求解时的磁场“测量值”,这 74 个位置分成两组,脑的左右半球外各 37 个,对应脑磁实验中磁场探测线圈的位置 (见图 1,图中坐标单位为 mm). 电流偶极子源取为

$$P_i(t) = P_i(0) \exp\left(-\frac{t}{\tau_{11}}\right) \sin\left(2\pi \frac{t}{\tau_{12}}\right), \\ t \in [0 \text{ms}, 80 \text{ms}], \\ = 0, \quad t \in [80 \text{ms}, 120 \text{ms}],$$

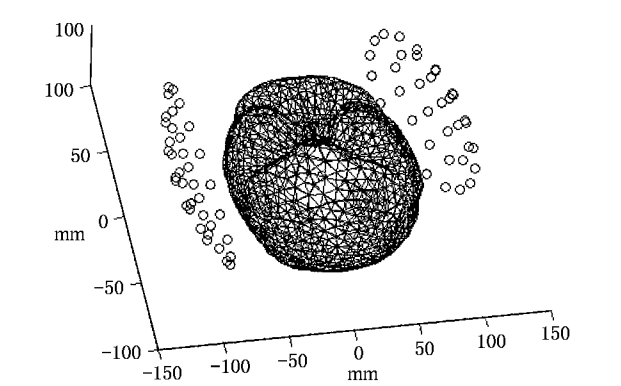


图1 真实头模型及探测器

$$P_2(t) = P_2(0) \exp\left(-\frac{t - 0.02}{\tau_{21}}\right) \sin\left(2\pi \frac{t - 0.02}{\tau_{22}}\right),$$
$$t \in [20\text{ms}, 100\text{ms}],$$
$$= 0, \quad t \in [0\text{ms}, 20\text{ms}] \cup [100\text{ms}, 120\text{ms}],$$
$$P_3(t) = P_3(0) \exp\left(-\frac{t - 0.04}{\tau_{31}}\right) \sin\left(2\pi \frac{t - 0.04}{\tau_{32}}\right),$$
$$t \in [40\text{ms}, 120\text{ms}],$$
$$= 0, \quad t \in [0\text{ms}, 40\text{ms}], \quad (10)$$

式中取 $P_1(0) = 0.5\text{nAm}$, $P_2(0) = 0.4\text{nAm}$, $P_3(0) = 0.3\text{nAm}$, $\tau_{11} = 20\text{ms}$, $\tau_{12} = 10\text{ms}$, $\tau_{21} = 16.7\text{ms}$, $\tau_{22} = 15\text{ms}$, $\tau_{31} = 25\text{ms}$, $\tau_{32} = 16.7\text{ms}$, 计算时 t 采用国际单位制, 抽样时间间隔 $\Delta t = 1\text{ms}$, 共采样 120 个点, 各源不同步. 为计算简单, 这里偶极子都取为沿 x 方向, 三个源的位置取为 $(-10\text{mm}, 25\text{mm}, -50\text{mm})$, $(-10\text{mm}, 0\text{mm}, 0\text{mm})$, $(-20\text{mm}, 40\text{mm}, 20\text{mm})$. 加性噪声采用高斯分布, 并设各测量点处的信噪比 $\text{SNR} = 20\text{dB}$, 这里信噪比定义为 $\text{SNR} = 10\lg \frac{P_s}{P_N}(\text{dB})$, 其中信号功率 P_s 及噪声功率 P_N 分别为磁场测量点处磁感应强度值及噪声值平方的平均值. 通过 BEM 计算脑磁正问题^[6,7,9]获得头外 74 个探测器位置的磁场径向分量 B 作为“测量磁场值”, 分时段计算 B' , 并对 B' 进行奇异值分解, 结果见表 1 和表 2, 并根据奇异值的分布确定不同时段 R 值, 构造 $(m - R) \times m$ 阶矩阵 u^T , 然后在源所在的空间区域点上计算最小的广义特征值 $\lambda_{\min}(G_i^T u u^T G_i, G_i^T G_i)$, 找出 λ_{\min} 出现极小值的所有位置, 这些位置即为磁源的位置.

表 1 示出偶极子数目从一个变为两个时 $B'B'^T$ 的奇异值变化. 从表 1 可以看出, 在 1—19ms, 1—20ms 数据中, 只有第一个奇异值远大于后面的奇异值, 从第二个奇异值开始, 后面的奇异值都基本相

等, 由于噪声的引入, 这些奇异值并不等于零, 而且值的大小略有起伏. 从 (8) 式可知, 1—20ms 内都只有一个偶极子源, 1—21ms, 1—22ms 数据获得的奇异值明显与 1—20ms 数据获得的奇异值发生了变化. 在这些奇异值中前两个比较大, 这说明从第 21ms 开始, 偶极子源的数目由一个变成了两个. 同样地, 通过计算各时段数据的奇异值就可以判断出各个时段的偶极子源的数目, 通过对偶极子源数目发生变化的点附近时段的精确扫描, 就可以找出偶极子源数目发生突变的确切时间. 表 2 列出其他各时段数据的奇异值, 从表 2 可以较清楚地看出 21—40ms, 80—100ms 阶段有两个偶极子源, 41—80ms 阶段有三个偶极子源, 101—120ms 阶段有一个偶极子源, 这些与我们假定的偶极子源情况完全相同. 由此可见, 采用 MMA 方法, 只需要对测量磁场值的自相关矩阵进行奇异值分解就可以获得偶极子数目的精确信息. 值得注意的是, 由于偶极子源的强度是随时间衰减的, 所以在后期 (81—100ms, 101—120ms) 前面几个代表信号的奇异值和后面代表噪声的奇异值大小差距已经很小 (0.0008—0.0002), 在信噪比不很高的情况下 (比如 10dB 以下), 有时已经很难分出信号奇异值与噪声奇异值.

表 1 偶极子数目发生突变时段前 6 个奇异值

时段/ms	奇异值 1	奇异值 2	奇异值 3	奇异值 4	奇异值 5	奇异值 6
1—19	0.2181	0.0002	0.0002	0.0002	0.0002	0.0001
1—20	0.2181	0.0003	0.0002	0.0002	0.0002	0.0001
1—21	0.2214	0.0131	0.0002	0.0002	0.0002	0.0002
1—22	0.2270	0.0143	0.0002	0.0002	0.0002	0.0002

表 2 不同时段数据前 6 个奇异值

时段/ms	奇异值 1	奇异值 2	奇异值 3	奇异值 4	奇异值 5	奇异值 6
21—40	0.0584	0.0283	0.0002	0.0002	0.0002	0.0001
41—80	0.9738	0.0045	0.0012	0.0003	0.0003	0.0002
81—100	0.0334	0.0008	0.0002	0.0002	0.0002	0.0001
101—120	0.0066	0.0003	0.0002	0.0002	0.0002	0.0002

在确定了偶极子的数目之后, 为了找出各个偶极子的具体位置, 需要在整个头里进行扫描, 计算出单个源在各个点时对应的增益矩阵 G_i , 并根据 G_i 计算 $(G_i^T u u^T G_i, G_i^T G_i)$ 的三个广义特征值, 并取其中最小的一个, 记为 λ_i , 比较各点对应的 λ_i , λ_i 出现极值 (极小值) 的位置, 就是源所在的位置.

由于真实头模型中, 增益矩阵的计算比较复杂,

因此必须尽量减少增益矩阵的计算次数,才能提高求解速度.我们采用先粗略分块扫描,然后再细扫的方法.首先将头划分为 35937 个 $5\text{mm} \times 5\text{mm} \times 5\text{mm}$ 的方块,计算源位于每个方块中心时对应的 λ_i ,并粗略定位出此时源的位置,然后在这个位置附近

$5\text{mm} \times 5\text{mm} \times 5\text{mm}$ 的小区域进行 $1\text{mm} \times 1\text{mm} \times 1\text{mm}$ 精度的扫描,并将扫描结果作为最终结果.表 3 列出对 41—80ms 数据扫描的情况.采用这种扫描方式只需计算增益矩阵 36062 次,比直接进行 $1\text{mm} \times 1\text{mm} \times 1\text{mm}$ 扫描少计算增益矩阵 4137219 次.

表 3 在扫描平面中 $\lambda_{i \min}$ 的最小值及其对应的位置

z	x	y	$\lambda_{i \min}$	z	x	y	$\lambda_{i \min}$	z	x	y	$\lambda_{i \min}$
-80	30	10	5.61×10^{-1}	80	60	-50	5.34×10^{-1}	-52	-11	25	2.45×10^{-4}
-75	10	10	4.72×10^{-1}	75	40	-45	7.79×10^{-1}	-51	-10	25	1.86×10^{-4}
-70	-25	20	2.54×10^{-2}	70	35	-15	8.91×10^{-1}	-50	-10	25	1.34×10^{-4}
-65	-15	30	9.46×10^{-3}	65	25	45	7.63×10^{-2}	-49	-10	24	2.25×10^{-4}
-60	-5	25	2.96×10^{-3}	60	30	-15	4.80×10^{-2}	-48	-9	25	3.46×10^{-4}
-55	-10	25	6.68×10^{-4}	55	20	-20	1.56×10^{-2}				
-50	-10	25	1.34×10^{-4}	50	20	10	4.73×10^{-3}	-2	-9	-1	1.08×10^{-4}
-45	-10	30	5.96×10^{-4}	45	25	15	3.65×10^{-3}	-1	-10	0	9.89×10^{-5}
-40	-15	25	2.78×10^{-3}	40	30	25	1.38×10^{-3}	0	-10	0	8.27×10^{-5}
-35	-5	20	1.75×10^{-3}	35	20	15	9.26×10^{-4}	1	-10	-1	8.96×10^{-5}
-30	-20	25	2.45×10^{-2}	30	0	20	2.39×10^{-4}	2	-11	0	2.34×10^{-4}
-25	-30	15	6.27×10^{-2}	25	-10	5	7.84×10^{-5}				
-20	-15	15	9.68×10^{-2}	20	-20	40	5.65×10^{-5}	18	-20	40	7.23×10^{-5}
-15	0	5	6.82×10^{-3}	15	-15	5	7.68×10^{-5}	19	-20	40	6.36×10^{-5}
-10	-10	5	5.99×10^{-4}	10	-10	0	1.24×10^{-4}	20	-20	40	5.65×10^{-5}
-5	-10	0	1.21×10^{-4}	5	-10	0	6.78×10^{-4}	21	-19	39	6.27×10^{-5}
0	-10	0	8.27×10^{-5}					22	-20	40	6.87×10^{-5}

表 3 前两列列出 $5\text{mm} \times 5\text{mm} \times 5\text{mm}$ 扫描时 z 从 -80mm — 80mm 变化时,33 个 xy 平面上 1089 个 λ_i 的平面最小值 $\lambda_{i \min}$ 及 $\lambda_{i \min}$ 对应的该平面的 xy 值,可以看出,这些最小值在 $z = -50, 0$ 和 20mm 时,出现三个极值 1.34×10^{-4} , 8.27×10^{-5} 和 5.65×10^{-5} ,在这三个 xy 平面上及它们附近的 xy 平面上对应的 xy 数值都是在 $(-10\text{mm}, 25\text{mm})$, $(-10\text{mm}, 0\text{mm})$, $(-20\text{mm}, 40\text{mm})$ 附近,而远离这三个平面的平面上的 $\lambda_{i \min}$ 都比这三个 $\lambda_{i \min}$ 大得多,因此我们可以确定在 $z = -50, 0$ 和 20mm 三个平面附近存在三个偶极子源.然后我们又用 $1\text{mm} \times 1\text{mm} \times 1\text{mm}$ 精度扫描了 $z = (-52\text{mm})-(-48\text{mm})-(-2\text{mm})-(0\text{mm})$, $(-22\text{mm})-(-18\text{mm})$,并列出了各个 xy 平面上 $(-10\text{mm}, 25\text{mm})$, $(-10\text{mm}, 0\text{mm})$, $(-20\text{mm}, 40\text{mm})$ 附近 25 个 λ_i 的最小值 $\lambda_{i \min}$ 及其对应的 xy 值,列于表 3 的第 3 列,由这一列可以清楚地看出偶极子的

位置是 $(-10\text{mm}, 25\text{mm}, -50\text{mm})$, $(-10\text{mm}, 0\text{mm}, 0\text{mm})$, $(-20\text{mm}, 40\text{mm}, 20\text{mm})$.

最后需要指出的是,由于算法的得出是基于关于动态源的一些假设,所以算法适合于电流偶极子的位置是固定的,偶极子的指向可以变化,偶极子的时间演化要求不同步的情况.在可定位偶极子的数目上,受制于磁场探头的数目 m ,由矩阵 u^T 的构成可知 $R+1 \leq m$,又 $R=3P_r+P_f$,所以要求 $3P_r+P_f+1 \leq m$,其中 P_r 为转动偶极子的数目, P_f 为固定偶极子的数目.目前多通道脑磁测量系统的探头数目多在一百以上,所以用该算法可以定位数十个偶极子,远远超过一般诱发脑磁的皮层电活动区域数目.相比之下,若用 GOM 求解数十个偶极子的定位问题,则要同时搜寻上百个非线性参数,这是不现实的.

[1]

Hari R and Lounasmaa O V 1989 *Science* **244** 432

[2]

Hamalainen M *et al* 1993 *Rev. Mod. Phys.* **65** 413

[3]

Romani G L and Rossini P 1988 *Brain Topography* **1** 5

[4]

Cuffin B N 1985 *J. Appl. Phys.* **57** 146

[5]

Sekihara K , Ogura Y and Hotta M 1992 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **39** 558

[6]

Li J , Zhu H Y and He S L 2002 *J. Electron. Information Technol.* **24** 800 (in Chinese) [李 军、朱红毅、何赛灵 2002 电子与信息学报 **24** 800]

[7]

Li J , Zhu H Y and He S L 2001 *Med. Biol. Eng. Comput.* **39** 678

[8]

Sekihara K *et al* 1997 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **44** 839

[9]

Zhu H Y *et al* 2002 *Acta Phys. Sin.* **51** 2393 (in Chinese) [朱红毅等 2002 物理学报 **51** 2393]

[10]

Mosher J C , Lewis P S and Leahy R M 1992 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **39** 541

[11]

Li J 2000 *PhD Thesis* Zhejiang University (in Chinese) [李 军 2000 博士学位论文 浙江大学]

Localization of current dipoles in a realistic head shape model by a magnetoencephalogram-multiple signal classification algorithm^{*}

Zhu Hong-Yi Li Jun Shen Jian-Qi He Sai-Ling

(State Key Laboratory of Modern Optical Instrumentation , Centre for Optical and Electromagnetic Research , Zhejiang University , Hangzhou 310027 , China)
(Received 18 September 2002 ; revised manuscript received 19 October 2002)

Abstract

It has been proved that the magnetoencephalogram-multiple signal classification algorithm has many advantages over the general global optimization methods in localizing current dipoles in a spherically symmetrical conductor head model. Making use of this method , we can tell the total number of current dipoles conveniently and localize those dipoles one by one in a shorter time , simply by calculating generalized eigenvalues of a two- or three-dimensional matrix . In this paper , this method is used to localize the current dipoles in a realistic head shape model. Numerical simulation demonstrates that this algorithm is effective and has great advantages in the localization of multiple dipoles .

Keywords : magnetoencephalogram-multiple signal classification algorithm , realistic head model , multiple current dipoles
PACC : 8740 , 0260 , 4110D

^{*} Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant No.30000034).