

基于原子磁力仪的人体心磁测量

何祥¹, 黄宇翔², 李曙光³, 苏圣然¹, 郑文强¹, 胡正琿¹, 林强¹

1. 浙江工业大学理学院光学光电子研究中心和生物医学物理信息技术协同创新中心, 浙江 杭州 310023; 2. 杭州听磁科技有限公司, 浙江 杭州 310052; 3. 浙江科技学院测控技术与仪器系, 浙江 杭州 310023

【摘要】心电图检测是诊断人体心脏疾病的重要方法,然而心电图检测可能无法及时准确地诊断冠心病等心脏疾病的病情。另一种预测和诊断这种心脏疾病的方法是心磁图检测。心磁图检测是一种非接触式、无创伤、快速检测缺血性冠脉疾病的方法。目前国际上对心脏磁场的测量主要利用基于超导量子干涉器件(SQUID)的磁力仪,由于SQUID必须在液氦的低温环境下才能工作,其制造成本和维护费用均很高,难以推广。本文报道了一种脉冲泵浦式原子磁力仪的心磁测量技术,测量灵敏度达到 $1 \text{ pT/Hz}^{1/2}$,并能够快速响应外部磁场的变化。利用这种原子磁力仪在常温环境下清晰地测量到了人体的心磁信号,这是国内首次用原子磁力仪实现对心脏磁场信号的探测,该成果将促进人体磁场测量的科学研究和临床应用。

【关键词】原子磁力仪;心磁测量;脉冲泵浦;常温

【中图分类号】R197.39;R312

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2017)11-1167-05

Measurement of cardiac magnetic field based on atomic magnetometry

HE Xiang¹, HUANG Yuxiang², LI Shuguang³, SU Shengran¹, ZHENG Wenqiang¹, HU Zhenghui¹, LIN Qiang¹

1. Collaborative Innovation Center for Bio-Med Physics Information Technology/Center for Optics and Optoelectronics Research, College of Science, Zhejiang University of Technology, Hangzhou 310023, China; 2. Hangzhou Chinmagnetics Technology Co., LTD, Hangzhou 310052, China; 3. Department of Measurement Technology and Instruments, Zhejiang University of Science and Technology, Hangzhou 310023, China

Abstract: Electrocardiogram is an important modality for diagnosis of heart disease, but it may fail to timely and accurately diagnose coronary heart disease and other cardiac conditions. As a non-contact and non-invasive technique, magnetocardiography provides an alternative for predicting and diagnosing heart diseases and allows rapid detection of ischemic cardiovascular disease. So far the measurement of heart magnetic field depends mainly on superconducting quantum interference device (SQUID), which needs to work in liquid helium condition ($-269 \text{ }^{\circ}\text{C}$) with high manufacturing and maintenance costs. Herein, we report a pulse pump Rb atomic magnetometer based on optical rotation effect with a sensitivity of $1 \text{ pT/Hz}^{1/2}$. This magnetometer can quickly respond to changes in external magnetic fields. Using this magnetometer, we successfully measured the magnetic signals from the human heart at room temperature, which represents the first successful attempt of measuring cardiac magnetic field using atomic magnetometer in China. This success will promote the advance of research and clinical application of magnetic field measurement.

Keywords: atomic magnetometer; measurement of cardiac magnetic field; pulse pump; room temperature

前言

心脏磁场信号非常微弱,成人最强心磁信号在 10^{-11}T 量级^[1],约为地磁场强度的百万分之一,因此心

磁信号的测量难度非常大。对人体生物磁信号的研究始于1963年, Baule等^[2]首次用线圈式磁力计检测到人体心脏磁信号。1970年, Cohen等^[3]首次用基于超导量子干涉器件(Superconducting Quantum Interference Device, SQUID)的磁力仪测量到心磁信号。此后,应用SQUID磁力仪研究生物磁信号受到了很大关注,进而发展出心磁图^[4]和脑磁图^[5]技术。近年来心磁图的医学研究成果令人振奋,心磁图有助于冠心病的早期诊断及治疗后监测^[6-8],心磁图对冠心病的诊断效果优于心电图和超声心动图^[9-10],同

【收稿日期】2017-06-17

【基金项目】国家973计划(2013CB329501);国家自然科学基金(61475139, 11204273, 11605153, 81271645)

【作者简介】何祥,研究方向:原子磁力仪, E-mail: hexiang9206@163.com

【通信作者】林强,博士,教授,博士生导师,研究方向:原子磁力仪及其应用,量子光学, E-mail: qlin@zjut.edu.cn

时还可以通过心磁图对胎儿心脏的健康情况进行检查^[11]。心磁图中可能存在很多有关心脏研究的潜在价值^[12]。心磁图还有一个值得关注的优势在于这是一种非接触、无创伤、快速的检测心血管疾病的方法。故心磁图的获取与研究对心血管疾病的诊断和预测非常有意义。

极弱磁场的测量对磁力仪灵敏度要求苛刻,长期以来心磁的测量主要依赖于灵敏度很高的SQUID磁力仪^[3,13-15],然而SQUID必须在液氮的低温(零下269℃)环境下才能工作,其制造成本和维护费用都很高。一次SQUID磁力仪心磁图检查花费可能上万,这对于普通家庭来说负担过重,难以推广。同时国内在用的SQUID心磁检测仪器大多依赖进口,液氮价格非常贵且其制造成本和售价还在持续增长。人们一直在寻求可以替代SQUID的新型磁力仪。近年来,原子磁力仪发展迅速^[16],国际上用原子磁力仪测量心磁也取得了较大的进展,如利用铯原子光泵磁力仪^[1,17-20]和相干布居囚禁磁力仪等实现了心磁测量^[21-26],其中不乏有多通道的心磁测量仪器^[22-23]。不同于SQUID磁力仪,原子磁力仪可以在常温下工作,免去液氮冷却的技术要求和维护费用。为此我们研究了一种用于测量心磁的原子磁力仪。

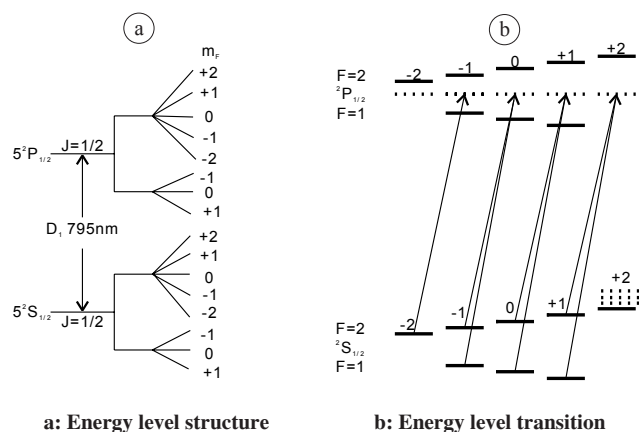
本研究报道了一种基于非线性磁光旋转效应的脉冲泵浦式铷原子磁力仪,其灵敏度达到1 pT/Hz^{1/2},完全满足心磁信号测量的要求。基于此,我们在实验室环境下清晰地测量出成人心脏的磁场信号,这是国内首次通过原子磁力探测出心磁信号。应用这种磁力仪,避免了SQUID长期使用液氮维持低温的缺点,其价格只有SQUID磁力仪的十分之一,这一成果将推动人体心磁测量的科学研究和临床应用。

1 原子心磁仪的测量原理

原子与光相互作用产生的极化矢量会在外磁场下进动,其进动频率与外磁场值成正比,原子心磁仪就是通过测量这个进动频率来实现磁场的测量。

在外磁场的作用下,铷原子能级发生塞曼分裂,其能级结构如图1所示。在未受到泵浦光作用前,原子在各能级分布遵循玻尔兹曼分布,即原子处于各个塞曼子能级上的概率近似均等,宏观上原子不会有极化矢量。用铷原子D1线794.969 nm的 σ^+ 圆偏振光与原子相互作用,处于基态的原子根据选择定则吸收光子跃迁至激发态。由于跃迁到激发态的原子不稳定,会通过自发辐射光子的方式回到基态。其中一部分跃迁到F=2基态上的各个塞曼子能级,这部分原子不会吸收泵浦光跃迁,将稳定的处于这个

能级上;另一部分跃迁到F=1基态上的各个子能级,只要泵浦光不关断,原子将继续反复进行跃迁。在泵浦光足够强的情况下,一段时间后大部分原子将处于F=2的基态上,此时原子在各个塞曼子能级上分布概率不同,宏观上产生极化矢量 \vec{M} ,方向与泵浦光方向相同,即Z方向。



a: Energy level structure

b: Energy level transition

图1 ^{87}Rb 原子在磁场下的能级结构及其能级跃迁

Fig.1 Energy level structure and energy level transition of ^{87}Rb atoms in magnetic field

此时关断泵浦光,打开射频脉冲,极化矢量 \vec{M} 受到脉冲的作用,发生偏转,原子产生横向极化矢量 \vec{M}_x 。射频脉冲作用时间约为四分之一一个拉比振荡周期,即 $\pi/2$ 脉冲,此时原子横向极化矢量达到最大值。脉冲作用后横向极化矢量将绕磁场 B_0 做拉莫尔进动,拉莫尔进动频率 ω_l 与外磁场关系为:

$$\omega_l = \gamma B_0 \quad (1)$$

其中, γ 为原子的旋磁比; ^{87}Rb 的旋磁比为 $\gamma = 7 \text{ Hz/nT}$ 。

测量过程中,采用脉冲泵浦的工作模式^[27-28],可以用布洛赫方程描述极化矢量:

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{B} \times \vec{M} - T\vec{M} \quad (2)$$

其中, $\gamma = \gamma_e/2I + 1$; $\gamma_e = 2\pi \times 2.8 \text{ MHz/G}$ 为自由电子的旋磁比; $I = 3/2$ 为 ^{87}Rb 原子核自旋量子数; T 为弛豫矩阵。关断泵浦光,在射频脉冲作用后,原子横向极化矢量将会绕外磁场进动。由于纵向弛豫时间为秒量级,采样时间为毫秒量级,因而该过程可以忽略纵向弛豫效应的影响。假定 T_2 不随时间变化,可解出:

$$\vec{M}_x(t) = \vec{M}_0 \cos(\gamma B_0 t) \exp(-t/T_2) \quad (3)$$

其中, \vec{M}_0 为原子初始极化矢量; T_2 为横向弛豫时间; \vec{M}_x 为极化矢量在X方向上即探测光方向的投影。上式表明,极化矢量在X方向上的投影随横向弛豫时间

T_2 指数衰减。根据法拉第旋光效应,探测光偏振面的旋转会受到极化矢量进动的调制,在光电探测器中可以检测出探测光光强随时间的变化,通过对电信号的处理可以得到拉莫尔进动频率 ω_l ,即得到磁场 B_0 。

2 心磁测量实验装置

原子心磁仪的物理系统主要由光源、探测器、测量系统和工作磁场组成,整体设计如图2,实际测量中探测光方向为X方向,泵浦光方向为Z方向。

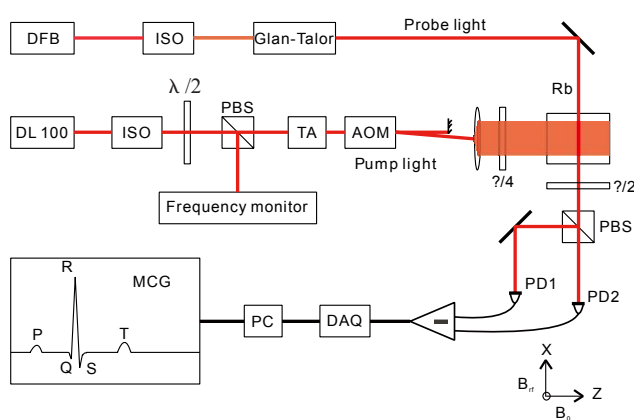


图2 心磁测量系统示意图

Fig.2 Setup for the measurement of cardiac magnetic field

激光经过光隔离器后由偏振分光棱镜分为两束光,其中一束光用来实现激光的频率锁定,另一束光通过功率放大器功率被放大到几百毫瓦,再通过声光调制器(AOM)选用一级衍射光作为泵浦光,泵浦光经过保偏光纤进入屏蔽室,光束扩束后与气室中的原子相互作用。这里功率放大及扩束是为了使泵浦光快速充分地实现原子泵浦,AOM是为了实现泵浦光的开关。

探测光经过格兰棱镜,高纯度失谐线偏振探测光通过保偏光纤进入屏蔽室,与气室中的铷原子相互作用,出射后经过偏振分光棱镜分束,两束光分别进入差分式平衡探测器。这里探测光为失谐频率约50 GHz的线偏振光。

屏蔽系统由4层坡莫合金材料构成,其内部剩磁约为1 nT。屏蔽室内放有两组产生工作磁场的线圈,其中一组产生水平射频脉冲,它的作用是使原子产生横向极化矢量;另一组产生均匀静磁场 B_0 ,方向为Z方向,受到射频磁场调制后产生的横向极化矢量 \vec{M}_x 将绕着静磁场 B_0 进动。

心磁测量整个过程均在屏蔽室内进行,测量过程中,首先通过AOM打开泵浦光,泵浦过程持续

1 ms,然后关断泵浦光,打开 $\pi/2$ 脉冲,脉冲作用时间为微秒级,原子受到脉冲作用产生横向极化矢量,记录平衡探测器中的信号,信号记录时间为4 ms,记录完成后重新打开泵浦光,进入下一次测量过程。单次测量时间5 ms,测量频率为200 Hz。差分式平衡探测器的信号通过高速采集卡采集并记录,采集卡的采样率为1 MHz。通过数据处理,我们可以得到完整的心磁信号。值得注意的是由于心磁信号非常微弱,在测量时,应避免有磁性物质靠近测量区域,所有探测区光学器件均选用无磁材料制作。

3 心磁测量结果与分析

原始的信号是一系列幅度衰减的振荡信号,因此可以对原始信号进行数据拟合,根据式(3)可以将拟合的函数写成:

$$f(x) = a + e^{-dt} \sin(\omega t + c) \quad (4)$$

其中, a 表示直流分量; ω 表示频率项; c 为初相位; d 为振荡衰减因子,通过matlab软件进行数据拟合,图3为实际测量信号及拟合曲线,拟合曲线与实际测量结果十分吻合。从拟合结果中可以得到频率项,即拉莫尔进动频率,再由式(1)可以算出此时磁场值的大小。

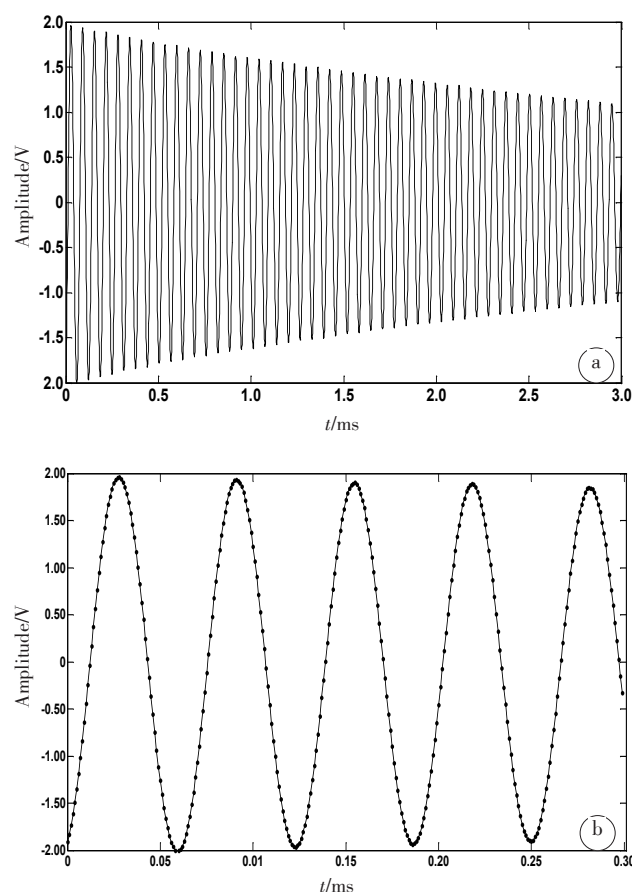


图3 信号采集和局部信号拟合

Fig.3 Signal acquisition (a) and local signal fitting (b)

噪声功率谱密度曲线可以评价磁力仪的灵敏度(图4),从图中可以看出其灵敏度已经达到 $1 \text{ pT/Hz}^{1/2}$ 。由于测量过程,磁场值只与进动频率有关,其灵敏度不会受到系统测量误差的影响;每次测

量过程中,均需泵浦,测量过程中磁场不会发生变化,故进动频率拟合误差对测量过程产生的误差可以忽略。噪声功率谱密度是真实可信的。

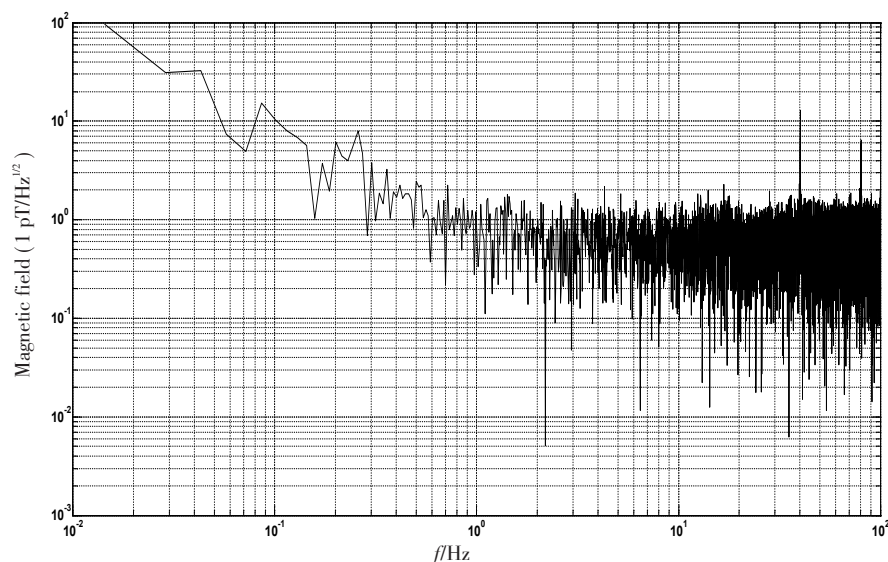


图4 原子磁力仪的噪声功率谱密度

Fig.4 Noise power spectral density of atomic magnetometer

心磁的磁感应强度时间曲线波形基本类似心电图,其中QRS波幅度最大,成人此波幅度约为 $50 \sim 100 \text{ pT}$;P波及T波幅度较小,在 10 pT 量级^[12]。测量时将铷原子气室放置于志愿者心尖搏动区约 1 cm 处,志愿者保持身体不动,整个测量时间约为 60 s 。经过一个通带为 $0.2 \sim 40.0 \text{ Hz}$ 的带通滤波器,得到心磁信号图如图5。从图中可以看到QRS波群的峰值约为 80 pT ,P波约为 $10 \sim 20 \text{ pT}$,T波约 20 pT 。实际测量装置简图如图6a,图6b为志愿者真实测量演示。

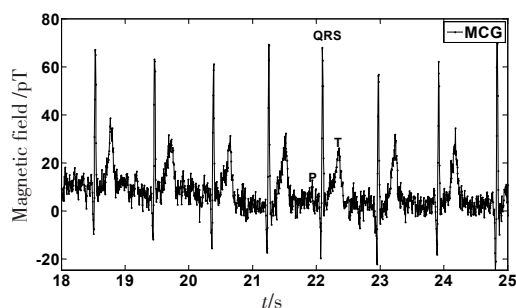


图5 心磁信号

Fig.5 Heart magnetic signals

通过光学系统搭建和实验结果处理,在常温下,我们得到完整清晰的心磁图像,此套装置价格上比SQUID磁力仪低廉十倍,而且在后期使用中没有长期的液氮

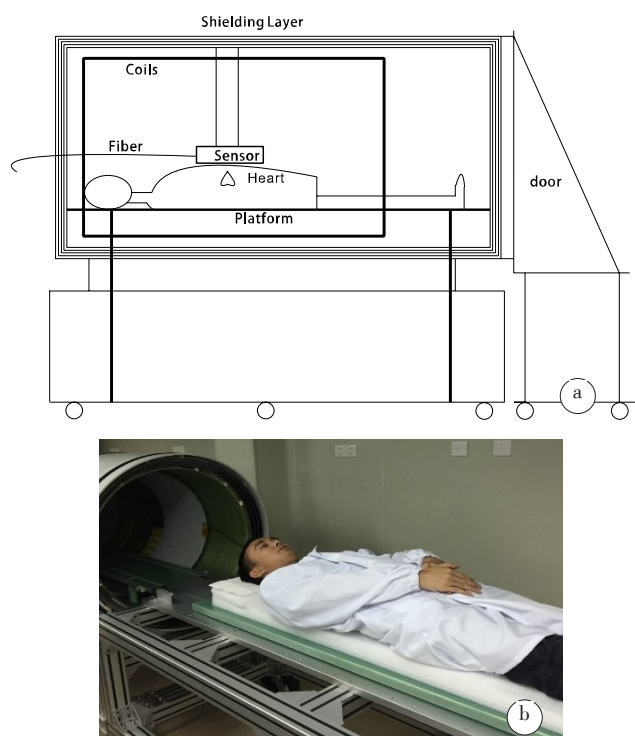


图6 测量区示意图(a)和测量演示(b)

Fig.6 Measurement area diagram (a) and measurement demonstration (b)

降温维护费用。基于此,作为心磁医学诊断或研究的工具,相比SQUID磁力仪,该磁力仪更容易广泛推广。

4 结 论

本文利用脉冲泵浦式原子磁力仪搭建了一套心磁测量系统,这是国内首次用原子磁力仪实现对心脏磁场信号的探测,在1~40 Hz范围内灵敏度达到 $1\text{ pT/Hz}^{1/2}$ 。尽管过去SQUID磁力仪一直是研究心磁的工具,但是此类磁力仪可以在室温下实现测量,不需要持续使用液氦控制低温,因而其在性价比上占有绝对的优势。考虑到心磁图研究需要多通道测量工具,后期我们将继续研究多通道的此类磁力仪。基于此类磁力仪的多通道心磁测量在价格上的优势会更突出。该研究将为常规医学诊断提供一种新的无创检测心血管疾病的方法。

【参考文献】

- [1] BISON G. Development of an optical cardio-magnetometer[D]. Fribourg: University of Fribourg, 2004.
- [2] BAULE G, MCFEE R. Detection of the magnetic field of the heart[J]. Am Heart J, 1963, 66(1): 95-96.
- [3] COHEN D, EDELSACK E A, ZIMMERMANN J. Magneto-cardiograms taken inside a shielded room with a superconducting point-contact magnetometer[J]. Appl Phys Lett, 1970, 16: 278-280.
- [4] TAVAROZZI I, COMANI S, DEL GRATTA C, et al. Magnetocardiography: current status and perspectives. Part I: physical principles and instrumentation[J]. Ital Heart J, 2002, 3(2): 75-85.
- [5] VESANEN P T, NIEMINEN J O, ZEVENHOVEN K C, et al. Hybrid ultra-low-field MRI and magnetoencephalography system based on a commercial whole-head neuromagnetometer[J]. Magn Reson Med, 2013, 69(6): 1795-1804.
- [6] FENICI R, BRISINDA D, MELONI A M. Clinical application of magnetocardiography[J]. Expert Rev Mol Diagn, 2005, 5(3): 291-313.
- [7] KANDORI A, KANZAKI H, MIYATAKE K, et al. A method for detecting myocardial abnormality by using a total current-vector calculated from ST-segment deviation of a magnetocardiogram signal[J]. Med Biol Eng Comput, 2001, 39(1): 21-28.
- [8] KWONG J W, LEITHÄUSER B, PARK J W, et al. Diagnostic value of magnetocardiography in coronary artery disease and cardiac arrhythmias: a review of clinical data[J]. Int J Cardiol, 2013, 167(5): 1835-1842.
- [9] LIM H K, KWON H, CHUNG N, et al. Usefulness of magnetocardiogram to detect unstable angina pectoris and non-ST elevation myocardial infarction[J]. Am J Cardiol, 2009, 103(4): 448-454.
- [10] KWON H, KIM K, LEE Y H, et al. Non-invasive magnetocardiography for the early diagnosis of coronary artery disease in patients presenting with acute chest pain[J]. Circ J, 2010, 74(7): 1424-1430.
- [11] CUNEO B F, STRASBURGER J F, WAKAI R T. Magnetocardiography in the evaluation of fetuses at risk for sudden cardiac death before birth[J]. J Electrocardiol, 2008, 41(2): 116.e1-116.e6.
- [12] TAVAROZZI I, COMANI S, DEL GRATTA C, et al. Magnetocardiography: current status and perspectives. Part II: clinical applications[J]. Ital Heart J, 2002, 3(3): 151-165.
- [13] SAKUTA K, FUJII T, OGAWA K, et al. Design and feasibility test of unshielded HTS-SQUID system for magnetocardiogram diagnosis[J]. Physica C, 2002, 378(6): 1391-1395.
- [14] DAVID B, DOSSEL O, DOORMANN V, et al. The development of a high-T/sub c/magnetocardiography system for unshielded environment[J]. IEEE T Appl Supercon, 1997, 7(2): 3267-3270.
- [15] LEE Y H, KWON H C, KIM J M, et al. Double relaxation oscillation SQUID with reference junction for biomagnetic multichannel applications[J]. IEEE T Appl Supercon, 1997, 5(7/12): 413-418.
- [16] DANG H B, MALOOF A C, ROMALIS M V. Ultrahigh sensitivity magnetic field and magnetization measurements with an atomic magnetometer[J]. Appl Phys Lett, 2010, 97(15): 151110.
- [17] WEIS A, WYNANDS R. Laser-based precision magnetometry in fundamental and applied research[J]. Opt Lasers Eng, 2005, 43(3): 387-401.
- [18] BISON G, WYNANDS R, WEIS A. Optimization and performance of an optical cardiomagnetometer[J]. J Opt Soc Am B, 2005, 22(1): 77-87.
- [19] BISON G, WYNANDS R, WEIS A. Dynamical mapping of the human cardiomagnetic field with a room-temperature, laser-optical sensor[J]. Opt Express, 2003, 11(8): 904-909.
- [20] GROEGER S, BISON G, KNOWLES P E, et al. Laser-pumped cesium magnetometers for high-resolution medical and fundamental research[J]. Sens Actuators A Phys, 2006, 129(1/2, SI): 1-5.
- [21] ITO Y, OHNISHI H, KAMADA K, et al. Development of an optically pumped atomic magnetometer using a K-Rb hybrid cell and its application to magnetocardiography[J]. AIP Adv, 2012, 2(3): 032127.
- [22] BELFI J, BEVILACQUA G, BIANCALANA V, et al. Dual channel self-oscillating optical magnetometer[J]. JOSA B, 2009, 26(5): 910-916.
- [23] WEIS A, BISON G, CASTAGNA N, et al. Mapping the cardiomagnetic field with 19 room temperature second-order gradiometers[C]//17th International Conference on Biomagnetism Advances in Biomagnetism-Biomag 2010, 2010: 58-61.
- [24] KNOWLES P, BISON G, CASTAGNA N, et al. Laser-driven Cs magnetometer arrays for magnetic field measurement and control[J]. Nucl Instrum Methods Phys Res A, 2009, 611(2/3): 306-309.
- [25] WYLLIE R I. The development of a multichannel atomic magnetometer array for fetal magnetocardiography[D]. Madison: University of Wisconsin-Madison, 2012.
- [26] ALEM O, SANDER T H, MHASKAR R, et al. Fetal magnetocardiography measurements with an array of microfabricated optically pumped magnetometers[J]. Phys Med Biol, 2015, 60(12): 4797-4811.
- [27] LI S, VACHASPATHI P, SHENG D, et al. Optical rotation in excess of 100 rad generated by Rb vapor in a multipass cell[J]. Phys Rev A, 2011, 84(6): 242-245.
- [28] SHENG D, LI S, DURAL N, et al. Subfemtotesla scalar atomic magnetometry using multipasscells[J]. Phys Rev Lett, 2013, 110(16): 160802.

(编辑:谭斯允)