

基准点法和表面匹配法加权结合的 MRI 图像和 EEG 电极的配准

刘 凡, 高上凯, 高小榕

(清华大学电机系生物医学工程研究所, 北京 100084)

摘 要: 融合 EEG 和 MRI 是同时获得高时间分辨率和高空间分辨率的脑功能成像的有效方法. 在融合中必需解决电极与 MRI 图像的配准. 有两种常见的配准方法: 基准点法和表面匹配法. 基准点法的主要缺陷是易受基准点的定位和测量误差的干扰, 而表面匹配法的主要缺陷是需要另一套高精度的测量仪对头皮表面进行扫描. 本文研究了一种加权结合基准点法和表面匹配法的方法, 它不需要对头皮表面作扫描, 而是利用生理基准点和电极位置进行配准. 仿真结果证明了方法的有效性, 且采用生理基准点和电极同时配准的新方法的效果优于用单纯基准点配准或用电极作表面匹配两种方法.

关键词: 核磁共振成像; 脑电图; 融合; 配准

中图分类号: Q63 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2000) 12-0019-03

MRI and EEG Electrode Registration by Weighted Combination of Points and Surface Matching

LIU Fan, GAO Shang-kai, GAO Xiao-rong

(Institute of Biomedical Engineering, Tsinghua University, Beijing 100084, China)

Abstract: Registration of EEG to MRI is an effective way to obtain both high spatial and high temporal resolutions in functional brain imaging. There are two common methods in the registration: fiducial points based matching and surface based matching. The matching based on fiducial points has the difficulties in locating and measuring of fiducial points accurately. Meanwhile, in surface matching, the scalp must be scanned by a high spatial resolution equipment. The aim of this study is to investigate a weighted combination method using electrodes and fiducial points. Simulation results show the effectiveness of the new method. Also, the new weighted combination method has better registration accuracy than that of fiducial points or surface matching using electrodes respectively.

Key words: EEG; MRI; registration; matching

1 引言

脑功能成像作为脑科学和认知科学研究的有力工具, 受到越来越多的研究人员的重视. 目前, 脑功能成像的方法主要有两类: 一类是借助于医学影像设备(如 PET、fMRI)的功能成像; 另一类是基于脑电和/或脑磁信号的成像. 前者的空间分辨率较高, 但时间常数大, 不足以达到在神经科学和某些生理病理研究所要求的毫秒级的时间分辨率. 后者则相反, 空间分辨率不及 MRI 等, 但时间分辨率很高. 由于研究中需要知道脑的功能活动随时间的变化, 基于脑电和/或脑磁成像的研究日趋活跃. 由于脑磁信号很微弱, 难于测量, 其测量仪器昂贵, 所以以脑电为基础, 结合空间分辨率较高的医学成像设备, 进行脑电活动的三维动态成像研究, 是研究人员, 尤其是我国研究人员通常的选择.

最初作 EEG 分析时, 往往忽略头部复杂的外部形状和内部组织结构, 以三层或四层各向同性的同心球近似作为人的头部模型. 随着研究的深入, 根据人的真实头模型研究多通道(如 64 导以上) EEG 信号以得到大脑活动的功能定位的方法得到研究者的公认. 而真实头模型的取得, 一般依靠 CT 和 MRI 技术. 这就产生了如何确定电极在真实头模型上的坐标的问题, 即 CT、MRI 等与 EEG 电极的配准问题. 由于 MRI 的精度比 CT 高, 所以一般倾向于以 MRI 头模型与 EEG 电极做配准.

对电极在 MRI 头模型上的定位, 很多学者已经作了较为深入的研究. 基本的定位方法归纳起来有三种: 基准点法、电极可视化法和表面匹配法.

基准点法是三种方法中提出最早和应用最广泛的一种电

极定位方法. 其基本思路是在头部找数个生理基准点或在头部周围制造数个外部基准点, 这些点既可以在 MRI 中显示出来, 又可以在测量 EEG 电极位置时被精确测量. 当把这些点在 MRI 中位置和 EEG 测量中得到的位置配准后, 就可以得到 MRI 头模型中 EEG 电极的位置了. 典型的生理基准点是鼻根、鼻尖、左右耳廓周点、Pz 和枕外隆凸尖等处. 因为电极在 MRI 中的位置取决于基准点的配准, 所以基准点的选取和基准点的测量就必须精确.

Williamson^[1]设计了一个定点器 (pointer) 用于测量基准点的坐标, 其测量误差小于 0.4mm. 所以用定点器测量基准点的精度实际上取决于能否将定点器准确地放在基准点上, 可惜 Williamson 未能给出最后的 MRI 和 EEG 的配准结果. 另一方面 Myslobodsky^[2]通过实验发现人们对基准点的定位误差实际上较大. 其中鼻根和 Pz 的定位精度较高, 枕外隆凸尖、Oz、O1、O2 的定位精度较差, 至少有 30% 的受试者的枕外隆凸尖甚至无法识别. 这个结果与 Towle^[3]的结果一致. 这说明可供选用的基准点的数目比较有限.

考虑到上述因素, 有的学者如 Singh^[4]采用在头部周围制造外部基准点的方法提高基准点的识别精度和测量精度, 其操作原则是固定头部与基准点的相对位置, 再做 MRI 和 EEG 测量. 由于基准点是人为制造出来的, 无论在 MRI 图像中还是在 EEG 测量中都易识别、易定位, 而且定位精度高, 从而达到高精度电极定位的目的. 除了少数受试者不适应外, 人造基准点方法的主要缺陷在于产生这些基准点不方便, 不适于大量采用, 而且距离外部基准点较远的地方, 定位精度会降低.

电极可视化方法的思路较为简单: 在受试者安放电极位置处放置小物体^[5,6], 或者戴着电极帽^[7,8]做 MRI 以便直接在 MRI 图像中显示电极的位置, 从而避免将 MRI 头模型和 EEG 电极做配准的处理. 但是每次做 EEG 时都须做一次 MRI 以得到 MRI 中电极的位置, 而且当电极数目较多时, 极少见到报道, 其原因可能是当电极数目较多时不方便使电极可视化.

表面匹配法的思路是: 在做 EEG 测量时, 对受试者头皮做数字化以得到头皮表面, 再将该头皮表面与 MRI 头皮表面做配准. 该方法精度较高, 但是有三个缺陷: 一是需要另一套高精度的仪器对头表面做数字化^[9], 使得融合成本大大提高; 二是得到头表面以后, 需要对构成头表面的数据进行筛选, 去掉其中不适合于用配准的点^[10], 这就会使工作量增加; 三是表面配准容易得到局部最优值而不是全局最优值^[11]. 随着测量 EEG 的电极数目不断增多 (64-256), 电极有构成头表面的趋势. Gevins^[12]在实验中将 124 个电极和另测的若干个点直接与 MRI 头表面做表面匹配, 配准误差均值在 2mm 以内. 显然在可选的基准点较少的情况下将基准点和表面匹配结合起来有可能使得融合效果更好. Maurer^[13,14]将基准点法和表面匹配法结合起来并作加权处理用于指导临床开颅手术, 使得融合效果比单独使用基准点和表面匹配都要好, 但是为了达到高精度配准, 必须使用植入颅骨的塑料柱作为基准点, 生理基准点只能用于初步配准. 这对于 EEG 和 MRI 的融合几乎是无法接受的. 本文将基准点配准和表面匹配的加权结合思路引入 EEG 和 MRI 的融合, 但只使用生理基准点和电极. 从仿

真结果看, 在只使用电极和生理基准点的条件下, 其配准效果优于单纯的基准点法或用电极做表面匹配两种方法.

2 方法

设从 MRI 得到的基准点由点集 $\{m_i\}$ 构成, $i = 1, 2, \dots, N$; 头表面由点集 $\{Y_j\}$ 构成, $j = 1, 2, \dots, L$; 从其它方法如电磁感应式探针得到的基准点由点集 $\{e_i\}$ 构成, $i = 1, 2, \dots, N$; 电极由点集 $\{p_j\}$ 构成, $j = 1, 2, \dots, M$. EEG 电极和 MRI 配准的目标是求旋转矩阵 R 和平移向量 t , 使下式最小:

$$d = \sum_{i=1}^N \|m_i - R \cdot e_i - t\|^2 + w^2 \sum_{j=1}^M \|y_j - R \cdot p_j - t\|^2 \quad (1)$$

式中, y_j 是头表面 $\{y_j\}$ 中距离点 $(R \cdot p_j + t)$ 最近的点, w^2 是表面匹配的权重, $w > 0$ 是标量. 上式第一项代表基准点间的配准, 第二项代表表面匹配.

如果对 $\{e_i\}$ 和 $\{p_j\}$ 做预处理 (如用基准点法先做一次配准), 使得 t 为零向量或接近于零向量, 则式 (1) 可进一步改写为式 (2).

$$d = \sum_{i=1}^N \|m_i - R \cdot e_i - t\|^2 + \sum_{j=1}^M \|w y_j - R \cdot w p_j - t\|^2 - (w-1) \|t\|^2 \approx \sum_{i=1}^{N+M} \|\hat{m}'_i - R \cdot (\hat{e}'_i) - t\|^2 \quad (2)$$

式中,

$$\hat{e}'_i = \begin{cases} e_i, & i = 1, 2, \dots, N \\ w p_i, & i = N+1, \dots, N+M \end{cases}$$

$$\hat{m}'_i = \begin{cases} m_i, & i = 1, 2, \dots, N \\ w y_i, & i = N+1, \dots, N+M \end{cases}$$

考虑到 $\{y_j\}$ 是不确定的, 采用 ICP 迭代算法^[11]求解式 (2). ICP 算法中每一次迭代都采用 SVD 方法^[15]计算. ICP 算法一定会收敛到一个局部最优解, 所以当用基准点法将电极移动到全局最优解附近时, 用 ICP 方法可能使式 (2) 收敛到全局最优解. 具体算法如下:

(1) 初始化 MRI 基准点 $\{m_i\}$, 头表面 $\{y_j\}$, 从其它方法得到的基准点 $\{e_i\}$, 电极 $\{p_j\}$, 迭代次数上限 lmt , 迭代误差容限 ε , 权重 w^2 , 迭代次数 $k = 1$, $d(0) = 0$;

(2) 用基准点法将电极和基准点配准到 MRI 头表面附近, $d(1) = d$;

(3) 当 $k < lmt$ 且 $\text{absolute}(d(k) - d(k-1)) > \varepsilon$, 重新计算 y_j , \hat{m}'_i 和 \hat{e}'_i , 用 SVD 法计算 R 和 t 根据 R 和 t 移动 $\{e_i\}$ 和 $\{p_j\}$, $k = k + 1$, 计算 $d(k) = d$;

(4) 输出结果 $\{e_i\}$ 和 $\{p_j\}$

3 仿真结果

实验所用的真实头模型如图 1 所示. 基准点是鼻根、左右耳廓周点和 0-2 个其它点 (鼻尖、Pz 或牙齿). 把牙齿作为基准点是考虑到它符合基准点本身应该容易识别、不易变形的特点, 所以纳入实验中考察它是否有助于改善配准效果. 参与配准的电极有 64 个, 头皮表面的数据点共 10231 个, 为了加快计算速度, 舍去耳朵和眉眶以下的点, 实际参与运算的为 5321 个. 考虑到头表面的点比较密, 而且随着技术的进步, 将

来得到的头表面的点将越来越密, 所以直接将 y_i 选取为头表面的点. 把 MRI 中未加噪时的基准点和电极统记为 Y_0 , 加噪后的基准点和电极统记为 Y ; EEG 中未加噪时的基准点和电极统记为 X_0 , 加噪后的基准点和电极统记为 X . 实验时 Y_0 和 X_0 取同样的值, 因为两者的值本来就相同. 然后分别对 Y_0 施加噪声得到 Y , 使之模拟 MRI 中对基准点的识别, 对 X_0 施加噪声得到 X 并把 X 做旋转和平移使之模拟在 EEG 中对基准点和电极的识别和测量. 对某一点施加噪声的方法是对它在 x, y, z 三个方向上的坐标分别迭加 $N(0, 1)$ 的白噪. 再使用第 II 节介绍的方法做配准. 考察配准后的电极与 X_0 的误差, 称该误差为配准误差. w 的取值是根据电极配准误差的 RMS 和 w 的关系确定的(图 2). 图 2 表达了在基准点取鼻根、左右耳廓周点和鼻尖时 100 次仿真实验中电极配准误差的 RMS 平均值和 w 的关系, 从图中明显看出当 w 取 1.1 时 RMS 达到最小. 这与假设也是相符的: 当 w 的取值接近于 1 时, $(w - 1)$ 的值接近于零, 所以误差较小.

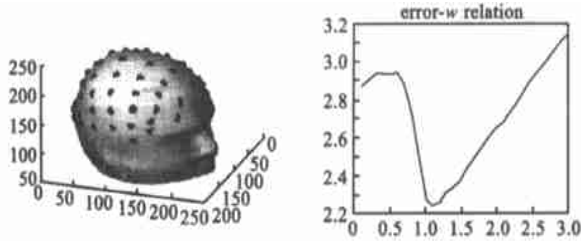


图 1 头模型 图 2 电极配准误差 RMS 和 w 的关系

表 1 1000 次仿真实验的电极配准误差的平均结果 $w = 1.1$

单位: mm

另加的基准点	基准点法配准误差 $\ X - Y_0\ $		表面匹配法配准误差 $\ X - Y_0\ $		加权法配准误差 $\ X - Y_0\ $	
	均值	RMS	均值	RMS	均值	RMS
(无)	4.7306	4.9139	4.1632	4.3891	3.2909	3.4969
鼻尖	2.7398	2.9230	2.3201	2.4995	2.0635	2.2322
牙齿	2.7117	2.8904	2.2984	2.4767	2.0327	2.1999
Pz	2.2604	2.4274	1.9040	2.0682	1.8843	2.0460
鼻尖、牙齿	2.6883	2.8664	2.2461	2.4215	1.9716	2.1343
鼻尖、Pz	2.2163	2.3826	1.8625	2.0252	1.8284	1.9878
牙齿、Pz	2.2275	2.3919	1.8703	2.0330	1.8168	1.9747

表 1 是实验结果. 所有数据都是 1000 次实验的平均值, 单位是 mm. 可以看到, 实验中如果只取 3 个基准点(鼻根、左右耳廓周点), 误差大于其它几种另外基准点的情形. 牙齿、Pz 和鼻尖各自对配准精度的影响大体相当, 而把它们两两组合后则鼻尖和牙齿的组合效果稍差, 这可能是因为鼻尖和牙齿的距离较近所致. 这个结果说明如果能够精确测量牙齿的位置, 也可以将牙齿视为基准点.

4 结论

仿真结果说明, 采用基准点法时, 只用 3 个生理基准点, 实际的配准误差可能较大. 如果可能, 至少应使用 4 个或 4 个以上的基准点作配准. 如果能精确测量牙齿的坐标, 可以将其视为基准点. 将基准点法和表面匹配法相结合可以有效提高

电极的配准精度. Maurel^[13] 采用了几种方法做配准, 其中头皮表面和一个基准点相结合的方法与本文的配准方法具有可比性. 他的误差均值是 2.2mm, 方差是 1.0mm. 这个结果与本文中电极和四个基准点做加权结合的结果大体一致, 而稍逊于电极和五个基准点做加权结合的结果. 可见单个生理基准点的识别和测量精度虽不及植入式基准点, 但是采用四个或四个以上的生理基准点可以弥补其精度的不足, 从而既避免对肌体的损伤又达到高精度的配准效果.

致谢 头模型和电极位置等数据由 University of Pittsburgh 的孙民贵博士提供, 特此感谢.

作者简介:



刘 凡 1992 年毕业于西北工业大学自动控制系, 获硕士学位. 1998 年入清华大学就读博士学位, 从事生物医学图像处理和信号处理领域的研究工作.



高上凯 1946 年生. 1970 年毕业于清华大学, 现为清华大学电机系生物医学工程专业教授、博士生导师, 中国电子学会生物医学电子学分会副主任委员, IEEE 高级会员. 主要的研究领域是生物医学信号处理、医学图像及医学超声工程.



高小榕 1963 年生. 1986 年毕业于浙江大学科学仪器系, 获工学学士学位, 1989 年获北京协和医科大学医学硕士学位, 1992 年获清华大学工学博士学位. 现任清华大学电机系生物医学工程专业副教授. 主要研究领域是生物医学信号处理、医学图像及医学信息学.

参考文献:

[1] S. J. Williamson and Zh. L. Lu. Advantages and limitations of magnetic source imaging [J]. Brain Topography, 1991, 4: 169- 180.

[2] M. S. Myslobodsky and J. Bar Ziv. Locations of occipital EEG electrodes verified by computed tomography [J]. Electroencephalography and clinical Neurophysiology, 1989, 72: 362- 366.

[3] V. L. Towle and J. Bolanos. The spatial location of EEG electrodes: locating the best fitting sphere relative to cortical anatomy [J]. Electroencephalography and clinical Neurophysiology, 1993, 86: 1- 6.

[4] K. D. Singh and L. E. Holliday. Evaluation of MRF MEG/EEG coregistration strategies using Monte Carlo simulation [J]. Electroencephalography and clinical Neurophysiology, 1997, 102: 81- 85.

(下转第 24 页)

稳定的. 因此雷达系统可以用这个方法实现距离跟踪.

3 总结

本文将高分辨雷达所得的波形采用子波变换方法, 得到其低频分量, 然后再将此子波变换波形实现距离跟踪. 此时, 不破坏其高分辨特性, 又充分得用其窄带跟踪的、稳定的、可靠的跟踪技术. 利用本方法可以省去窄带系统, 又可以提高测量距离的精度.

参考文献:

- [1] B. D. Steinberg. Microwave imaging of aircraft [J]. IEEE, Dec. 1998, 76(12).
- [2] D. Barton. Radar System Design Analysis [M]. 1962.
- [3] P. K. Skolnik. Radar Handbook [M]. 1995.
- [4] P. K. Hughes. High resolution radar detection strategy [J]. IEEE, Sep. 1983, AES-19(5).
- [5] A. Farine. High resolution radar for enhanced target detection [C]. Intem, Radar. 92.
- [6] CIE/R 中国电子学会雷达分会. 雷达目标成像技术交流讨论会论文集 [C]. 1995, 11, 北京.
- [7] 陆林根. 高分辨雷达的目标自动检测器 [J]. 电子科学学刊, 1997, 3, 195.

- [8] P. M. Bentley. Wavelet transforms an introduction [J]. ECE Journal. 1994(8): 175- 186.
- [9] I. Danbeches. The wavelet transforms time-frequency localization and signal analysis [J]. IEEE, 11. 1990, 36: 961- 1005.
- [10] 方子文, 沈庭芝, 朱少娟. 子波变换新方法 [J]. 系统工程与电子技术, 1998, 11: 11- 14.
- [11] 毛京红. 用子波变换提取目标回波波形特征 [J]. 系统工程与电子技术, 1996, 3: 16.
- [12] 焦季成, 保铮. 子波理论及其应用 [J]. 系统工程与电子技术, 1993, 11.

作者简介:



陆林根 1936年生, 1960年毕业于苏联列宁格勒电工学院. 现任中国电子学会会士、电子学会理事和雷达委员会副主任、IEEE高级会员. 主要从事雷达信号处理和系统设计的工作. 发表论文40多篇, 获航天部部级科技进步成果一、二等奖、国家科研成果三等奖. 1989年评为研究员.

(上接第21页)

- [4] K. D. Singh and L. E. Holliday. Evaluation of MRfMEG/ EEG coregistration strategies using Monte Carlo simulation [J]. Electroencephalography and clinical Neurophysiology, 1997, 102: 81- 85.
- [5] T. D. Lagerlund and F. W. Shabrough. Determination of 10- 20 system electrode locations using magnetic resonance image scanning with markers [J]. Electroencephalography and clinical Neurophysiology, 1993, 86: 7- 14.
- [6] H. Buchner and M. Fuchs. Source analysis of median nerve and finger stimulated somatosensory evoked potentials: multichannel simultaneous recording of electric and magnetic fields combined with 3d MR tomography [J]. Brain topography, 1994, 6(4): 299- 310.
- [7] Seung Schik Yoo and C. R. G. Guttman. 3D Localization of surface 10 ~ 20 EEG electrodes on high resolution anatomical MR images [J]. Electroencephalography and clinical Neurophysiology, 1997, 102: 335- 339.
- [8] J. R. Ives and S. Warach. Monitoring the patients' EEG during echo planar MRI [J]. Electroencephalography and clinical Neurophysiology, 1993, 87: 417- 420.
- [9] H.-J. Huppertz and M. Otte. Estimation of the accuracy of a surface matching technique for registration of EEG and MRI data [J]. Elec-

- troencephalography and clinical Neurophysiology, 1998, 106: 409 - 415.
- [10] B. Wang, C. Toro. Head surface digitization and registration: a method for mapping positions on the head onto magnetic resonance images [J]. Brain topography, 1994, 6(3): 185- 192.
- [11] P. J. Besl and N. D. McKay. A method for registration of 3-D shapes [J]. IEEE transactions on Pattern analysis and machine intelligence, 1992, 14: 239- 256.
- [12] A. G. evins and P. Brickett. Beyond topographic mapping: towards functional anatomical imaging with 124 channel EEGs and 3-d MRIs [J]. Brain topography, 1990, 3(1): 53- 64.
- [13] C. R. Maurer, Jr and G. B. Aboutanos. Registration of 3-D images using weighted geometrical features [J]. IEEE transactions on medical imaging, 1996, 15(6): 836- 849.
- [14] C. R. Maurer, Jr and R. J. Maciunas. Registration of head CT images to physical space using a weighted combination of points and surfaces [J]. IEEE transactions on medical imaging, 1998, 17(5): 753- 761.
- [15] S. Umeyama. Least squares estimation of transformation parameters between point patterns [J]. IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence, 1991, 13(4): 376- 380.