

## 基于对称抵消技术的磁感应相位移非接触脑血流搏动测量

李尚彬, 金 贵, 秦明新, 杜振伟, 张 昭

第三军医大学生物医学工程学院电子工程学教研室, 重庆 400030

**【摘 要】**目的: 主要基于磁感应的相关原理, 设计一个采用对称抵消方式的线圈传感器, 利用基于该线圈传感器的测量系统, 对 5 名健康受试者的脑血流搏动进行测量。方法: 总结国内外相关的磁感应测量方法, 从提高灵敏度、减少干扰等方面设计新型线圈传感器; 改进测量系统, 提高抗干扰能力与软件鉴相能力; 经脑测量人体脑血流搏动信号并对结果进行处理分析。结果: 制作了一个由一个激励线圈、两个接收线圈组成的对称抵消方式的线圈传感器, 完成了对称抵消测量系统的建立以及调试。挑选 5 名健康受试者进行实验, 经脑测量的脑血流搏动信号规律清晰, 干扰较小, 其相位差变化量为  $0.1^{\circ}$ ~ $0.2^{\circ}$ , 根据受试者个体差异, 测量的脑血流搏动的幅度和频率是不一样的。结论: 该系统能够进行脑血流搏动测量, 结果稳定, 为脑血流相关检测提供了一个新方向。磁感应技术作为一种新的脑血流搏动信号检测手段, 具有操作方便, 非接触等特点, 并且能够进行连续监测, 在未来医疗监护、疾病诊断等方面具有很大的发展前景。

**【关键词】**磁感应; 对称抵消; 脑血流; 相移

**【DOI 编码】**doi:10.3969/j.issn.1005-202X.2015.01.018

**【中图分类号】**R318.3

**【文献标识码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2015)01-73-05

## Non-contact Measurement of Cerebral Blood Flow Pulsation by Magnetic Inductive Phase Shift Based on Symmetric Offset Technique

LI Shang-bin, JIN Gui, QIN Ming-xin, DU Zhen-wei, ZHANG Zhao

Department of Electronic Engineering, College of Biomedical Engineering, Third Military Medical University, Chongqing 400030, China

**Abstract:** Objective The purpose of this paper is to design a coil sensor based on symmetrical offset way under the theory of magnetic induction and to measure cerebral blood flow pulsation of five healthy objects by measuring system based on the coil sensor. **Methods** The relevant magnetic induction measurement methods at home and abroad were summarized and the new coil sensor in consideration of improving the sensitivity and reducing interference and so on was designed. And the measurement system to enhance anti-jamming capability and software phase capacity was improved. Then we measured objects' cerebral blood flow pulsating signals and analyzed the results. **Results** We produced a coil sensor based on symmetry offset way by using an excitation coil and two receive coils, and completed the establishment and debugging of the symmetry offset measurement system. Five healthy objects were selected for the experiment and their cerebral blood flow pulsating signals measured by this system were regular and clear and of less interference. The amount of change of phase was  $0.1^{\circ}$  —  $0.2^{\circ}$ , and the amplitude and frequency of cerebral blood flow pulse was different because of individual differences. **Conclusion** The system is capable of measuring cerebral blood flow pulsation with the stable results. This provides a new direction for test of cerebral blood flow. As a new means of cerebral blood flow pulsation signal detection, magnetic induction technology is easy to operate, non-contact and can be used in continuous monitoring. Magnetic induction technique is promising in health care and disease diagnosis.

**Key words:** magnetic induction; symmetric offset; cerebral blood flow; phase shift

**【收稿日期】**2014-09-04

**【基金项目】**国家自然科学基金(61372065)

**【作者简介】**李尚彬(1990-), 男, 四川资阳人, E-mail: lishangbin520@yeah.net。

**【通讯作者】**秦明新(1960-), 男, E-mail: qmingxin@tmmu.edu.cn。

### 前言

大脑是人体能量代谢最活跃的器官, 正常人的大脑约占体重的 2%, 却要接收心脏输出血量的 15% 左右。当大脑中发生某些病变比如脑水肿、脑出血、脑缺血时, 流入大脑的血流状况即脑血流会发生明显改变, 比如脑梗塞初期, 梗塞区的脑血流降低; 蛛网膜下

腔出血患者在急性期脑血流降低;昏迷期及智能低下者脑血流均偏低;当酸中毒时脑血流增加;癫痫患者发病时脑血流量可增至正常人的4倍。所以,测量脑血流可以为这些疾病的诊断治疗提供一定的参考依据,也可以根据脑血流的变化对脑部功能进行评估,从而达到预防某些疾病的目的。目前对脑血流的测量方法主要为CT灌注成像(CTPI),即向人体内注入放射性元素,通过CT扫描,可以获得灌注图像,测量所选脑内感兴趣区的血流量、血容量及达峰时间,并对其进行定量分析;其缺点是对人体造成放射性伤害,且仪器使用昂贵。多普勒超声测量法也可用于脑血流检测,但声波受颅骨限制则只能经过眼窗进行测量,得到的结果较为局限。常见方法还有磁共振灌注加权成像(PWI)、正电子发射性体层显像(PET)、单光子发射性体层扫描(SPECT)、氙气CT-灌注成像(Xe-CT)等<sup>[1]</sup>,其共性的缺点是设备要求高,检测时间长,测量结果局限等。

磁感应相位移技术是一种通过电磁感应原理,非接触地测量被测物体内部电导率的技术<sup>[2]</sup>。该技术通过激发一个线圈产生一个交流磁场,被测物体在交流磁场的作用下产生感应磁场,继而使原激励磁场的相位产生一个偏移即相位移<sup>[3-4]</sup>,该相位移与被测物体的电导率近似成正比。使用一个接收线圈以及一个相位测量系统就可以测量该相位移。磁感应相位移技术在工业上的应用已经很普遍,但是在生物组织上的应用正处于研究阶段<sup>[5-6]</sup>。国内外研究者很早就证明生物组织在不同的生理病理状况时呈现出不同的电导率特点,因此只要测量生物组织的电导率变化就可以反映不同的病理生理状态。心脏收缩时将血液泵出,其中一部分血液提供给大脑,而心脏舒张时大脑中血流量又会降低,即脑血流量是周期性变化的。将大脑看做一个整体,则脑血流量随着心脏搏动成周期性变化。正常成年人脑灰质的平均血流量为 $(54.7 \pm 11.3) \text{ mL}/(\text{min} \cdot 100 \text{ g})$ ,脑白质的平均血流量为 $(27.9 \pm 6.9) \text{ mL}/(\text{min} \cdot 100 \text{ g})$ <sup>[7]</sup>,脑组织中血液的电导率是仅次于脑脊液的,而心脏搏动时,颅脑内如此大容量的血液变化,必然使整体脑组织电导率发生非常明显的变化,所以大脑的电导率必然随着脑血流变化而成周期性变化。使用磁感应相位移法测量颅脑整体,可以将该电导率的变化转换成相位移的周期性变化<sup>[8]</sup>,因此使用该方法可以测量脑血流的变化情况。

## 1 磁感应原理

### 1.1 磁感应相位移原理

在磁感应相位移测量中,被测物一般放置于激励线圈和接收线圈之间。激励线圈通入交流电流以后产生一个激励磁场,该磁场通过被测物后在被测物内部产生一个感应磁场<sup>[9]</sup>,感应磁场和激励磁场叠加后形成一个复合磁场,该磁场相对于原激励磁场产生一个相位移,复合磁场被一个接收线圈接收。图1表示接

收线圈接收到的激励磁场产生的激励信号 $V$ 和感应磁场产生的感应信号 $\Delta V$ 之间的向量图。复合磁场产生的信号 $(V + \Delta V)$ 落后激励 $V$ 一个角度 $\phi$ 。根据Griffith等<sup>[10]</sup>的理论,如果电磁场在被测物中的趋肤深度远远大于被测物体的厚度, $\Delta V$ 与 $V$ 有如下关系:

$$\Delta V/V = Q\omega\mu_0[\omega\varepsilon_0(\varepsilon_r - 1) - i\sigma] + R(\mu_r - 1)$$

上式中 $\omega$ 是信号频率, $\sigma$ , $\varepsilon_r$ , $\mu_r$ 分别是被测物体电导率,相对介电常数,相对磁导率; $\varepsilon_0$ 和 $\mu_0$ 分别是真空介电常数和真空磁导率,而 $Q$ 和 $R$ 是几何常量。因此,被接收线圈检测到的总信号 $(V + \Delta V)$ 落后与激励信号一个角度 $\phi$ , $\phi$ 与 $\omega$ 和 $\sigma$ 近似成比例关系。

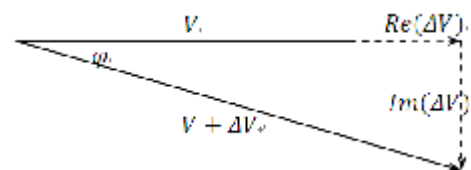


图1 磁感应原理图

Fig.1 Schematics of Magnetic Induction

### 1.2 对称抵消技术的磁感应测量方式

由于生物组织的电导率非常低( $\sigma < 3 \text{ S m}^{-1}$ ),产生的感应磁场非常弱。有研究表明,当信号频率为10 MHz时,生物组织的感应磁场只有激励磁场的1%,系统至少需要 $0.01^\circ$ 的相位检测精度。当采集脑血流信号时,接收线圈同时接收到激励信号与感应信号,但我们关心的是脑组织产生的感应信号。为了提高检测的灵敏度,我们设计了一种新型的抵消方法,可以较好地抵消激励信号,只保留感应信号。该对称抵消方法的原理如图2所示,采用一个激励线圈和两个接收线圈的组合方式。接收线圈1与接收线圈2完全一致,绕制方向相同,其位置关于激励线圈中心轴对称。两接收线圈同名端连在一起,另外两端作为差分输出,测量该差分信号与原激励信号之间的相位差。由于两接收线圈关于激励线圈对称,因此接收到的激励磁场相同,产生的激励信号大小方向相同,被完全抵消。测量时大脑放置于一个接收线圈的正下方,该接收线圈接受了大部分的感应磁场,所以感应信号不会被抵消。该检测方法只把有用的感应信号检测出来,其余信号包括温度和环境电磁场的干扰等都被抵消,极大程度上提高了测量灵敏度与抗干扰能力。

## 2 材料与方法

### 2.1 检测传感器的设计

检测传感器如图3所示,由一个激励线圈(半径10 cm,匝数20,图中大的线圈)和两个相同的接收线圈(半径3.5 cm,匝数10匝)组成,绕线直径1 mm。线圈均紧密绕制在圆环形的PVC塑料环上,再将3个线圈粘在一块有机玻璃板上。激励线圈和接收线圈分别放置于有机玻璃板的两面,且两个接收线圈关于激

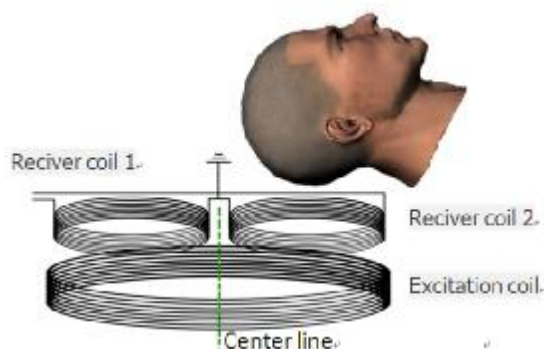


图2 检测装置示意图: 1个激励线圈, 2个接收线圈

Fig.2 Schematic of Detection Device: Excitation Coil and Two Same Receiving Coils



图3 测量传感器

Fig.3 Measurement Sensors

励线圈的中心轴对称。两接收线圈的输出线缠绕在一起,消除导线耦合干扰。线圈传感器制作完成后,使用泰克信号源输出交流信号到激励线圈,测量一个接收线圈产生的感应信号;将激励源的信号从 100 kHz 逐渐增大,观察到在 7 MHz,接收线圈的信号最大,也就是激励磁场最强,灵敏度最高,因此最终选定激励频率为 7 MHz。

## 2.2 测量系统的设计

测量原理如图4所示,信号发生器采用美国泰克公司生产的 AFG3252, 输出两路同频同相的正弦波信号,频率为 7 MHz,一路峰峰值为 5 V 作为激励信号加到激励线圈的两端;另外一路峰峰值为 1 V 作为参考信号输入到采集卡的一个输入端。两个接收线圈输出的差分信号输入到差分放大器的输入端,经过差分放大滤波以后输入到采集卡的另外一个输入端。采集卡采用的是 NI 公司生产的 PCI5124 (采样率 200 MHz, 双通道),该采集卡插在 PC 机的插槽中。编制了基于 LabVIEW 软件平台的相位差测量程序,程序中首先采集两路输入信号的数据,再采用 FFT 算法测量两路信号的相位差,并保存到 EXCEL 文件中。由于脑血流感应信号本身就很弱,且接收线圈与大脑之间有一定距离(约 3 cm~4 cm),使得感应信号更小,因此我们自己设计了一个高带宽,高精度的差分放大器,放大倍数 20,带宽 1 GHz。放大器的后端连接了一个通带为 3 kHz~12 MHz 的带通滤波器,可以较好地

滤除工频干扰以及高频噪声干扰。放大器与滤波器整合在一块电路板上,并固定在铝盒中。

图5为实际测量照片,实验前要先对检测系统进行校准,激励线圈位于有机玻璃板上方正中中线,两接收线圈对称分布于其下方,如果没有被测物则输出差分信号幅度应该为 0。但由于制作工艺以及其他误差的影响,线圈位于正中中线时两检测线圈空载检测结果常不对称,需要对激励线圈的位置进行微调以使两线圈空载检测信号尽可能一致,即差分信号尽可能小(约 0.2 V<sub>pp</sub>)。前期测量时分别采取受试者侧卧位和平卧位两种受试体位,发现平躺时灵敏度较高,所以最终确定受试者以平卧位进行检测。检测时接收线圈 1 或者接收线圈 2 位于枕骨下方,实验中以接收线圈 1 作为感应线圈,接收线圈 2 作为参考线圈。进行检测时要求受试者身体尤其是头部尽量保持相对静止,以免造成运动干扰。实验过程中要求受试者进行两个阶段的实验,分别为正常呼吸和屏住呼吸,目的是观察呼吸作用对脑血流搏动波形的影响

## 3 实验与分析

任意选取 5 名受试者,4 名男性和 1 名女性,年龄 20 岁~25 岁。5 名受试者正常呼吸时的脑血流相位差原始数据如图6所示,均给出了 0.5 min 的相位差数据。从波形可以明显看出,呼吸的影响非常明显,呼吸节律的基础上叠加了脑血流搏动波形。5 名受试

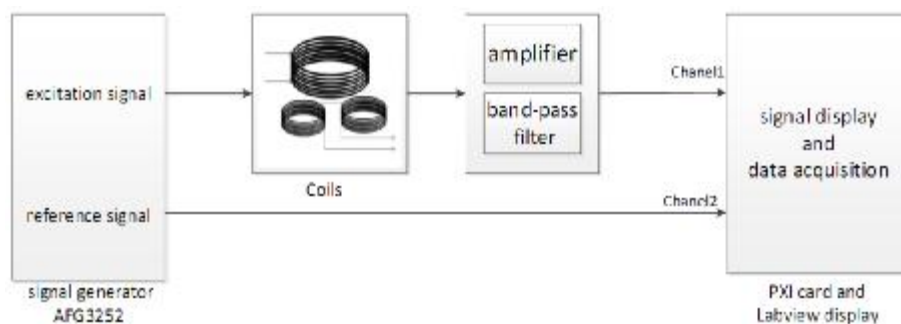


图4 脑血流测量系统原理图

Fig.4 CBF Measurement System Schematic



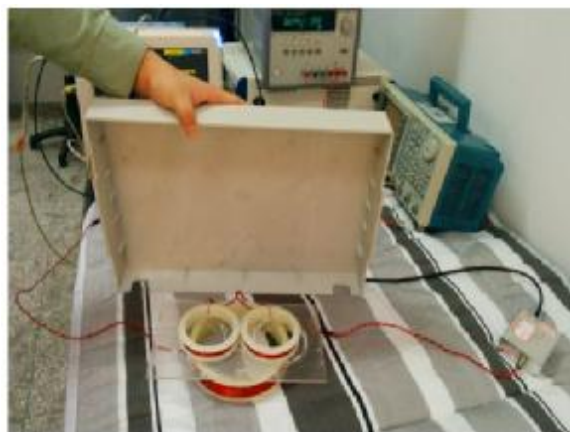


图 5 脑血流测量系统实物图

Fig.5 Realy Picture of CBF Measurement System

者的脑血流信号幅度均在  $0.1^\circ$  左右,一致性较好。实验中除了呼吸影响外,头部的微小移动以及测量系统的基线漂移都会产生干扰。图 7 为 1 号受试者屏住呼吸时的脑血流相位差原始数据,其波形基线变化总体平缓,脑血流的波形清晰可见,效果非常明显。图 8 为对 1 号受试者正常呼吸时的脑血流波形滤波处理后的波形,可以清晰的看到一个心率周期中脑血流的变化情况,从幅度上看,相位差幅度变化较小,说明脑血流量总体稳定,波动范围很小;从频率上看,其频率与心率对应,周期特征明显。

#### 4 讨论

实验结果表明了这种磁感应相位移方法测量得到的相位差信号存在明显周期性的特点而且与心率信号一致,说明这种非接触磁感应方法可以测量脑血流的搏动波形。但是脑血流波形叠加在呼吸节律上,受到呼吸影响很大,呼吸引起的相位差变化幅度远大于脑血流搏动引起的相位差变化,呼吸波形决定了整体波形的走势。通过小波滤波处理可以将呼吸影响去除得到较好的脑血流搏动波形。另外,当受试者屏住呼吸时,测量的血流搏动波形非常好。

因此实验说明了这种磁感应相位移方法可以实现非接触的脑血流测量,相对于超声、CT、MRI 等检测方法,其优点是低成本,操作方便,速度快,可以实时监测。但是,该检测系统尚存在的一些需要解决的问题,主要是受试者运动造成的干扰,包括志愿者头部与检测系统之间的相对运动;另外,检测传感器的灵敏度不高,检测到的脑血流搏动信号的幅度较小,只有  $0.1^\circ$ 。灵敏度低的主要原因在于激励磁场的强度非常低,因为激励线圈的直径非常大,达到 200 mm,信号源输出的功率又非常小,只有 100 mW。将来需要优化线圈结构,对信号源输出的信号进行功率放大,以提高激励磁场强度。从得到的脑血流波形可知,每次脑血流搏动引起的相位差幅度变化约为  $0.1^\circ$ ,如果测量条件不变,其幅度发生改变,则反映出心脏

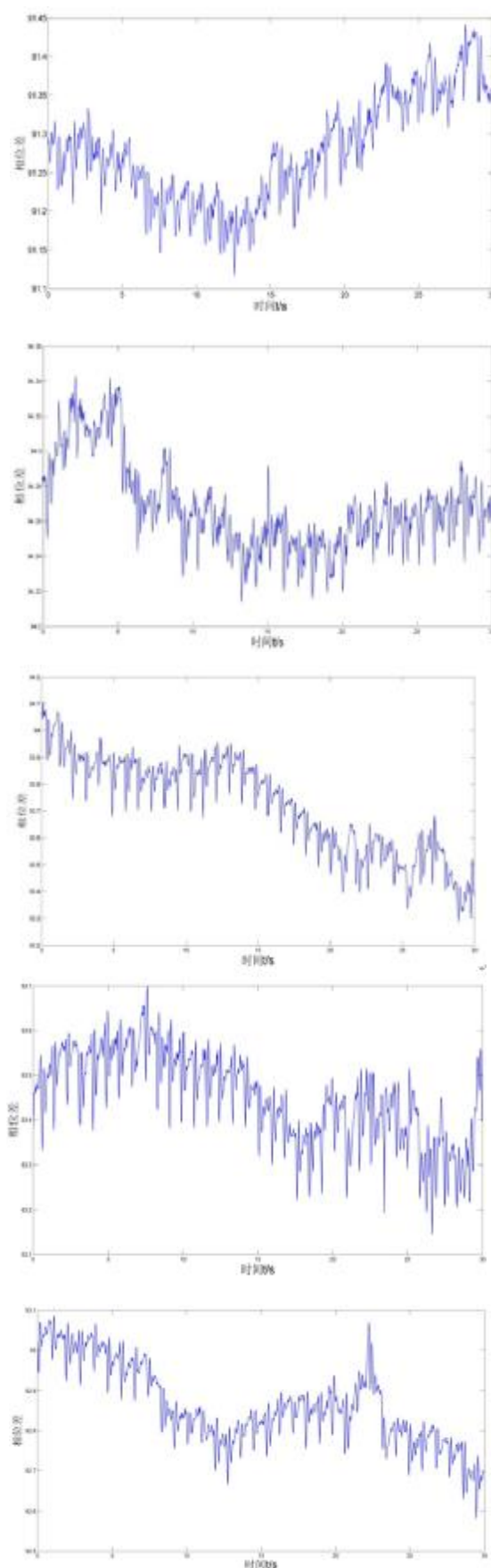


图 6 5 名受试者没有屏住呼吸时的脑血流相位差原始数据  
Fig.6 The Original Phase Difference Data of CBF when 5 Subjects Breath

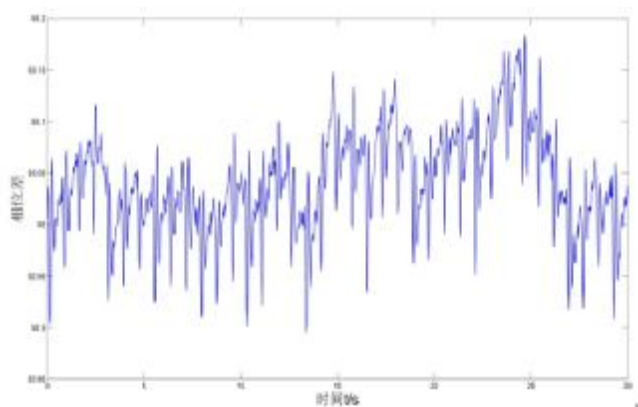


图7 1号受试者屏住呼吸时的脑血流原始数据

Fig.7 The Original Phase Difference Data of CBF when No.1 Subject Hold Breath

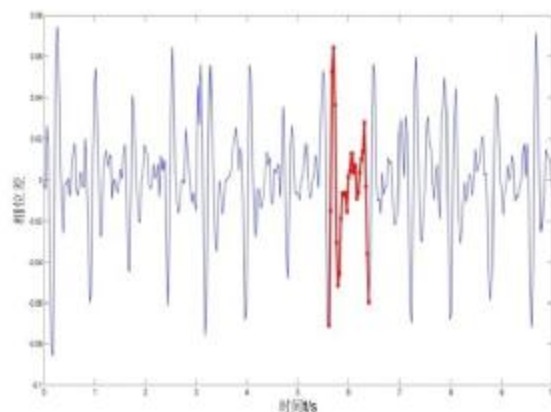


图8 处理后的脑血流,红色部分为1个周期

Fig.8 The Processed CBF Waveform, and the Red Section Represents A Cycle

泵血功能或者脑血管弹性等方面发生的变化,对于动脉硬化、脑缺血、脑出血的诊断可提供参考依据。在接下来的实验中,测量几名患有上述疾病患者的脑血流波形并与健康人的脑血流进行对比,进一步研究该方法的实用性。

### 【参考文献】

- [1] 吕翠,高波,梁辉.慢性脑供血不足(CCCI)的脑血流灌注成像研究进展[J].医学影像学杂志,2011,21(7): 1083-1085.  
Lu C, Gao B, Liang H. Advances of cerebral perfusion imaging on chronic cerebral insufficiency (CCCI) [J]. Journal of Medical Imaging, 2011, 21(7): 1083-1085.
- [2] Guardo R, Trudelle S, Adler A, et al. Contactless recording of cardiac related thoracic conductivity changes[C]. Engineering in Medicine and Biology Society, 1995. IEEE 17th Annual Conference. IEEE, 1995, 2: 1581-1582.
- [3] Rubinsky B, Gonzalez CA. Volumetric induction phase shift detection system for determining tissue water content properties: U.S. Patent 8, 633, 033[P]. 2014-1-21.
- [4] Teichmann D, Foussier J, Loschke D, et al. MonitoRing-Magnetic induction measurement at your fingertip [J]. Journal of Physics: Conference Series, 2013, 434(1): 012084.
- [5] Sun J, Jin G, Qin MX, et al. Detection of acute cerebral hemorrhage in rabbits by magnetic induction [J]. Brazilian Journal of Medical and Biological Research, 2014, (AHEAD): 000-000.
- [6] Tarjan PP, McFee R. Electrodeless measurements of the effective resistivity of the human torso and head by magnetic induction [J]. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 1968(4): 266-278.
- [7] 姜旭栋,周益,侯海燕,等.正常成人256层极速CT全脑灌注成像的脑血流动力学定量研究[J].现代中西医结合杂志,2013,22(3): 302-304.  
Jiang XD, Zhou Y, Hou HY, et al. Cerebral hemodynamics quantitative study of speed CT 256 layers whole brain perfusion imaging on normal adult [J]. Modern Journal of Integrated Traditional Chinese and Western Medicine, 2013, 22(3): 302-304.
- [8] 秦明新,王海彬,焦李成,等.磁感应方法检测脑组织电导率的FDTD仿真研究[J].中国医学物理学杂志,2006,23(2): 104-107.  
Qin MX, Wang HB, Jiao LC, et al. The development of the system of contactless magnetic induction tomography of brain impedance [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2006, 23(2): 104-107.
- [9] Richer A, Adler A. Eddy current based flexible sensor for contactless measurement of breathing [C]. Instrumentation and Measurement Technology Conference, 2005. IMTC 2005. Proceedings of the IEEE. IEEE, 2005, 1: 257-260.
- [10] Griffiths H. Magnetic induction tomography[J]. Measurement Science and Technology, 2001, 12(8): 1126.