

基于贪婪稀疏方法的心脏磁场源重构*

邴璐¹⁾ 王伟远¹⁾ 王永良²⁾ 蒋式勤^{1)†}

1) (同济大学电子与信息工程学院, 控制科学与控制工程系, 上海 201804)

2) (中国科学院上海微系统与信息技术研究所, 上海 200050)

(2012年12月29日收到)

心脏磁场源重构, 即通过人体胸腔表面的磁场阵列测量信号反演产生该磁场的电流源分布, 是一种无创地研究心脏电活动的方法. 本文用线性化方程描述测量磁场与心脏内部电流源的关系, 并通过一种贪婪优化的方法得到了源重构的稀疏解. 通过近似正交化过程和改变迭代算法中原子的选择方式, 降低了优化算法的复杂度, 可在保证源重构精度的情况下, 快速搜索源空间中强度比较大的位置. 文中通过一组正常人的心磁测量数据, 说明了源重构方法的有效性. 这组数据的研究结果表明, 强度大于 65% 的重构电流源的空间移动轨迹与心脏除极和复极电活动的传导过程基本符合. 其 QRS 和 ST-T 段的实测心磁图与重构电流源产生的磁场图的平均拟合优度分别为 99.36% 和 99.78%.

关键词: 心磁图, 逆问题, 稀疏解, 正交匹配追踪

PACS: 87.85.-d, 87.85.Pq, 87.85.Tu, 87.85.Ng

DOI: 10.7498/aps.62.118703

1 引言

研究心脏电活动的方法之一是用人体胸腔表面测量到的心脏磁场数据重构产生该磁场的电流源. 这种方法也被称作心脏电流源重构 (cardiac source reconstruction) 或心电活动的三维磁成像^[1]. 目的是通过心脏电活动的可视图像, 无创地研究其心脏功能与诊断心脏疾病.

心脏磁场与脑磁场的源重构具有相似的理论基础. 一些重要的源重构方法, 比如, 空间滤波法^[2,3]和稀疏分解方法^[4], 最早均用于脑电/磁 (EEG/MEG) 研究. 脑的外部磁场信号是由头颅内特殊部位的细胞电流产生的. 这些特殊部位数量不多, 体积很小. 然而, 心脏内部的细胞电流较为复杂, 电活动的传导机理表明, 它是在心脏内快速传播的^[5]. 因此, 如何建立心脏磁场的数学模型, 如何优化其逆问题求解方法, 如何面向临床应用, 实现心脏电活动可视化, 是当前心磁研究的重点.

理论上, 通常用点状分布的电偶极子模拟心脏

磁场的激励源. 本文采用固定位置的分布源模型, 将计算磁场源参数转化为求解偶极矩的逆问题. 但是, 这种基于分布源模型的线性方程中, 未知源的数量往往超过磁场测点的个数, 理论上没有唯一解. 因此, 需要施加各种约束条件, 并采用优化方法求解^[6,7].

稀疏信号重构是一种通过有限数据求局部能量的优化方法^[8]. 被广泛应用于各种信号估计, 信号分类, 信号处理, 图像压缩和生物医学成像. 简单说, 稀疏信号 (sparse signal) 是指一个信号向量中只有有限个非零元素. 稀疏分解方法 (sparse decomposition) 可以将一组信号在给定变换域 (过完备字典) 中, 通过其中向量的线性组合, 得到信号最稀疏的表达.

1995年, Gorodnitsky 等将一种聚焦欠定系统求解器 (focal underdetermined system solver, FOCUS) 方法引入脑磁的研究^[4]. 他们在加权最小范数解的基础上, 提出了一种逐步加权的迭代优化算法. 即利用上一步估计的源强度, 作为权矩阵的对角线元素, 从而在给定的分布源中

* 国家自然科学基金 (批准号: 60771030)、国家高技术研究发展计划 (批准号: 2008AA02Z308)、上海市重点基础研究发展计划 (批准号: 08JC1421800)、上海市重点学科建设项目 (B004) 和信息功能材料国家重点实验室开放课题资助的课题.

† 通讯作者. E-mail: sqjiang@tongji.edu.cn

挑选出所谓的局部能量最大解或称之为稀疏解. 2005年, Liu等在此基础上提出了具有标准收缩空间的 LORETA-FOCUSS 方法. 他们将 Standard LORETA(sLORETA) 的平滑估计结果作为初值, 再采用 FOCUSS 的迭代权最小化范数, 自动调整源搜索空间, 进行脑电的时空源定位^[9]. 该方法在复杂源和无噪声的情况下获得了很好的定位精度. 2007年, Xu等, 提出了脑电源重构的模迭代稀疏解^[10], 这种方法对于分散的稀疏源有较好的定位能力. 同年, Manoharan等研究了脑磁场源重构的多尺度 FOCUSS 方法, 讨论了动态初值选取对源重构的影响^[11]. 最近, 我们也研究了 FOCUSS 方法, 并提出了一种加入稀疏性模约束条件的方法, 对 FOCUSS 算法作了改进^[12]. 仿真结果表明, 它可以有效地收敛于真实的稀疏源的活动位置, 实现磁场信号的电流源重构.

目前, 在脑源重构中所用的稀疏方法主要有“凸”优化方法和贪婪方法, 其各有优缺点.“凸”优化方法的基础是 l_1 范数最小化约束^[8]. 贪婪方法包括匹配追踪 (MP)^[13] 或正交匹配追踪 (OMP)^[14] 等算法. 凸优化算法的源重构精度较高, 贪婪算法的计算复杂度较低^[15]. 但尚未发现该方法被用于求解心磁逆问题或用于心磁源重构.

本文的工作是用贪婪向量 (或称作原子) 选择的思想和改进后的稀疏分解算法进行心脏磁场信号的源重构. 目的是提高源重构的计算速度和精度, 通过重构稀疏源在三维空间中的移动轨迹, 使心脏电活动可视化, 并揭示心脏除极和复极时电活动的传导.

2 方法

分布电流源产生的磁场可用如下线性方程表示:

$$\mathbf{b} = \mathbf{A}\mathbf{x}, \quad (1)$$

其中, \mathbf{b} 是一个 $M \times 1$ 的向量, 表示用超导量子干涉器记录的 M 个阵列测点上的磁场信号. \mathbf{x} 是 $N \times 1$ 的向量, 为待定的 N 个分布电流源的强度. \mathbf{A} 是一 $M \times N$ 的导联矩阵, 表示分布电流源与磁场测点的关系. 这里 \mathbf{A} 的每一列向量被称作原子. 通常, 测量点个数远远低于源搜索空间的维数, 所以, $M \ll N$, 方程 (1) 是欠定的. 本文通过一种快速贪婪方法得

到了该问题的稀疏解, 即采用改进的正交匹配追踪方法, 快速搜索对应源空间中的局部能量最大解.

2.1 正交匹配追踪方法

正交匹配追踪算法 (orthogonal matching pursuit, OMP)^[14], 是一种贪婪的迭代算法, 是对匹配追踪算法 (matching pursuit, MP)^[13] 的改进. 在 OMP 算法中, 每步迭代都对所选的原子进行 Gram-Schmidt 正交化处理. 即将信号投影到正交原子构成的空间, 并将信号投影后得到的分量和残余分量再次用同样的方法分解. 经 M 次分解后, 该信号被分解为 M 个原子的线性组合. 这样可以对信号的逼近始终保持一个较高的收敛速度, 从而克服了匹配追踪算法收敛较慢的问题^[15].

假设 Γ^n 是方程 (1) 中 \mathbf{x} 的非零元素编号序列, 即 $\Gamma^n = \{i : \mathbf{x}_i \neq 0\}$, 其中, n 表示迭代次数. \mathbf{x}_i 是向量 \mathbf{x} 的第 i 个元素. 同样, \mathbf{A} 的每一列可用 \mathbf{A}_i 表示. 导联矩阵 \mathbf{A} 的子矩阵中满足该条件的列可表示为 \mathbf{A}_{Γ^n} . \mathbf{x} 的子向量用 $\mathbf{x}_{\Gamma^n}^n$ 表示.

在逆问题求解过程中, 我们用正交匹配追踪法计算一个新的近似信号 $\hat{\mathbf{b}}^n$, 再根据当前误差 $\mathbf{r}^n = \mathbf{b} - \hat{\mathbf{b}}^n$ 与列向量 \mathbf{A}_i 的内积:

$$\alpha_i^n = \mathbf{A}_i^T \mathbf{r}^n. \quad (2)$$

选择使 α_i^n 强度最大的新原子, 即

$$i_{\max}^n = \arg \max |\alpha_i^n|, \quad (3)$$

于是,

$$\Gamma^{n+1} = \Gamma^n \cup i_{\max}^n. \quad (4)$$

待求 \mathbf{x} 的子向量满足方程

$$\mathbf{x}_{\Gamma^n}^n = \mathbf{A}_{\Gamma^n}^\dagger \mathbf{b}. \quad (5)$$

2.2 近似正交化过程

对于大规模的线性优化问题, 上述内积计算非常耗时. 我们采用梯度追踪方法替代精确的正交化^[16], 即采用近似正交映射 (方向优化) 的方法. OMP 算法中, 更新电流源强度向量可简单表示为

$$\mathbf{x}^n = \mathbf{x}^{n-1} + a^n \mathbf{d}_{\Gamma^n}, \quad (6)$$

其中, \mathbf{d}_{Γ^n} 表示不同的方向. 当 \mathbf{d}_{Γ^n} 确定后, a^n 也随之确定. 通常有三种方向更新的方法: 梯度更新, 共

轭梯度更新和近似共轭梯度更新^[16]. 共轭梯度指当前方向 \mathbf{d}_{Γ^n} 与前一次方向 $\mathbf{d}_{\Gamma^{n-1}}$ 是共轭关系, 即

$$(\mathbf{d}_{\Gamma^n})^T \mathbf{A}_{\Gamma^n}^T \mathbf{A}_{\Gamma^n} \mathbf{d}_{\Gamma^{n-1}} = 0. \quad (7)$$

可以验证, 本文采用的近似共轭梯度更新方法在计算复杂度方面优于梯度更新, 而且, 其源重构精度与 OMP 方法差别很小. 也就是说, 梯度追踪算法中, 不需要保证余量 \mathbf{r}^n 与被选择的 \mathbf{A} 的列向量的正交性. 这样, 算法每次迭代时可以重新在 \mathbf{A} 中选择原子.

2.3 不同的原子选择过程

在一般的 OMP 算法或标准的梯度追踪算法中, 每次迭代只选择一个原子, 需要多次迭代后才能知道是否出现非零原子. 文献 [17] 中的 Stage-wise OMP (StOMP), 通过给定一个阈值 λ , 使得一次迭代可以选择一个以上的原子:

$$\lambda = t \|\mathbf{r}^{n-1}\|_2 / \sqrt{M}, \quad (8)$$

即选择矩阵 \mathbf{A} 中所有内积大于该阈值的原子:

$$\Gamma^n = \Gamma^{n-1} \cup \{i: |\alpha_i| \geq \lambda\}. \quad (9)$$

(8) 式中, 参数 t 的选择会影响算法的性能, 但是没有具体的选择方法, 甚至当所有内积远低于阈值时, 算法可能失效.

本文中, 由于待重构的电流源的稀疏度是未知的, 所以, 我们在 \mathbf{A} 中选择所有使上述内积最大的原子

$$|\alpha_j| \geq \gamma \max_i |\alpha_i|, \quad (10)$$

其中, γ 为给定参数. 被选择的原子集合定义为

$$\Gamma^n = \Gamma^{n-1} \cup \{i: |\alpha_i| \geq \gamma \max_j |\alpha_j|\}. \quad (11)$$

在 MCG 电流源的稀疏度未知的情况下, 这种原子选择方式也能保证比较精确的源重构.

3 心磁数据的电流源重构

本文用 4 通道超导量子干涉器 (SQUID) 测量到的一组正常人的心脏磁场强度数据, 举例说明了其 QRS 段 (100 ms) 和 ST-T 段 (100 ms) 源重构的计算结果. 图 1 是在人体胸腔表面 $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ 的测量平面上, 经过 9 次测量, 以及数据同步和信号

处理后, 得到的 36 通道的单周期心磁数据. 分别从该数据中截取 QRS 段和 ST-T 段 100 ms 心磁数据.

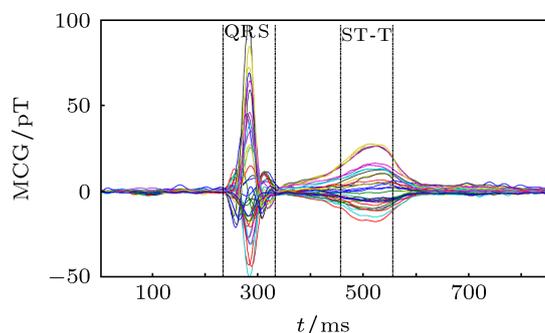


图 1 一组正常人的心脏磁场强度数据 (QRS 段 (234—333 ms); ST-T 段 (457—556 ms))

3.1 用快速贪婪稀疏方法的计算结果

假设在测量平面上有 21×21 个等效的分布电流源. 人体胸腔表面向下沿 Z 方向从 3 cm 到 12.5 cm 分为 20 层, 使整个源空间的分辨率为 $1.0 \times 1.0 \times 0.5 \text{ cm}$. 用快速贪婪稀疏方法计算得到的电流源分布如图 2 和图 4 所示. 图中分别显示了 QRS 段和 ST-T 段中几个时刻的磁场等高线图与稀疏源的对应关系. 其中, 源深度用数字表示, 单位为 cm . 图 3 和图 5 分别是强度为 65% 以上的电流源 (称之为主导电流源) 沿 X, Y, Z 方向随时间变化的运动轨迹和强度变化曲线. 将主导电流源显示在 MRI 图像的 $X-Y$ 平面, $Z-Y$ 平面, $X-Z$ 平面中以便说明主导电流源的相对位置. 图 3 中, QRS 段用实线划分为 begin-Q, Q-R, R-S 和 S-end 四部分, 以便观察该时间段内心脏的电活动, 图 5 中标出了 T 波段的心脏电活动.

由图 2 和图 4 可见, 重构的电流源多数分布在零磁场线附近, 尤其是红色的最强的那个等效电流源. 如图 3(a), (b), (c) 和图 5(a), (b), (c) 所示, 稀疏电流源的空间移动轨迹基本位于源空间范围内, QRS 段电流源的深度变化在 $4\text{--}10 \text{ cm}$ 左右, ST-T 段的变化在 $6\text{--}9 \text{ cm}$ 左右. 由图 3(d), (e), (f) 和图 5(d), (e), (f) 可见, 强度为 65% 以上的稀疏电流源的移动轨迹基本位于心脏中. 由于 QRS 段和 ST-T 段两端的测量信号的信噪较低, 重构的稀疏源中有强度较低的伪电流源. 此外, 由于 $X-Y$ 平面的边界上存在信号插值引起的误差, 所以, 图 2 和图 4 中边界上有重构的伪源^[18].

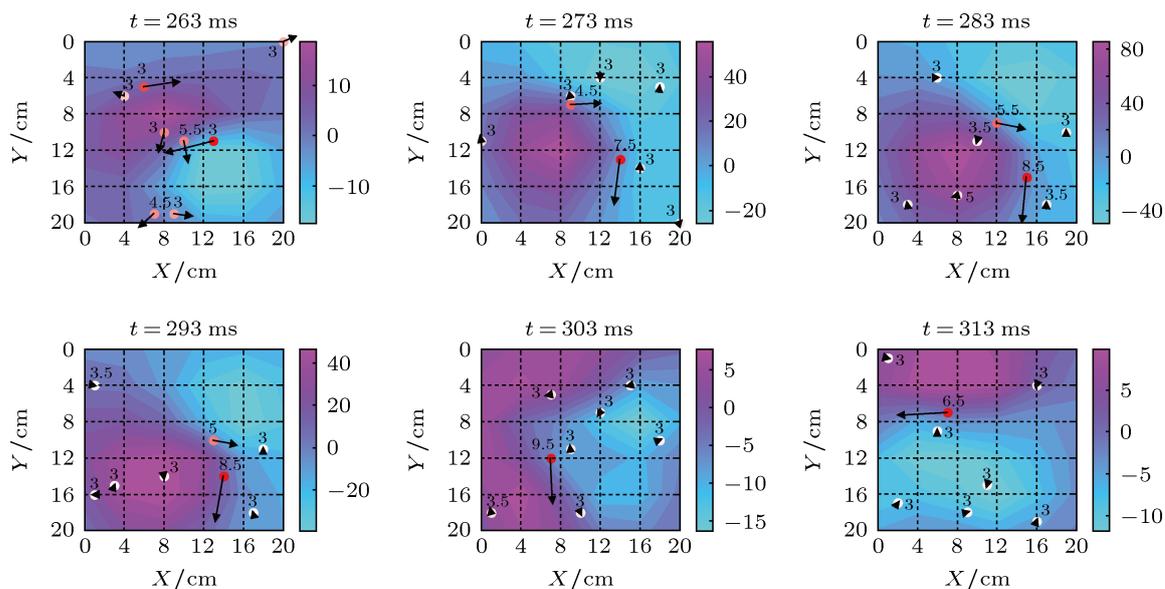


图2 QRS段中各时刻的重构电流源分布与磁场等高线图

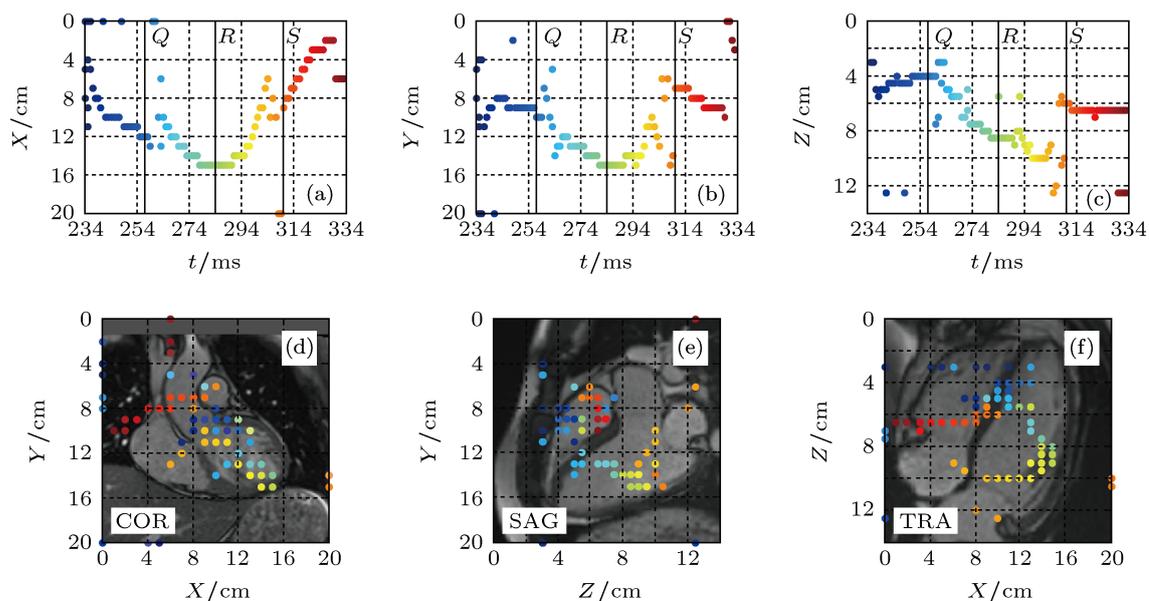


图3 QRS段主导稀疏电流源的空间移动轨迹 (a)沿X方向位置轨迹;(b)沿Y方向位置轨迹;(c)沿Z方向位置轨迹(深度);(d)MRI图像上X-Y平面的电流源轨迹;(e)MRI图像上Z-Y平面的电流源轨迹;(f)MRI图像上X-Z平面电流源轨迹

3.2 源重构的精度

通常用两个指标评价源重构精度^[5]. 指标1是测量磁场信号与重构磁场信号差的平均值. 定义每个时间间隔中重构电流源产生的磁场信号 $\mathbf{b}'(t)$ 与测量信号 $\mathbf{b}(t)$ 差的平均值为

$$\mathbf{b}_D(t) = \frac{1}{M} \sum_{i=0}^{M-1} |\mathbf{b}_i(t) - \mathbf{b}'_i(t)|, \quad (12)$$

其中, i 表示通道, M 表示通道总数.

指标2是测量磁场信号与重构磁场信号差的绝对值与测量信号最大值的比率. 定义测量磁场和

由重构电流源产生的磁场信号差的绝对值与测量信号最大值 \mathbf{b}_{\max} 的比率为

$$\text{err}(t) = \mathbf{b}_D(t) / \mathbf{b}_{\max}. \quad (13)$$

图6和图8中给出了这两个指标的分析结果. 图7和图9分别是QRS段和ST-T段中每间隔4s的测量值和重构的磁场等高线图. 可以看出, 重构的磁场等高线图与测量的等高线图相似. 图10是它们的拟合优度 (goodness of fit, GOF) 随时间变化曲线, 平均拟合优度分别为99.36%和99.78%.

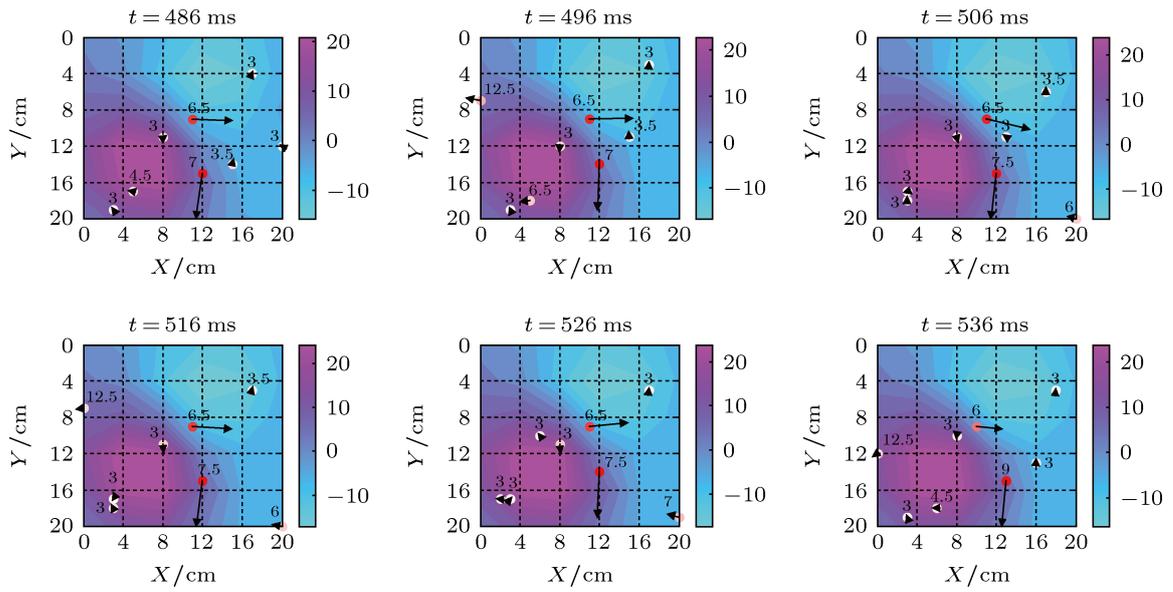


图4 ST-T段各时刻的重构电流源分布与磁场等高线图

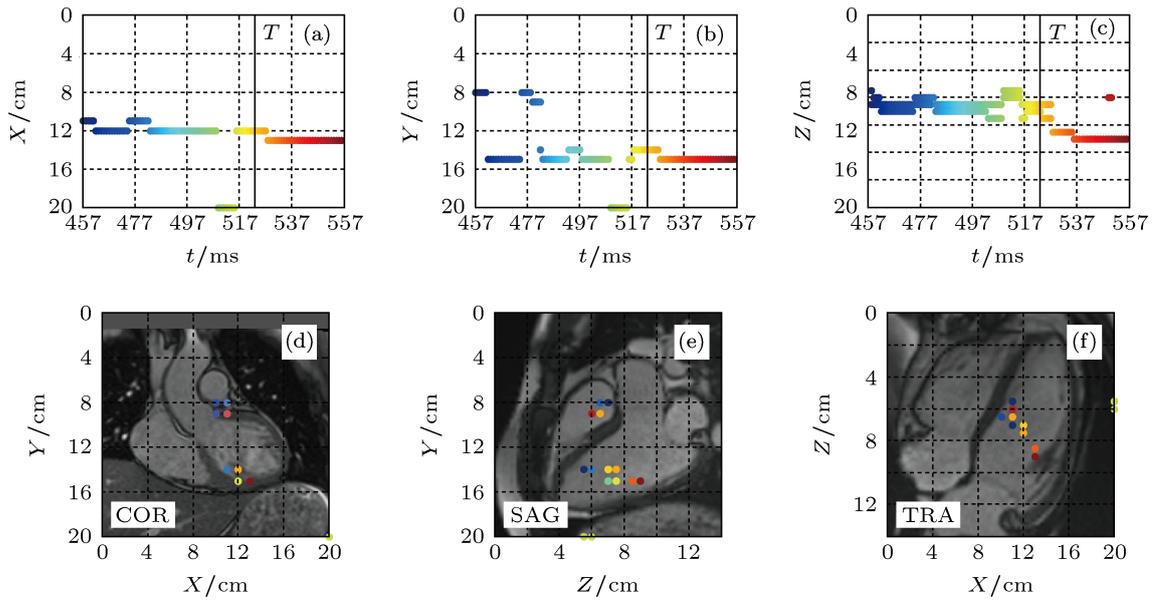


图5 ST-T段主导稀疏电流源的空间移动轨迹 (a)沿X方向位置轨迹;(b)沿Y方向位置轨迹;(c)沿Z方向位置轨迹(深度);(d)MRI图像上X-Y平面的电流源轨迹;(e)MRI图像上Z-Y平面的电流源轨迹;(f)MRI图像上X-Z平面电流源轨迹

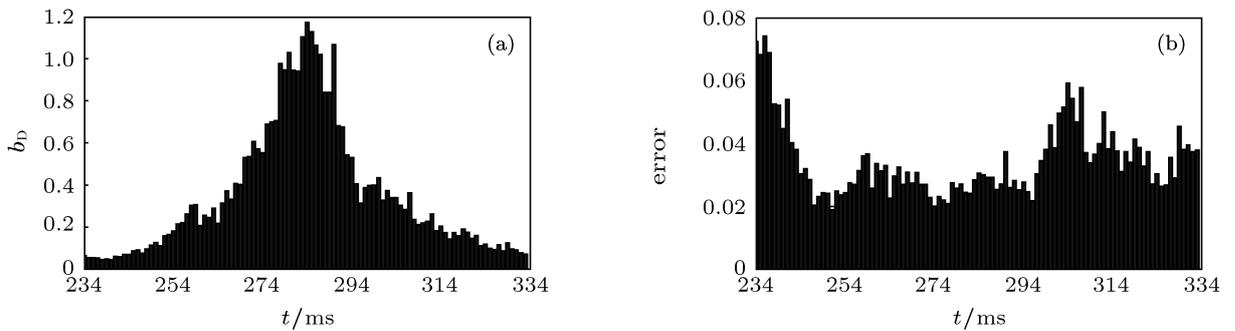


图6 QRS段源重构精度的分析 (a)指标1;(b)指标2

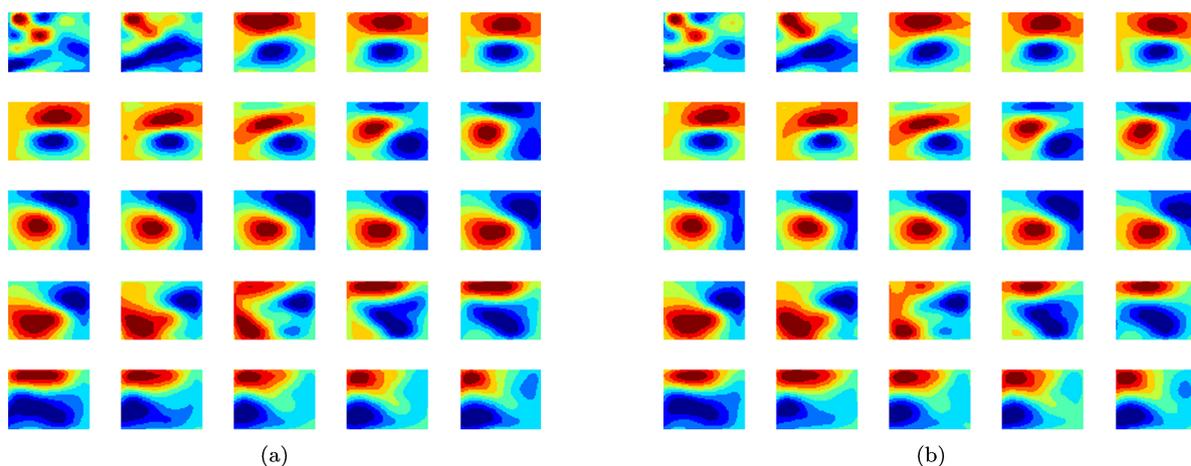


图7 QRS段测量和重构的磁场等高线图 (a) 测量的; (b) 重构的

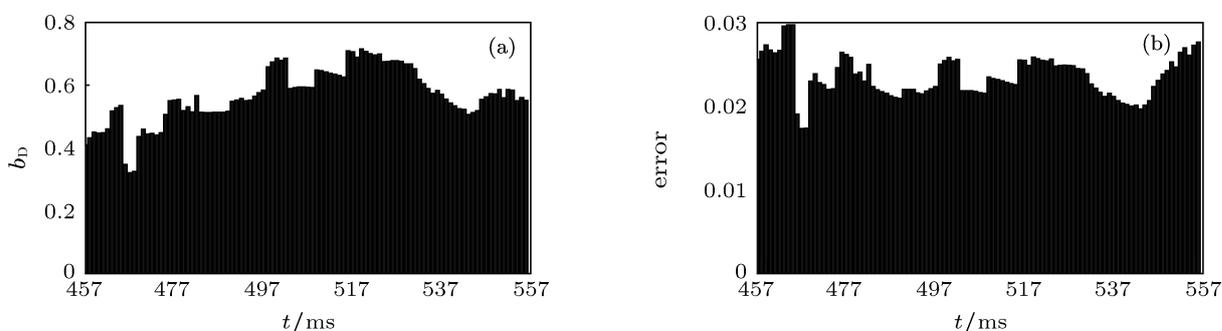


图8 ST-T段源重构精度的分析 (a) 指标1; (b) 指标2

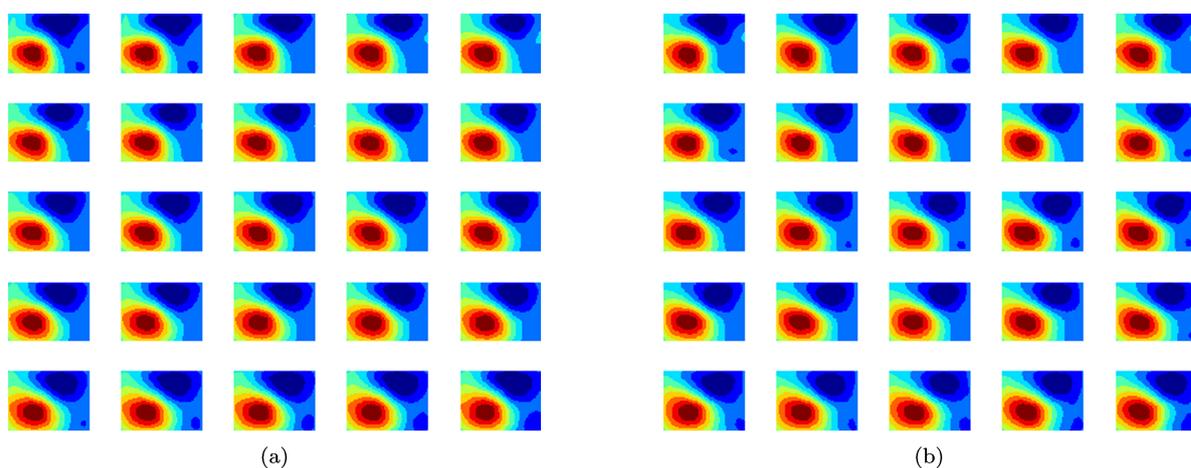


图9 ST-T段测量和重构的磁场等高线图 (a) 测量的; (b) 重构的

4 讨论

4.1 运算速度比较

我们比较了两种源重构算法,即本文给出的快速贪婪稀疏方法和之前的改进 FOCUSS (MFO-

CUSS) 方法^[12],计算一组心磁数据所需要的运算时间,如图11所示.虽然后者导联矩阵 \mathbf{A} 的列数大约是前者的5倍,但是,用快速贪婪稀疏方法比 MFOCUSS 方法的运算速度快得多,所用时间约为 MFOCUSS 的 1/50. 如果计算同样规模的导联矩阵 \mathbf{A} , MFOCUSS 算法可能失效.

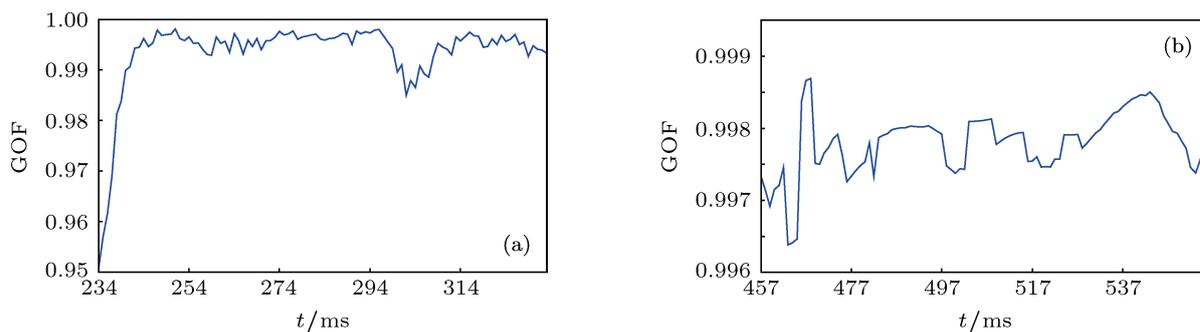


图 10 QRS 段和 ST-T 段测量和重构磁场等高线图的拟合优度 (a) QRS; (b) ST-T

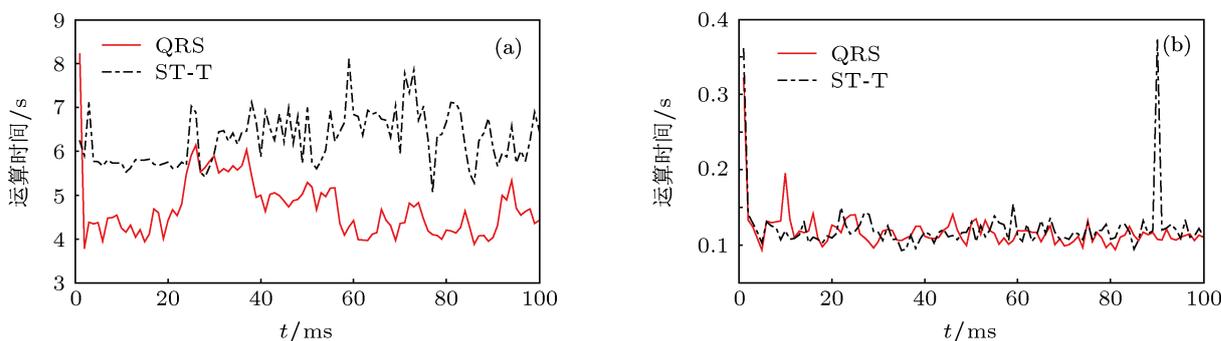


图 11 两种算法的运算时间比较 (a) MFOCUSS 算法; (b) 快速贪婪稀疏算法

FOCUSS 也是一种用来解决线性逆问题的优化方法^[4]. 它通过稀疏约束优化一个 $l_p(p \leq 1)$ 的正则化代价函数, 是一种使得解的能量局部化的迭代过程. 该算法需要选择正则化参数及给出停止条件. 对于特定的应用对象来说这是不容易的. 然而, 本文的贪婪方法的参数可以通过信号稀疏度和计算性能要求综合考虑^[19]. 在选择停止标准时, 两种算法完全不同. 贪婪算法在每次迭代中选择新原子, 可控制稀疏度, 减少误差, 直到满足停止条件. 然而, FOCUSS 算法中, 停止条件仅与代价函数的最小值有关.

4.2 重构电流源的时空分布特点

从图 2 和图 4 中可见, QRS 段和 ST-T 段每个时刻的心磁图中基本都有 2 个较强的电流偶极子, 它们方向不同. 从图 3 中 QRS 段电流源沿 X, Y 和 Z 方向随时间变化的曲线可见, Q 点 (大约 254 ms) 到 R 峰 (大约 284 ms) 约 30 ms. 在除极过程中, 等效电流源从被测量对象胸腔的右上方逐渐向左下方移动, 与左心室兴奋由内向外扩散相对应. 然后, 快速地从左下方逐渐返回右上方, 与兴奋由心尖向心底扩散, 最晚兴奋处在心脏的基底部相对应^[20,21].

该正常人 QRS 段等效电流源深度的变化具有明显特征, 即先是从测量平面以下约 4 cm 处 (对应 Q 点, 约 254 ms) 沿 Z 方向逐渐向下, 达到约 10 cm (对应 S 点, 约 304 ms) 后, 迅速返回约 6 cm 处. 从图 5 中 ST-T 段电流源沿 X 和 Y 方向随时间变化的曲线可见, 大约到 T 峰时刻等效电流源开始向下移动. 该正常人 ST-T 段等效电流源的深度变化在 6 cm 到 9 cm 左右.

4.3 研究限制

本研究中, 所用的导联矩阵 \mathbf{A} 尚不能精确的反映不同个体的胸腔和心脏组织情况, 有待进一步研究与比较. 我们用边界元方法构建的体电导模型进行了数值仿真, 结果说明, 心脏和躯干边界的影响会引起源定位误差, 体电导率的大小也会影响重构电流源的精度. 可能引起的源重构误差有待深入研究.

5 结论

我们用快速贪婪稀疏方法得到了心脏磁场的电流源分布. 与我们前期所用的改进 FOCUSS 方法相比, 在源估计精度大致相当的情况下, 这种新方

法的计算速度有了明显的提高. 我们根据定性分析 QRS 段和 ST-T 段中稀疏源与 MRI 图的对应关系, 稀疏源与磁场等高线图的对应关系, 以及根据测量心脏磁场和用重构电流源产生的磁场等高线图的拟合优度和两个源定位精度指标的定量分析, 验证了这种方法及相关结果的有效性.

因为心脏磁场测量数据的质量直接影响到源重构的结果, 所以, 在评判一组心磁数据是否可利用时, 我们的经验是, 先用多种方法检验该数据是否能够得到相似的源分布结果, 心磁图对应的梯度

图是否存在边界误差等.

本文讨论了正常人 QRS 段和 ST-T 段稀疏电流源的时空分布特点, 分析了心脏除极和复极时最强稀疏源移动轨迹的相关信息. 但是对于典型心脏病人的心脏电活动的研究和统计分析, 尚需一定数量的临床数据和病人资料.

本文作者感谢张懿教授, 谢晓明教授及其团队, 王乐民教授, 罗明教授, 权微微医生和李文生医生为本研究提供的帮助. 感谢中科院上海微系统所和上海瑞金医院对本研究的大力支持.

- [1] He B 2003 *Modeling and Imaging of Bioelectrical Activity: Principles and applications* (Minnesota: Kluwer Academic/Plenum Press)
- [2] Gutierrez D, Nehorai A, Dogandzic A 2006 *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **53** 840
- [3] Moiseev A, Gaspar J M, Schneider J A, Herdman A T 2011 *Neuroimage* **58** 481
- [4] Gorodnitsky I F, George J S, Rao B D 1995 *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* **95** 231
- [5] Melis M D, Tanaka K, Uchikawa Y 2010 *IEEE Transactions on magnetics* **38** 1203
- [6] Michel C M, Murray M 2004 *Clinical Neurophysiology* **115** 2195
- [7] Davis G 1994 *Ph. D. Dissertation* (U.S.A: New York University)
- [8] Chen S S, Donoho D L, Saunders M A 1998 *SIAM Journal of Scientific Computing* **20** 33
- [9] Liu H S, Schimpf P H, Dong G Y, Gao X R, Yang F S, Gao S K 2005 *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **52** 1681
- [10] Xu P, Tian Y, Chen H F, Yao D Z 2007 *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **54** 400
- [11] Manoharana A, Morana J E, Bowyer S M, Mason K M, Tepley N, Smitha B J, Barkley G L 2007 *International Congress Series. Eng.* **1300** 665
- [12] Bing L, Jiang S Q, 2012 *International Conference on System Simulation* Shanghai, China, April 4–6, 2012 p298
- [13] Mallat S, Zhang Z 1993 *IEEE Transactions on Signal Processing* **41** 3397
- [14] Pati Y C, Rezaifar R, Krishnaprasad S 1993 *27th Annum Asilomar Conference on Signals Systems and Computers* California, U.S.A, November 1–3, 1993 p101
- [15] Mallat S, Davis G, Zhang Z 1994 *SPIE Journal of Optical Engineering* **33** 2183
- [16] Blumensath T, Davies M 2008 *IEEE Transactions on Signal Processing* **56** 2370
- [17] Donoho D, Tsaig Y, Drori I, Starck J 2006 *Tech. Rep.* (U.S.A: Stanford University Press)
- [18] Zhu J J, Jiang S Q 2012 *International Conference on System Simulation* Shanghai, China, April 4–6, 2012 p302
- [19] Davies M E, Blumensath T 2008 *Proceedings of the third International Symposium on Communications, Control and Signal Processing* Malta, March 12–14, 2008 p774
- [20] Wang C S 2007 *Cardiac conduction system* (Beijing: Qinghua University Press) p84 (in Chinese) [王成山 2007 心脏传导系统基础与临床 (北京: 清华大学出版社) 第 84 页]
- [21] Yasunaga H, Yasunaga H, Harumizu S, Naomi I, Seiko K, Tohru S, Masayasu H 2002 *Journal of Electrocardiology* **35** p105

MCG source reconstruction based on greedy sparse method*

Bing Lu¹⁾ Wang Wei-Yuan¹⁾ Wang Yong-Liang²⁾ Jiang Shi-Qin^{1)†}

1) (*School of Electronics and Information Engineering, Tongji University, Shanghai 201804, China*)

2) (*Shanghai Institute of Microsystem and Information Technology, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 200050, China*)

(Received 29 December 2012)

Abstract

Current source reconstruction, i.e., reconstructing current dipole distribution through measured array signals of cardiac magnetic field on body surface, is a method for non-invasively study on the heart electrical activity. In this paper, the relationship between measured magnetic signals and current dipole distribution is described by a linear equation, and a sparse solution of current source reconstruction is achieved using a fast greedy method. This method can significantly decrease the computational complexity of orthogonal matching pursuit (OMP) algorithm by means of approximating orthogonalisation and improving the selection vector strategy per iteration. Thereby, the sources with large dipole strength can be fast searched out with high accuracy. A set of magnetocardiogram (MCG) data of normal subject is used to demonstrate the effectiveness of this method that the trajectory of reconstructed dominant sources, whose strengths are more than 65%, is almost consistent with conduction process in depolarization and repolarization. The average goodness of fit (GOFs) of measured MCG and the magnetic field map generated by the reconstructed current sources during QRS complex and ST-T segment are 99.36% and 99.78%, respectively.

Keywords: magnetocardiography (MCG), inverse problem, sparse solution, orthogonal matching pursuit (OMP)

PACS: 87.85.-d, 87.85.Pq, 87.85.Tu, 87.85.Ng

DOI: 10.7498/aps.62.118703

* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 60771030), the National High-Technology Research and Development Program of China (Grant No. 2008AA02Z308), the Shanghai Science and Technology Development Foundation (Grant No. 08JC1421800), the Open Project of State Key Laboratory of Function Materials for Information, and the Shanghai Leading Academic Discipline Project (Grant No. B004).

† Corresponding author. E-mail: sqjiang@tongji.edu.cn