

利用单通道高温超导磁梯度计获取心磁地图*

马 平 姚 坤 谢飞翔 张升原 邓 鹏 何东风
张 凡 刘乐园 聂瑞娟 王福仁 王守证 戴远东

(人工微结构和介观物理国家重点实验室, 北京大学物理系, 北京 100871)

(2001 年 7 月 20 日收到 2001 年 8 月 9 日收到修改稿)

根据自己研制的单通道高温超导 rf SQUID 磁梯度计在人体胸前测得的高信噪比的心磁信号, 通过线性插值和高阶拟合, 获得了人体心脏的一系列时序等强磁场地图, 为高温超导 SQUID 磁强计、梯度计的心磁测量用于心脏病早期诊断和病理研究的进一步开展提供了思路 and 方向.

关键词: 射频高温超导量子干涉器, 磁梯度计, 磁强计, 心磁地图

PACC: 0755, 8780, 8740

1 引 言

生物磁的研究是近年来人们非常关心的课题, 如有人研究红条毛肤石鳖齿舌的磁性^[1]. 对人类而言, 心脏的磁场更是受到了较大的关注. 为了提高人类的生活质量, 医学界对早期心肌缺血的诊断方法的研究非常重视. 普遍认为, 早期的轻微心肌缺血会转化为严重心肌缺血, 进而导致心肌坏死, 是产生心肌梗塞的重要原因. 临床上, 心肌缺血的诊断可采用核磁共振成像、放射性同位素心肌灌注和心电图 (ECG) 等方法. 但前两种方法属于有损检测且非常昂贵, 而早期轻微心肌缺血在心电图上也很难判断. 更严重的是, 患有早期轻微心肌缺血的病人与正常人一样, 通常无任何不舒适的症状, 这就造成了诊断和治疗的延误. 与心电图相比, 心磁图 (MCG) 在这方面有它的独到优势.

由于用超导量子干涉仪 (SQUID) 制成的磁强计的灵敏度很高, 用它采集到的 MCG 信号中所包含的反映心脏工作状态的信息, 要比从通常的 ECG 信号中得到的信息丰富得多^[2]. 与传统的 ECG 研究一样, 早期心磁研究主要涉及基本心磁信号的提取和简单分析. 而心磁地图是在传统 MCG 的基础之上发展起来的新的心脏电生理研究、诊断技术. 其方法是通过高灵敏度的 SQUID 磁传感器获取人体心

脏电生理活动产生的心磁信息, 用时序等强度磁场图来反映心磁信号随时间与空间变化的基本特征, 从而比 ECG 更全面地反映心脏电生理活动的动态过程, 可以为心肌缺血的早期诊断提供重要而且直观的依据. 国外这方面的研究工作刚刚开始, 但已经取得比较大进展^[3]. 最近我们也开展了这方面的研究工作.

2 实验方法

人体心磁信号测量采用我们自己研制的单通道高温超导 rf SQUID 磁梯度计^[4].

测量地点选在北京大学昌平园区, 目的是尽量避免外界环境的电磁干扰.

采用与心电测量类似的分区方法将前胸分为 $4\text{cm} \times 4.5\text{cm}$ 的 16 个小区, 依次将 SQUID 梯度计探头放置在选定的每相邻的四个小区的中心, 分别测量各点的 MCG 信号, 如图 1 所示. 其中 P_1 点位于胸骨右缘第 3 肋间; P_2 点位于胸骨右缘第 4 肋间, 它相当于心电图的 V_1 导联; P_3 点放在胸骨右缘, 与 P_9 同一水平面; P_4 点在胸骨左缘第 3 肋间; P_5 点在胸骨左缘第 4 肋间, 它相当于心电图的 V_2 导联; P_6 点位于胸骨左缘, 与 P_9 同一水平面; P_7 点位于左锁骨中线, 与 P_1, P_4 处于同一水平面; P_8 置于左

* 国家高技术研究发展计划 (批准号: 863-CD050101) 和国家重点基础研究 (973) 专项经费 (批准号: G1999064609, G1999064607) 资助的课题.

锁骨中线,与 P_2, P_5 同一水平面; P_9 点在左锁骨中第 5 肋间 相当于心电图的 V_4 导联.

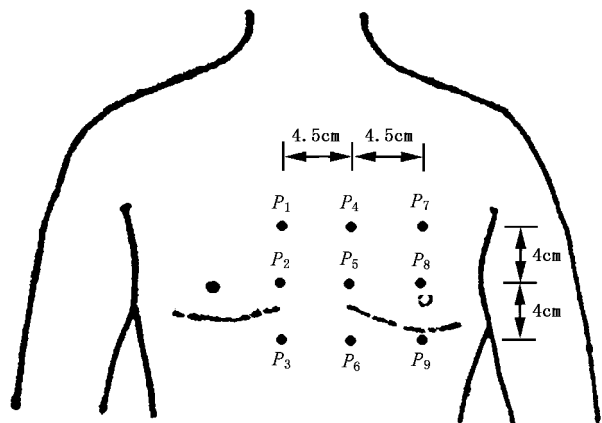


图 1 人体胸前心磁测量点位示意图

3 数据处理和结果讨论

我们采用自己研制的单通道高温超导 SQUID 磁梯度计,成功地测得了与 ECG 信号相对应的 MCG 信号,记录到的 P, Q, R, S, T 磁波信噪比高达 $120^{[4]}$. 研究发现,在我们记录到的 MCG 信号中,波形轮廓几乎与 ECG 完全相同. 其中,还得到了一件常规 ECG 记录中没有的、未知信号的事例,但目前我们还不能仅据此就判定该信号与何种心脏活动相

对应,以证明从 MCG 信号中能获取比传统 ECG 测量更多的信息. 这和国外多数类似研究一样,主要是由于实际测试的次数太少或者是由于我们的 SQUID 梯度计灵敏度还不够高等原因.

图 2 是我们在人体胸前的 P_1-P_9 这 9 个点测得的 MCG 信号,它们是经过 100 次平均后得到的结果.

根据以上测得的 MCG 信号,采用线性插值方法,得到胸前测量区域内心脏磁场等强度图即心磁地图.

图 3 给出了某例正常人一个心动周期中不同时刻 MCG 信号的时序等磁地图. 由于实验技术和测试条件等原因的限制,作为初步研究,我们目前仅关心 MCG 信号中 R 波的相对大小和移动走向等基本特征. 因此,时序等磁地图的起始时间以 P_1-P_9 点的 R 波段为起点,将正常人的一个心动周期平均分割为 n 份,通过线性插值和高阶拟合,得到如图 3 所示的时序等强磁场地图. 这与国外类似测量结果^[5]相一致.

众所周知,包括兴奋、传播和恢复在内的心脏电生理活动的宏观异常心电、心磁表现非常复杂. 这种复杂性既产生于复杂的场源关系,但同时也与缺血心肌或其他心脏病理变化导致的动力学过程紊乱有关. 因此,根据得到的心脏磁场信号,在建立了合理的心脏工作如何产生磁场的模型的基础上,就可以利用心磁地图来反演,从三维空间上对心脏每一

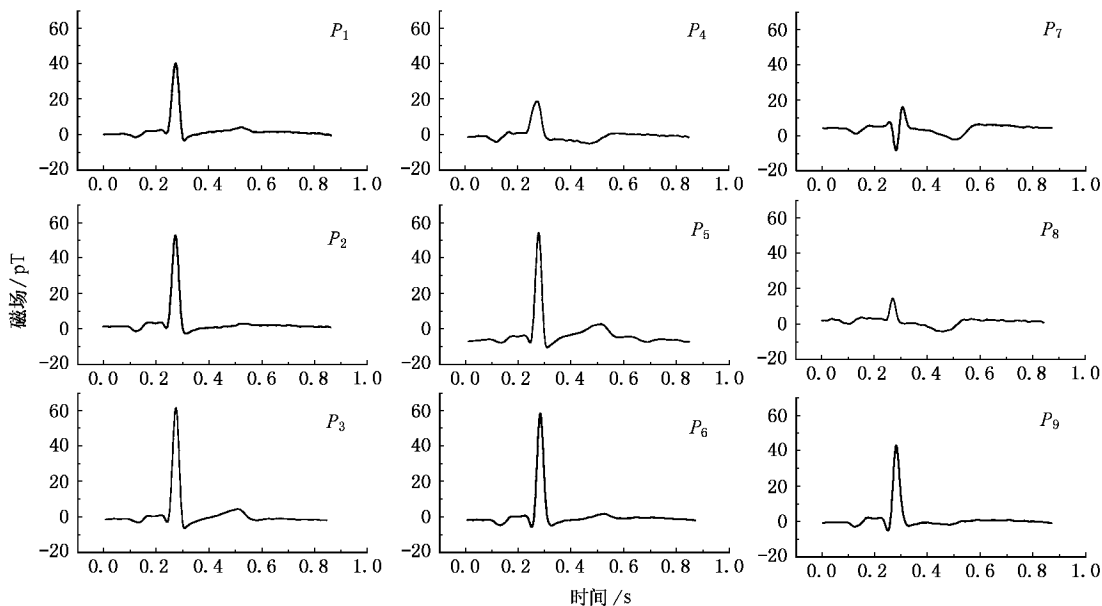


图 2 人体胸前 P_1-P_9 点的心磁图

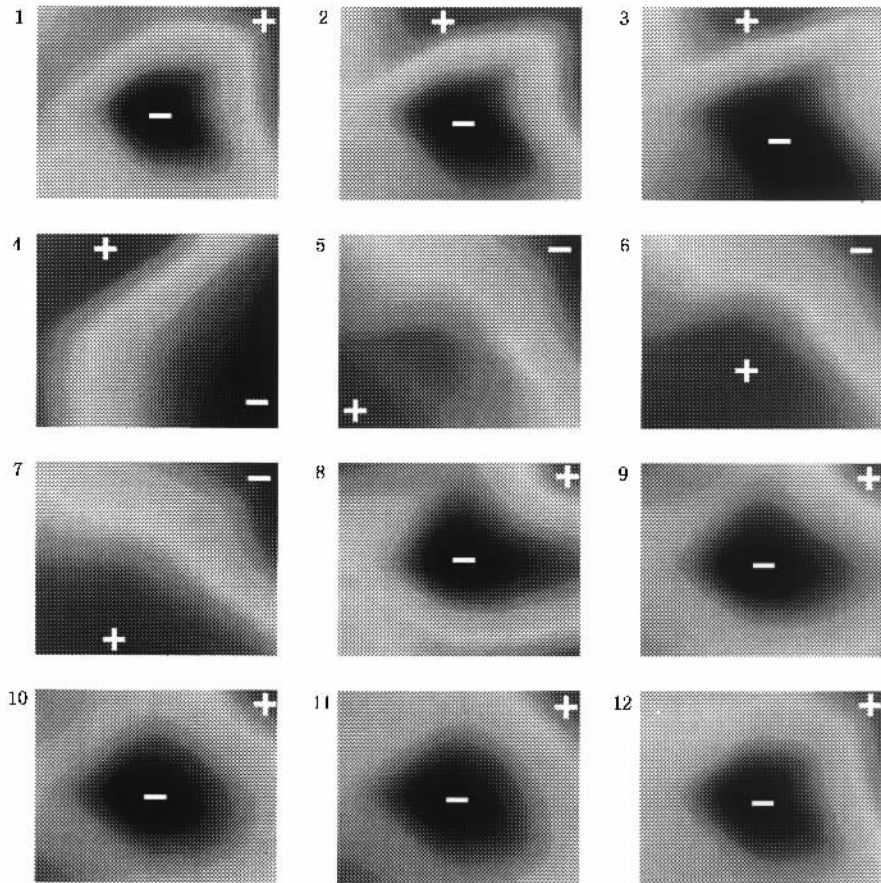


图 3 正常人一个心动周期中不同时刻 MCG 信号的时序等磁地图

部位对心磁地图的贡献做出正确判断,从而通过心磁地图直观地给出对应的心脏病变部位.目前,已经有国外的研究表明^[5],MCG 地图提供的在三维定位上的空间分辨率可达几毫米,并且,这种准确度还可以通过更复杂的软件做进一步的改进和提高.因而,时序 MCG 地图应该可以作为无损检测、诊断心肌病症的理想的手段.

4 结 论

在用单通道高温超导 rf SQUID 磁梯度计获得了

高信噪比的 MCG 信号的基础上,通过线性插值和高阶拟合,成功地得到了人体心脏的一系列时序等强磁场地图,为高温超导 SQUID 磁强计、梯度计的心磁测量用于心脏病早期诊断和病理研究的进一步开展提供了思路 and 方向.应该指出,心脏是一个极其复杂的系统,由于受到各个相关学科发展和物理模型建立等因素的制约,我们现在的这个工作还仅仅是一个开头.

- [1] Zhao J G , Wen G H , Liu C L , Liu C H and Zhan W S 1999 *Acta Phys. Sin.* **48** 973 [in Chinese] 赵见高、温戈辉、刘传林、刘承华、詹文山 1999 *物理学报* **48** 973]
- [2] Wikswo J and Barach J P 1982 *J. Theor. Biol.* **95** 721
- [3] Chaikovsky I , Llutay M , Sosnitzky V *et al* 2000 *Proc. BIOMAG96* (Aine C J *et al* editors) Springer , NY) 444

- [4] Zhang F , He D F , Xie F X , Ma P , Wang S Z , Dai Y D , Wang S G , Chen W C and Wang Z Q 1999 *J. Low-Temp. Phys.* **21** 447 [in Chinese] 张凡、何东风、谢飞翔、马平、王守证、戴远东、王世光、陈惟昌、王自强 1999 *低温物理学报* **21** 447]
- [5] Fenici R , Pesola K , Korhonen P *et al* 1998 *PACE* **21** 2492

Achieving magnetocardiography map by using a single channel high T_C rf SQUID gradiometer *

Ma Ping Yao Kun Xie Fei-Xiang Zhang Sheng-Yuan Deng Peng He Dong-Feng
Zhang Fan Liu Le-Yuan Nie Rui-Juan Wang Fu-Ren Wang Shou-Zheng Dai Yuan-Dong
(*Mesoscopic Physics National Laboratory and Department of Physics , Peking University , Beijing 100871 , China*)

(Received 20 July 2001 ; revised manuscript received 9 August 2001)

Abstract

By using a single channel high- T_C rf SQUID gradiometer , we have achieved the magnetocardiography (MCG) of a healthy subject. The MCG has a higher signal-to-noise ratio. Further more , by using linear and high-order interpolation , we have obtained also the MCG maps of the same subject.

Keywords : high-temperature rf SQUID , magnetometer , gradiometer , magnetocardiographic mapping

PACC : 0755 , 8780 , 8740

* Project supported by the National High Technology Development Program of China(Grant No. 863-CD050101) , and by the State Key Development Program for Basic Research of China(Grant Nos. G1999064609 , G1999064607).