

动物体内三维电场测量系统

鲁 露 王向晖 齐红新 任志鹏 张 杰

(华东师范大学物理与材料科学学院生物物理实验室 上海 200241)

摘要 为准确获得微波辐照生物体内电磁暴露剂量,设计并制作了可用于测量 1 800 MHz 大鼠体内电场大小和方向的三维电场测量系统。测定了三维电场测量系统的方向性和灵敏度,并测定了空间电场大小、方向及三维分量。实验表明,三维电场测量系统具有较好的空间各向同性 (<-3 dB),电场测量范围为 0~605.95 V/m,灵敏度为 0.96 mV/m。该测量系统在不同介质中的响应系数随相对介电常数的增大而减小,当相对介电常数大于 20 时,测量系统的响应系数随相对介电常数增大呈缓慢线性减小。实验还测量了 1 800 MHz 微波辐照大鼠大脑和肝脏内的电场,并给出了组织器官内电场的方向。大鼠大脑内的电场测量值与理论值最大相差 5.1%,肝脏电场测量值与理论值最大相差 13.1%,电场测量值和模拟计算值吻合较好。

关键词 三维电场测量系统, 电场方向, 活体测量, 微波辐照

中图分类号 TL72

DOI: 10.11889/j.1000-3436.2019.rj.37.010701

A three-dimensional electric field measurement system *in vivo*

LU Lu WANG Xianghui QI Hongxin REN Zhipeng ZHANG Jie

(Laboratory of Biophysics, Department of Physics and Materials Science, East China Normal University, Shanghai 200241, China)

ABSTRACT In order to ascertain the dosimetry of animals exposed to an electromagnetic field (EMF), a three-dimensional electric field measurement system *in vivo* was designed. The proposed system can be used to measure the electric fields in rats exposed to an EMF of 1 800 MHz. In addition, several parameters of the proposed system were measured, including direction and sensitivity. The isotropy of the proposed system was found to be less than -3 dB. The measurement range and system sensitivity were 0~605.95 V/m and 0.96 mV/m, respectively. Further, the magnitude, direction, and three-dimensional components of the electric field were determined by several tests using different solutions. The results indicated that the response coefficient of the measurement system in different media decreased as the relative permittivity increased. When the relative permittivity was higher than 20, no significant change in the response coefficient was observed. The difference in maximum relative errors of the electric field between the measured values in the brain and liver of rats exposed to EMF of 1 800 MHz and the calculated values was small, 5.1% for brain and 13.1% for liver. The results indicated that the measured electric field values were in good agreement with the calculated values. Therefore, it is demonstrated the proposed three-dimensional electric field measurement system can accurately measure the electric field in animals irradiated by

基金资助: 国家自然科学基金项目(31600675)资助

第一作者: 鲁露,女,1994年3月出生,2016年6月毕业于江苏师范大学,现为华东师范大学全日制在读硕士研究生,生物物理专业,E-mail: 392256598@qq.com

通信作者: 张杰,博士,高级工程师,E-mail: jzhang@phy.ecnu.edu.cn

收稿日期: 初稿 2018-10-15; 修回 2018-11-27

Supported by the National Natural Science Foundation of China (31600675)

First author: LU Lu (female) was born in March 1994, and graduated from Jiangsu Normal University in June 2016. Now she is a master candidate in East China Normal University, majoring in biophysics, E-mail: 392256598@qq.com

Corresponding author: Ph.D. ZHANG Jie, Senior engineer, E-mail: jzhang@phy.ecnu.edu.cn

Received 15 October 2018; accepted 27 November 2018

microwaves.

KEYWORDS Three-dimensional electric field measurement system, Direction of electric field, *In vivo*, Microwave irradiation**CLC** TL72

近年来随着手机等通讯设备的广泛使用,人们越来越关注电磁波对人体的影响,例如青少年注意力不集中是否与手机的使用有关^[1],手机与患脑癌概率的关系等^[2]。手机频段处于900 MHz至2 300 MHz,在该频率范围内,用比吸收率(Specific absorbing rate, SAR)来表征电磁场对生物体的影响^[3]。通常,得到SAR值的方法有直接测量法、量热法和数值模拟计算法^[4]。量热法具有很高的空间分辨率(<1 mm³),但受热对流影响较大,且在温度无明显变化时不适用;数值模拟计算法可通过计算机仿真得到在不同辐照条件下动物体的SAR,但该方法需建立精细的数字动物模型,而且由于所建立的数字模型与实验过程中的动物存在较大差异,包括姿势、体重等,会导致模拟计算结果误差较大^[5]。为验证模拟计算结果,需用电场测量系统直接测量动物体内重要器官的电场分布并与模拟计算结果比对分析,从而进一步得到较为可靠的动物组织器官的SAR值。

为精确测量电场强度,国内外学者开展了许多关于电场测量系统的研究^[6-10]。Antonio等^[11]、Pokovic等^[12]、Hakim等^[13]设计并制作了空间分辨率达毫米量级、可用于生物体测量的电场测量系统,并测量了系统的方向性及其他性能。其中Hakim等^[13]用3个正交二极管感应制作了可测量空间任意一点场强大小的三维电场测量系统,测量了900 MHz和1 800 MHz组织模拟液的电场响应系数。这些研究只测量了组织模拟液内电场的大小,没有给出电场方向,并且没有用于测量动物体内三维电场。国内研究的电场测量系统多用于安全作业^[14]、高压传输线^[15-16]等工频电场的测量。洪少男等^[17]制作了用于检测复杂电场的小体积光纤射频一维电场探头,可应用于电子产品设计领域。国内涉及到动物体内电场强度测量的探讨尚未见报道。

针对以上不足,本文在前期研究的可用于动物体内测量的一维电场测量系统^[18]基础上,进一

步设计并制作了可用于测量1 800 MHz微波辐照生物体内电场的三维电场测量系统。测量了三维电场测量系统的方向性、在不同介质(自由空间、0.1 mol/L NaCl溶液、无水乙醇、无水甲醇和组织模拟液)中的响应及空间电场的大小和方向,实验还测量了1 800 MHz微波辐照下SD(Sprague dawley)大鼠大脑和肝脏内部的电场大小及方向,并与模拟计算结果进行了比对分析。

1 材料与方法

1.1 电场测量系统

三维电场测量系统以环氧树脂支架支撑,主要包括信号接收与整流、信号传输、信号放大、滤波系统和信号测量等5部分。采用3个偶极天线作为高频信号接收端,肖特基二极管HSCH-5332对信号进行整流,信号传输部分采用高阻碳膜线传输,如图1(a)所示。为实现更高度度的解耦,偶极天线在空间中的分布呈三维正交 Δ -梁式结构^[11-19],该分布具有稳定性高、节省空间等优点。偶极天线距离探头顶端约2 mm,高阻传输线长11 mm,线宽0.04 mm,线间距为0.4 mm,高阻线阻值为500 M Ω /m。信号接收部分用环氧树脂胶封装,选用放大器INA110 cp作为信号放大电路。为降低高频信号成分,滤波部分采用三级RC低通滤波,用Fluke数字万用表直接测量输出信号。

三维电场探头的各向同性是通过3个偶极子的正交分布来实现的,如图1(b)所示,各个棱面的夹角为120°。每个偶极子与探头的轴线呈54.7°^[11, 19]。当探头在其工作区域时,每个偶极子的直流输出电压值与相应的直流电压成正比,所以,“总”电场大小可表示为式(1)。

$$E = (k_1^2 U_1 + k_2^2 U_2 + k_3^2 U_3)^{\frac{1}{2}} = K \sqrt{U} \quad (1)$$

式中: U_1 、 U_2 、 U_3 、 U 分别为3个分量的直流输出电压及三维探头测量总电压(V); k_1 、 k_2 、 k_3 、 K

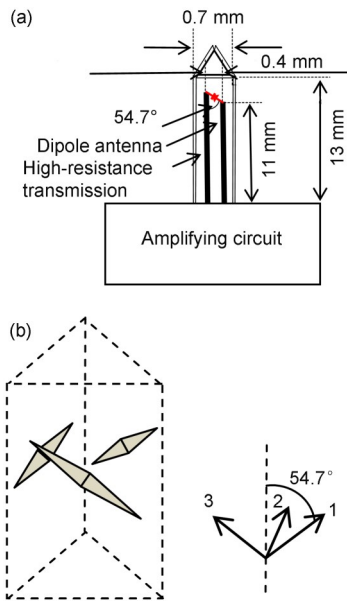


图1 三维电场测量系统信号接收与传输部分
Fig.1 Signal reception and transmission part of three-dimensional electric field measurement system

分别为对应的响应系数。

1.2 实验装置

1 800 MHz微波辐照装置由微波暗室、模拟信号发生器、放大器及喇叭天线组成，如图2所示。微波暗室四周铺满吸波锥，具有良好的吸波效果。微波源产生1 800 MHz微波，后经喇叭天线发射到空间，辐照功率为1~200 W。微波暗室内置可调高度的有机玻璃辐照台，位于喇叭天线正下方。实验样品放置在聚苯乙烯泡沫盒中，泡沫盒置于有机玻璃载物台上。三维电场测量系统距喇叭天线1.5 m，竖直向下进行测量，深入待测液的深度约为3~4 mm，三维探头测量部分尺寸约1 mm，见图

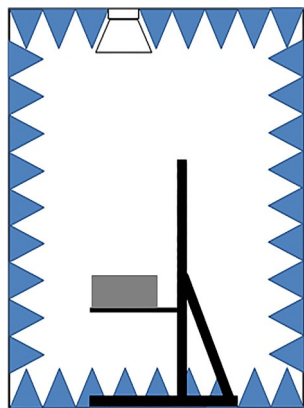


图2 1 800 MHz微波辐照装置示意图
Fig.2 Diagram of 1 800 MHz microwave exposure system

1 (a)。Pokovic等^[12]研究表明，当测量部分尺寸小于4 mm时，电场探头对动物体内电场影响较小。因此，三维电场测量系统可用于动物体内电场测量。

1.3 空间方向性及分量的测定

为保证动物体内电场测量的准确性，需测得三维电场测量探头在空间的方向性。以测量点为原点 O ，喇叭天线长边方向为 X 轴，竖直向上方向为 Z 轴，建立空间直角坐标系 $O-XYZ$ 。将三维电场测量系统竖直放置于喇叭天线正下方1.5 m测量点处，以 X 轴为起点，每隔15°逆时针旋转，旋转角度为 α 。三维电场测量系统的方向性计算公式如式(2)，并根据计算结果绘制方向图。

$$d = 20 \times \lg \frac{E_i}{E_{\max}} \quad (2)$$

式中： $E_{\max}$ 为电场测量值 E_i 的最大值(V/m)。

空间电场 E 与直角坐标系 $O-XYZ$ 的 X 轴夹角为 θ ，与 Z 轴夹角为 ψ 。电场 E 在 X 轴、 Y 轴和 Z 轴方向上的投影分别 E_x 、 E_y 和 E_z 。三维电场测量系统3个面测得的场强分别为 E_1 、 E_2 、 E_3 。利用空间几何关系， E_x 、 E_y 、 E_z 的大小可用测得的电场 E_1 、 E_2 、 E_3 表示，如公式(3)、(4)和(5)。

$$E_x = \frac{E_2 + E_3 - 2E_1}{3\sin 54.7^\circ} \cos \alpha + \frac{E_2 - E_3}{3\sin 54.7^\circ \cos 30^\circ} \sin \alpha \quad (3)$$

$$E_y = \frac{E_2 + E_3 - 2E_1}{3\sin 54.7^\circ} \cos \alpha - \frac{E_2 - E_3}{3\sin 54.7^\circ \cos 30^\circ} \sin \alpha \quad (4)$$

$$E_z = \frac{E_1}{\cos 54.7^\circ} + \frac{E_2 + E_3 - 2E_1 \sin 54.7^\circ}{3\sin 54.7^\circ \cos 54.7^\circ} \quad (5)$$

电场 E 与坐标系 $O-XYZ$ 的夹角 θ 和 ψ ，可由 E_x 、 E_y 、 E_z 表示为公式(6)、(7)。

$$\theta = \arctan \left(\frac{E_x}{E_y} \right) \quad (6)$$

$$\psi = \arctan \left(\frac{E_y}{E_z \sin \theta} \right) \quad (7)$$

1.4 不同溶液中响应系数测量

实验选用了0.1 mol/L NaCl溶液、组织模拟液、无水甲醇和无水乙醇4种溶液来测量响应系数，溶液在频率为1 800 MHz时，相对介电常数分别为77.41、43.54、26.10和9.60。将盛有1 L溶液的聚苯乙烯泡沫盒（尺寸为261 mm×218 mm×185 mm）置于载物台上。距喇叭天线1.5 m，电场测量系统的信号接收部分深入液面3 mm，测量不同空间电场强度时电场测量系统的响应信号。

1.5 数值模拟计算大鼠组织器官内场强

数值计算软件为XFDTD7.3.2, 计算网格为0.4 mm, 电磁波频率为1 800 MHz。SD雄性大鼠数字模型具有32种组织器官, 重220 g, 组织分辨率为0.15 mm×0.15 mm×0.6 mm, 各组织电参数的设置参考文献[20]。大鼠大脑和肝脏组织内电场测量点分别选取大鼠后脑位置大脑皮层下3 mm处和肝脏中叶中心表皮下方3 mm处。

1.6 大鼠大脑和肝脏电场的测量

实验测量步骤参考文献[18], 选用6只SD雄性大鼠(购于上海斯特莱公司, 体重约200 g), 腹腔注射2.5 mL质量分数为1%戊巴比妥钠溶液。将大鼠麻醉后放在泡沫盒中, 大鼠的躯干与泡沫盒的长边平行, 分别在大鼠大脑后脑和肝脏中叶开直径约为4 mm的小孔, 测量点位于喇叭天线正下方远场处, 距离为1.5 m, 三维电场测量系统的接收部分竖直深入小孔约3 mm。

2 结果与讨论

2.1 三维电场测量系统的方向性

三维电场测量系统输出电压的算术平方根与空间电场存在线性关系, 比例系数为 $K=22.64$, 如图3所示。经实验测量可知, 三维电场测量系统的测量范围为0~605.95 V/m, 灵敏度为0.96 mV/m。

三维电场测量系统测得电场在不同方向响应结果如图4所示。由图4可知, 该测量系统测得电

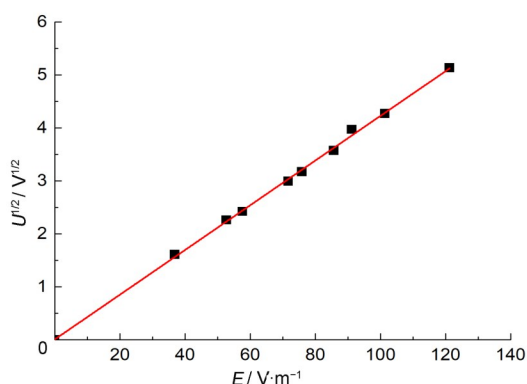


图3 空间电场与输出电压的关系

Fig.3 Relationship between the output voltage and E

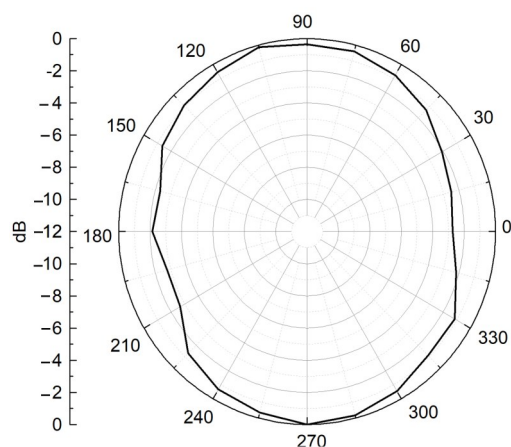


图4 三维电场测量系统方向图

Fig.4 Response of the 3-D measurement system in different angle

场在各个方向最大偏差为-2.75 dB, 具有良好的各向同性。当旋转角度为105°时, 电场测量值 E_t 最大, 为82.2 V/m。

2.2 空间电场三维分量

选取三维电场测量系统在空间测量点逆时针旋转过程中的6个旋转角度(依次为90°、105°、120°、255°、270°、285°)进行分析。由公式(3)、(4)、(5)、(6)和(7), 可得空间电场强度大小和方向及在坐标系 O -XYZ 3个坐标轴上的投影 E_x 、 E_y 、 E_z , 所得结果如表1所示。由表1可知, 电场与空间直角坐标系 O -XYZ的 X 轴夹角 θ 为-36.7°~-15.5°, 与 Z 轴夹角 ψ 为77.6°~82.5°, 电场方向不随三维电场测量系统的旋转角度发生改变。由三维电场测量系统在空间逆时针旋转360°测得的电场求平均值, 可得电场与坐标系 O -XYZ的夹角为 $\theta=-24.0^\circ \pm 13.1^\circ$, $\psi=78.0^\circ \pm 12.9^\circ$ 。三维电场测量系统在6个旋转角度测得的电场强度为77.6~82.2 V/m, 电磁辐射分析仪在该点测得电场强度为85.7 V/m, 误差-0.43~-0.18 dB。当逆时针旋转角度为105°时, 电场测量值与电场实际值相差最小, 此时, 测得电场在坐标系 O -XYZ的 X 、 Y 、 Z 3个坐标轴方向上的投影分别为75.5、17.7和21.2 V/m。

表1 不同旋转角度电场值及其方向(空间, $P=50\text{ W}$)
Table 1 Electric field in different rotation angles (air, $P=50\text{ W}$)

旋转角度 $\alpha / (^{\circ})$	电场 X 轴分 量 $E_x / \text{V} \cdot \text{m}^{-1}$	电场 Y 轴分 量 $E_y / \text{V} \cdot \text{m}^{-1}$	电场 Z 轴分量 $E_z / \text{V} \cdot \text{m}^{-1}$	电场与坐标系 O -XYZ 夹角 $/ (^{\circ})$	测得电场大小 $E / \text{V} \cdot \text{m}^{-1}$	空间电场大小 $E_0 / \text{V} \cdot \text{m}^{-1}$	误差 $/ \text{dB}$
Rotate angle	X -component of E_x	Y -component of E_y	Z -component of E_z	Angle between measuring E and O -XYZ axes	Magnitude of measuring E in the air	Magnitude of E_0 in the air	Error
				θ ψ			
90	62.7	-21.9	18.1	-24.6 76.5	78.0	85.7	-0.41
105	75.5	-17.7	21.2	-18.3 75.1	82.2	85.7	-0.18
120	71.2	-14.7	23.9	-15.5 72.1	77.6	85.7	-0.43
255	59.7	-31.9	24.0	-36.9 72.2	78.5	85.7	-0.38
270	65.8	-29.5	27.4	-32.3 70.5	80.7	85.7	-0.26
285	68.8	-24.4	27.9	-26.2 70.0	81.7	85.7	-0.21

2.3 三维电场测量系统在不同介质中的响应

实验测量了三维电场测量系统在不同介电参数的溶液中的响应,并建立了1 800 MHz微波辐照下自由空间、0.1 mol/L NaCl溶液、无水乙醇、无水甲醇和组织模拟液中的输出电压 U 算术平方根与电场强度的关系,如图5 (a) 所示。由图5 (a) 可知,不同溶液中三维电场测量系统的输出电压算术平方根和电场强度呈线性相关,两者之间的比例系数即为三维电场测量系统在不同溶液中的响应 K 。

三维电场测量系统测得自由空间、无水乙醇、

无水甲醇、组织模拟液和0.1 mol/L NaCl溶液中的响应系数分别为22.64、17.25、5.12、4.08和4.02。响应系数与相对介电常数的关系见图5 (b)。此结果与文献 [18] 中的规律一致,即当溶液的相对介电常数大于20时,测量系统的响应系数随相对介电常数增大呈缓慢线性减小。在1 800 MHz电磁辐照下,大鼠的大脑和肝脏的相对介电常数分别为43.5和44,组织模拟液的相对介电常数为43.54。因此,三维电场测量系统测量大脑和肝脏内电场强度时选用三维电场测量系统在组织模拟液中的响应系数。

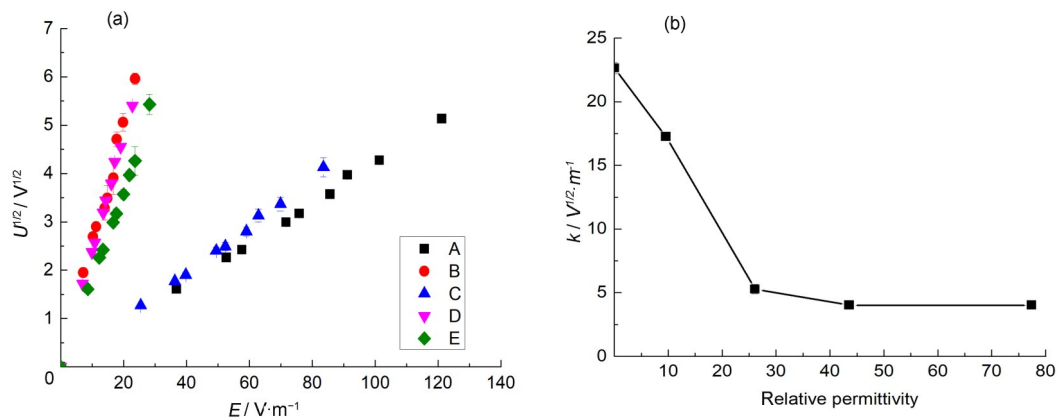


图5 三维电场测量系统在不同介质中的响应:(a)不同介质输出电压和的算术平方根与电场强度理论值的关系,A、B、C、D、E分别为自由空间、0.1 mol/L NaCl溶液、无水乙醇、组织模拟液和无水甲醇;
(b)不同介质响应系数

Fig.5 Response of three-dimensional electric field measurement system in different solutions: (a) the relationship between the arithmetic square root of U and the theoretical value of E in different media, free space, 0.1 mol/L NaCl, ethyl alcohol, tissue-simulating phantom, and anhydrous methanol was represented by A, B, C, D, and E, respectively; (b) response coefficients in different solutions

2.4 微波辐照大鼠大脑和肝脏组织内电场

运用XFDTD7.3.2软件模拟计算了1 800 MHz微波辐照时单位电场作用下大鼠体内电场分布,根据空间电场值计算得到了大脑、肝内组织的电场强度 E_s (大脑为 E_{bs} , 肝脏为 E_{ls})。实验用三维电场测量系统测量了不同空间电场值辐照时大鼠大脑和肝脏组织内电场大小和方向。模拟计算及实验测量结果如表2和表3所示, p 为测量值与模拟计算值的百分误差, 见公式(8)。

$$p = \frac{|E_s - E_m|}{E_s} \times 100\% \quad (8)$$

由表2可知, 暴露于不同空间电场 E_0 下, 实验测量大鼠大脑内所得电场与理论模拟结果均相近, 平均相差4.4%, 最大相差约6.1%。测量得到大鼠大脑内电场方向不随当前空间电场 E_0 大小改变, 与坐标系 O -XYZ的 X 轴夹角为 θ 约为 -14° , 与 Z 轴夹角为 ψ 约为 80.5° 。

由表3可知, 三维电场测量系统测得大鼠肝脏组织内电场与模拟计算结果误差较小, 平均误差为8.9%, 最大百分误差为13.1%。实验测得大鼠肝脏组织内电场与坐标系 O -XYZ的 X 轴夹角为 θ 约为 -17° , 与 Z 轴夹角为 ψ 约为 83° 。结合表2和表3, 电场与坐标系 O -XYZ的夹角为 $\theta = -15.8^\circ \pm 4.4^\circ$, $\psi = 81.0^\circ \pm 5.5^\circ$ 。

Wang等^[21]研究表明, 介电参数变化在5%左右, 理论计算所得组织器官的比吸收率变化达到了10%。Schönborn等^[22]在理论模拟计算时, 改变三维动物模型的姿势, 动物体内的SAR值变化达到30%。此外, 实验时大鼠放置位置^[23-24]、大鼠尺寸^[25]、三维探头放置位置、模拟计算时网格的划分^[26]、实际测量时大鼠组织损伤等多种因素都会导致理论值和实验值之间存在差异。由以上分析可知, 设计制作的三维电场测量系统能够较好的测量动物组织器官内的电场, 并与理论模拟值吻合很好。

表2 1 800 MHz微波辐照大鼠大脑电场的测量值和计算值
Table 2 Measurement and theoretical values of E in rat brain exposed to 1 800 MHz EMF

自由空间电场 $E_0 / \text{V} \cdot \text{m}^{-1}$ Magnitude of E_0 in the air	电场与坐标系 O -XYZ 夹角 / ($^\circ$) Angle between measuring E and O -XYZ axes		大鼠大脑组织内 电场实验值 $E_m / \text{V} \cdot \text{m}^{-1}$ Magnitude of measuring E_m in the brain of rat	大鼠大脑组织内 电场理论值 $E_{bs} / \text{V} \cdot \text{m}^{-1}$ Magnitude of theoretical E_{bs} in the brain of rat	百分误差 $p / \%$ Percentage error
	θ	ψ			
36.9	-15.4	79.9	6.4±0.6	6.35±0.03	0.5
52.7	-13.7	81.0	8.8±0.6	9.05±0.04	3.2
57.7	-14.0	80.7	9.4±0.3	9.92±0.04	5.2
71.7	-14.2	80.3	11.6±0.4	12.33±0.03	5.8
75.9	-14.2	80.2	12.3±0.4	13.05±0.04	5.5
85.7	-14.2	79.9	13.8±0.4	14.72±0.05	6.1

表3 1 800 MHz微波辐照大鼠肝脏电场的测量值和计算值
Table 3 Measurement and theoretical values of E in rat liver exposed to 1 800 MHz EMF

自由空间电场 $E_0 / \text{V} \cdot \text{m}^{-1}$ Magnitude of E_0 in the air	电场与坐标系 O -XYZ 夹角 / ($^\circ$) Angle between measuring E and O -XYZ axes		大鼠肝脏组织内 电场实验值 $E_m / \text{V} \cdot \text{m}^{-1}$ Magnitude of measuring E_m in the liver of rat	大鼠肝脏组织内 电场理论值 $E_{ls} / \text{V} \cdot \text{m}^{-1}$ Magnitude of theoretical E_{ls} in the liver of rat	百分误差 $p / \%$ Percentage error
	θ	ψ			
36.9	-17.2	70.7	6.9±0.6	6.50±0.04	6.0
52.7	-16.7	80.8	10.1±0.5	9.26±0.04	13.1
57.7	-19.9	82.6	11.3±0.5	10.15±0.03	11.3
71.7	-16.9	84.8	13.5±0.5	12.62±0.04	7.2
75.9	-16.0	85.3	14.3±0.5	13.36±0.05	6.7
85.7	-17.5	86.5	16.4±0.5	15.07±0.04	8.8

3 结论

为了测量动物体内电场强度的大小及方向，本文在前期研究的基础上进行设计并制作了动物体内三维电场测量系统。经测试，三维电场测量系统具有良好的方向性，最大偏差小于-3 dB，还测定了空间电场方向及3个分量的大小。实验测量了1 800 MHz微波辐照下三维电场测量系统在不同介质（自由空间、0.1 mol/L NaCl溶液、无水乙醇、无水甲醇和组织模拟液）中的响应系数。结果表明，三维电场测量系统在不同介质中的响应系数随相对介电常数的增大而逐渐减小，当相对介电常数大于20时，响应系数变化缓慢，近似呈线性减小。最后，用三维电场测量系统测量了1 800 MHz微波辐照下大鼠大脑和肝脏组织内的电场大小和方向，并与模拟计算结果进行比较，实验测量值和模拟计算结果吻合较好。

参考文献

- Repacholi M H, Lerchl A, Rösli M, *et al.* Systematic review of wireless phone use and brain cancer and other head tumors[J]. *Bioelectromagnetics*, 2012, **33**(3): 187-206. DOI: 10.1002/bem.20716.
- Baker B, Tkach J A, Nyenhuis J A, *et al.* Evaluation of specific absorption rate as a dosimeter of MRI-related implant heating[J]. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2004, **20**(1): 315-320.
- Zheng F Z, Gao P, He M D, *et al.* Association between mobile phone use and inattention in 7102 Chinese adolescents: a-based cross-sectional study[J]. *BMC Public Health*, 2014, **14**(1): 1-7. DOI: 10.1186/1471-2458-14-1022.
- International Committee Non-ionizing Radiation Protection. Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetics fields (up to 300 GHz)[J]. *Health Physics*, 1998, **74**(4): 494-522.
- Gong Y J, Capstick M H, Kuehn S, *et al.* Life-time dosimetric assessment for mice and rats exposed in reverberation chambers for the two-year NTP cancer bioassay study on cell phone radiation[J]. *Transactions on Biomedical Engineering*, 2017, **59**(6): 1798-1808. DOI: 10.1109/TEMC.2017.2665039.
- Jarrige P. Electrooptic probe adapted for bioelectromagnetic experimental investigations[J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2012, **61**(7): 2051-2058. DOI: 10.1109/TIM.2012.2183034.
- Narang N, Dubey S K, Negi P S, *et al.* A coplanar microstrip antenna as a dosimetric E-field probe for GSM frequencies[J]. *MAPAN-Journal of Metrology Society of India*, 2016, **87**(12): 143-147. DOI: 10.1007/s12647-016-0198-9.
- Li G, Itou K, Katou Y, *et al.* A resonant E-field probe for RFI measurements[J]. *IEEE Trans Electromagn Compat*, 2014, **56**(6): 1719-1722. DOI: 10.1109/TEMC.2014.2354018.
- Ghosh S, Roy A, Chakraborty A. Estimation of antenna factor of microstrip patch antenna as EMI sensor[J]. *Journal of Electromagnetic Waves and Applications*, 2002, **16**(1): 79-170.
- Ali M, Sanyal S. FDTD analysis of dipole antenna as EMI sensor[J]. *Progress in Electromagnetics Research*, 2007, **69**: 341-359. DOI: 10.2528/PIER06122801.
- Faraone A, Mccoy D O, Chou C K, *et al.* Characterization of miniaturized E-field probes for SAR measurements[C]. *IEEE International Symposium on Electromagnetic Compatibility. Symposium record (Cat. No. 00CH37016)*. Washington, DC: IEEE, c2000: 749-754. DOI: 10.1109/ISEMC.2000.874715.
- Pokovic K, Schmid T, Kuster N. Millimeter-resolution E-field probe for isotropic measurement in lossy media between 100 MHz and 20 GHz[J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2000, **49**(4): 873-878. DOI: 10.1109/19.863941.
- Hakim B M, Beard B B, Davis C C. Precise dielectric property measurement and E-field probe calibration for specific absorption rate measurements using a rectangular waveguide[J]. *Measurement Science and Technology*, 2009, **20**(4): 045702. DOI: 10.1088/0957-0233/20/4/045702.
- 王德贺, 潘科, 张月金. 基于 pockels 电光效应的电场测量传感器研究[J]. *山西建筑*, 2018, **44**(15): 109-110. DOI: 1009-6825(2018)15-0109-02.
WANG Dehe, PAN Ke, ZHANG Yuejin, *et al.* Study on electric field measurement based on pockels photoelectric effect[J]. *Shanxi Architecture*, 2018, **44**(15): 109-110. DOI: 1009-6825(2018)15-0109-02.
- 唐立军, 彭春荣, 顾植彬. 新型电场传感器应用于输电线电场测量[J]. *传感器与微系统*, 2017, **36**(6): 154-160. DOI: 10.13873/J.1000-9787(2017)06-0154-03.
TANG Lijun, PENG Chunrong, GU Zhibin, *et al.* New type of electric field sensor for electric field measurement

- of transmission line[J]. *Transducer and Microsystem Technologies*, 2017, **36**(6): 154-160. DOI: 10.13873/J.1000-9787(2017)06-0154-03.
- 16 全杰, 雷煜卿, 刘国华, 等. 微型电场传感器在工频电场测量中的应用研究[J]. *电子与信息学报*, 2018, **40**: 1-6. DOI: 10.11999/JEIT180217.
- TONG Jie, LEI Yuqing, LIU Guohua, *et al.* Power-frequency electric field measurement using a micromachined electric field sensor[J]. *Journal of Electronics & Information Technology*, 2018, **40**: 1-6. DOI: 10.11999/JEIT180217.
- 17 Hong S N, Wu S M, Lin C C, *et al.* Sensitivity improvement of RF-over-fiber E-field probe with LNA and postamplification[J]. *Microwave and Optical Technology Letters*, 2017, **59**(6): 1375-1378. DOI: 10.1002/mop.30539.
- 18 邢侦赫, 张杰, 王向晖, 等. 1 800 MHz 微波辐照大鼠体内电场测量系统[J]. *辐射研究与辐射工艺学报*, 2017, **35**(3): 030602. DOI: 10.11889/j.1000-3436.2017.rj.35.030602.
- XING Zhenhe, ZHANG Jie, WANG Xianghui, *et al.* A system for the measurement of electric fields in vivo in rats exposed to 1800 MHz microwave radiation[J]. *Journal of Radiation Research and Radiation Processing*, 2017, **35**(3): 030602. DOI: 10.11889/j.1000-3436.2017.rj.35.030602.
- 19 Christian P, Pennec L, Jérôme L, *et al.* Design, modelisation and optimisation of high efficiency miniature E-field probes performed on 3D ceramic prisms for SAR evaluation[J]. *Annals of Telecommunications*, 2008, **63**(1): 43-53. DOI: 10.1007/s12243-007-0004-3.
- 20 Gabriel C, Gabriel S. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 1996, **41**: 2231-2249.
- 21 Wang J M, Chen B G, Qi H X, *et al.* Dosimetric variation in human exposure to 20 MHz-3 GHz electromagnetic fields due to changes in dielectric properties[J]. *Radiation Protection Dosimetry*, 2017, **173**(4): 325332. DOI: 10.1093/rpd/ncw010.
- 22 Schönborn F, Poković K, Kuster N. Dosimetric analysis of the carousel setup for the exposure of rats at 1.62 GHz[J]. *Bioelectromagnetics*, 2004, **25**(1): 16-26. DOI: 10.1002/bem.10153.
- 23 Chen B X, Wang J M, Wang X H, *et al.* The specific absorption rate of tissues in rats exposed to electromagnetic plane waves in the frequency range of 0.05—5 GHz and SAR_{wb} in free-moving rats[J]. *Australasian College of Physical Scientists and Engineers in Medicine*, 2017, **40**(1): 21-28. DOI: 10.1007/s13246-017-0522-x.
- 24 Kuster N, Schudere J, Christ A, *et al.* Guidance for exposure design of human studies addressing health risk evaluations of mobile phones[J]. *Bioelectromagnetics*, 2004, **25**(7): 524-529. DOI: 10.1002/bem.20034.
- 25 Wu T N, Hadjem A, Wong M F, *et al.* Whole-body newborn and young rats' exposure assessment in a reverberating chamber operating at 2.4 GHz[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2010, **55**: 1619-1630. DOI: 10.1088/0031-9155/55/6/006.
- 26 Torres V J B. Exposure systems and dosimetry of large Scale *in vivo* studies[D]. Santiago de Compostela: University of Santiago de Compostela, 2007.