

基于高频结构仿真器的微波天线设计及其比吸收率的数值仿真研究

季聪,程云章

上海理工大学医疗器械与食品学院,上海 200093

【摘要】目的:设计一种工作在2.45 GHz频率的新型喇叭天线辐射器。**方法:**基于喇叭天线理论,设计辐射器参数,运用高频结构仿真器仿真软件建立圆锥喇叭天线模型,模拟计算人体头部组织的电磁场分布及单位质量电磁能量吸收率。**结果:**设计的喇叭天线辐射器在中心频率2.45 GHz下,天线输入端电压驻波比基本小于1.5,回波损耗小于-13 dB,人体头部组织在电磁辐射下的比吸收率最大限值为1.7 W/kg,满足设计的技术指标。**结论:**该辐射器有较好的方向特性,输出的微波能量满足体外理疗的要求。

【关键词】微波热疗;喇叭天线;比吸收率;高频结构仿真器

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2018)01-0096-06

Design of microwave antenna and the numerical simulation of specific absorption rate base on high frequency structure simulator

Ji Cong, CHENG Yunzhang

School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China

Abstract: Objective To design a new horn antenna radiator which works at 2.45 GHz for microwave hyperthermia. **Methods** Based on the theory of horn antenna, the parameters of radiator were determined. High frequency structure simulator (HFSS) was used to establish the cone horn antenna model, and analyze the distributions of electromagnetic fields and the specific absorption rate of human head tissues. **Results** In the central frequency of 2.45 GHz, the antenna input voltage standing-wave ratio was less than 1.5; the return loss was lower than -13 dB; and the maximum specific absorption rate of human head tissues under electromagnetic radiation was 1.7 W/kg, which met the technical indexes. **Conclusion** The radiator has a good antenna pattern, and the output microwave energy meets the requirements of physical therapy.

Keywords: microwave hyperthermia; horn antenna; specific absorption rate; high frequency structure simulator

前言

近年来,微波治疗仪广泛地应用于临床治疗中,具有很大的应用前景。目前国内采用的微波热疗方式都是体内热疗辐射器,相对体外辐射器,很难做到无痛无创的治疗效果,较容易对健康组织造成一定的损伤^[1]。体外辐射器通过照射人体受伤组织,以微波其特有的物理特性,即生物热效应和非热效应,促进病变组织的吸收、修复血液体液的循环,提高局部组织的免疫力,恢复病变组织器官的正常功能^[2]。

微波辐射器是微波治疗仪的关键部件,其作用

机理是通过磁控管产生的微波能量通过辐射器直接作用在人体的病变部位。因此辐射器的传输特性、方向性和能量损耗指标都很重要^[3]。本文提供了一种用于人体组织微波理疗的体外微波辐射器的设计方法,并对人体头部组织的比吸收率(Specific Absorption Rate, SAR)数值仿真分析研究。

1 天线基本理论

1.1 天线原理

天线的分析基础是元天线。辐射的基本单元是电基本振子和磁基本振子。根据电流连续性原理,建立如图1所示坐标系。

由电磁场理论求得辐射的磁场强度:

$$\left. \begin{aligned} H_r &= 0 \\ H_\theta &= 0 \\ H_\phi &= \frac{1}{\mu_0 r} \left[\frac{\partial(rA_\theta)}{\partial r} - \frac{\partial(Ar)}{\partial \theta} \right] = j \frac{Idl}{2\lambda r} \sin \theta \left(1 + \frac{1}{jkr} \right) e^{-jkr} \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

【收稿日期】2017-10-08

【作者简介】季聪,硕士,研究方向:精准医疗科学与工程(微波技术领域),
E-mail: 810963401@qq.com

【通信作者】程云章,教授,博士生导师,主要从事血流动力学及其临床应用、精准医疗科学与工程(微波技术领域)、医疗器械大数据应用等方面的研究, E-mail: cyz2008@usst.edu.cn

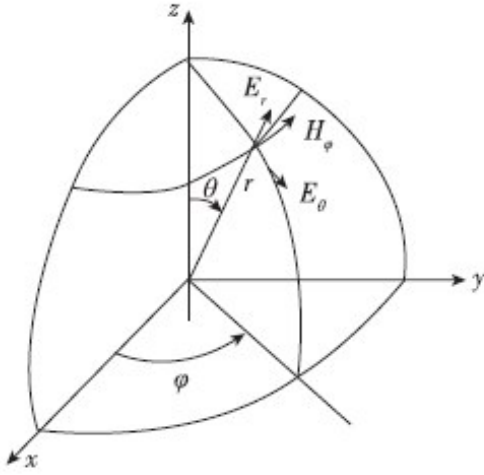


图1 电基本振子的辐射场

Fig.1 Radiation field of electrical fundamental oscillator

利用麦克斯韦方程,得电场强度:

$$\left. \begin{aligned} E_r &= j \frac{Idl}{2\pi r^2} \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0}} \cos \theta \left(1 + \frac{1}{jkr} \right) e^{-jkr} \\ E_\theta &= j \frac{Idl}{2\lambda r} \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0}} \sin \theta \left(1 + \frac{1}{jkr} - \frac{1}{k^2 r^2} \right) e^{-jkr} \\ H_\phi &= 0 \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

其中, $dl \ll \lambda$, E 是电场强度,单位为 V/m; H 为磁场强度,单位为 A/m;下标 r 、 θ 、 ϕ 分别表示球坐标系的各个方向分量;自由空间媒质的介电常数 $\epsilon_0 = 1 \times 10^{-9}/36\pi$ (F/m);磁导率 $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$ (H/m);相位常数 $k = 2\pi/\lambda = \omega \sqrt{\mu_0 \epsilon_0}$, λ 是自由空间波长。

任何天线的辐射场都可化为近场区、中场区和远场区。天线的性能参数通常是在远场区确定,因此远场区也称为辐射场。在远场区 ($kr \ll 1$), $\frac{1}{kr} \gg \frac{1}{(kr)^2} \gg \frac{1}{(kr)^3}$, $e^{-jkr} \approx 1$, 式(1)(2)可近似为:

$$\left. \begin{aligned} E_\theta &= j \frac{Idl}{2\pi r} \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0}} \sin \theta e^{-jkr} \\ H_\phi &= j \frac{Idl}{2\lambda r} \sin \theta e^{-jkr} \\ E_r &= E_\phi = H_r = H_\theta = 0 \end{aligned} \right\} \quad (3)$$

在微波系统中,由于波长较长,往往采用面天线来辐射电磁能量。所有的面天线都有一个明显的口径面,电磁能量通过口径面定向辐射。而喇叭天线是使用最广泛的微波天线,具有结构简单、馈电简便、功率容量大、频带宽、反射小和高增益的整体性能^[4],在微波治疗仪辐射器的设计中有良好的借鉴作用。

1.2 性能参数指标

1.2.1 天线的增益

天线增益(Gain)是表征将输入给

它的功率按特定方向辐射的能力,定义为在相同输入功率、相同距离的条件下,天线在最大方向上的功率密度与无方向性天线在该方向上的辐射功率密度的比值^[5],即:

$$G(\theta, \phi) = \frac{S(\theta, \phi)}{S_0} \Big|_{P_{in} = P_{in0}} \quad (4)$$

式中, P_{in} 为任意天线输入功率, P_{in0} 为无方向性天线输入功率。

1.2.2 天线的驻波比 电压驻波比(Voltage Standing-Wave Ratio, VSWR)是反映天线正向波与反射波的情况,用来表征和测量天线系统中的驻波特性^[6],衡量部件之间的匹配是否良好,理想情况下,当VSWR为1,即反射系数为0时,意味着输入端功率均被送到天线,发射传输给天线的电波没有任何反射,天线得到最大功率,实际中反射电波是存在的^[7]。

1.2.3 回波损耗和插入损耗 在S参数中,用S11和S21分别表示天线的回波损耗和插入损耗。S11反映的是有多少能量被反射回信号源,这个值越小越好,一般设计者的目标为至少-10 dB的回波损耗^[8],保证有更多的功率传送到负载;S21反映的是有多少能量被传输到目的端,这个值越大越好,理想值是1,即0 dB。

1.2.4 SAR SAR定义为单位质量所吸收或消耗的电磁能量对时间的导数^[9],其单位大多采用W/Kg:

$$SAR = \frac{d}{dt} \left[\frac{dW}{dm} \right] = \frac{d}{dt} \left[\frac{dW}{\rho \cdot dV} \right] \quad (5)$$

式中, t 为时间, W 为辐射功率, m 为人体组织的质量, ρ 是人体组织的质量密度, V 为人组织结构的体积。SAR分为分布SAR和平均SAR^[10],平均SAR是生物体吸收的总功率对总质量的平均,但生物体内各点吸收的功率不可能是均匀的。研究表明,生物体内任一点单位体积吸收的电磁功率或功率密度,取决于该点生物组织的电特性和该点的电场幅值,分布SAR值可以用下式计算:

$$SAR = \frac{\sigma |\vec{E}|^2}{2\rho} \quad (6)$$

式中, σ 为人体组织的等效电导率(S/m), \vec{E} 表示人体内该点总的电场强度RMS平均值(V/m)。SAR的大小反映了电磁辐射对人体健康影响程度的大小。

2 天线参数设计

喇叭天线可作实验标准,又可作反射面天线的馈源。馈电波导可以是矩形或圆形,图2为喇叭天线的一般几何关系, c 是圆形口径的半径, h 称为斜径,轴长 e 为口径中心到波导与喇叭接口处的距离。由

馈电波导中的传输模式可求出喇叭口径面上场的振幅分布,由于多数实用喇叭天线的半张角 θ 是小的,所以相位分布近似为平方律相差。即平方律相差的无量纲常数 $S^{[11]}$:

$$S = \frac{c^2}{2\lambda h} \quad (7)$$

增益与喇叭口径半径的关系式:

$$G = 20 \lg\left(\frac{2\pi c}{\lambda}\right) - GF \quad (8)$$

$$GF = ATL + PEL \quad (9)$$

式中, G 表示增益, GF 表示为圆锥喇叭渐变振幅和相位误差的损失值, ATL 表示幅度渐变损耗, PEL 表示相位误差损耗。在已知天线增益设计斜径和口径尺寸最优的圆锥喇叭天线,增益和口径半径关系曲线呈非线性,是一个较宽的范围而不是一个固定值。过增益的最大值可以描绘出一条对应于 $S=0.2$ 的线,查表1^[12], $S=0.20$ 时, $GF=1.30$ dB。

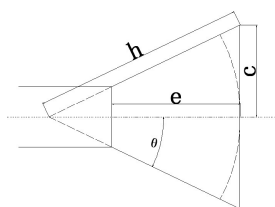


图2 喇叭天线的几何关系

Fig.2 Geometric relationship of horn antenna

表1 圆锥喇叭S数值表

Tab.1 S numerical table of cone horn

S	ATL+PEL/dB
0.12	0.93
0.16	1.11
0.20	1.30
0.24	1.54
0.28	1.82

S: The square law of the difference between the dimensionless constant; ATL: Gradual loss of amplitude; PEL: The loss of phase error

本文设计的圆锥喇叭天线,作为微波治疗仪辐射器使用,其中心工作频率为2.45 GHz,天线采用BJ-26型号的矩形波导馈电,即 $a=8.64$ cm, $b=4.32$ cm。为了得到天线的最佳尺寸,采用Ansoft HFSS 13.0对天线进行了仿真计算。经过多次优化得到最优天线的参数,如表2,模型如图3。

表2 喇叭天线的结构参数

Tab.2 Structural parameters of horn antenna

Value of variable	Quantity value/cm
a	8.64
b	4.32
c	5.05
e	5.20
h	10.50

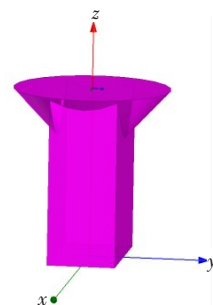


图3 圆锥喇叭天线模型

Fig.3 Cone horn antenna model

3 天线的数值仿真及分析

3.1 天线的仿真及分析

高频结构仿真器(High Frequency Structure Simulator, HFSS)是基于电磁场有限元方法(Finite Element Method, FEM)分析微波工程问题的三维电磁仿真软件。拥有很高的仿真精度和可靠性、快捷的仿真速度、稳定成熟的自适应网格划分技术,可以仿真分析和优化设计各类天线,精确计算天线的各种性能指标,如天线的增益图、半功率波瓣宽度、VSWR、S参数等^[13],主要仿真流程如下:建立模型定义材料属性,设置边界条件和激励方式,设定求解频率和扫频参数,最后进行仿真,其得到的天线增益方向图(图4)、三维增益方向图(图5)、回波损耗(图6)和电压驻波比曲线图(图7)。

从仿真结果可以看出,该天线在2.2~3.0 GHz带宽内,在2.45 GHz处的VSWR为1.56,最大增益 G 为8.39 dB,回波损耗为-13.21 dB,中心频率下有比较好的聚焦效果,设计参数较为理想。

3.2 人体头部的SAS数值仿真及分析

在外电磁场的作用下,人体内将产生感应电磁场,人体各种器官均为有耗介质,因此在微波治疗仪辐射器的照射下,人体内电磁场将会产生电流,导致吸收和耗散电磁能量^[14]。通常来说,大脑结构非常

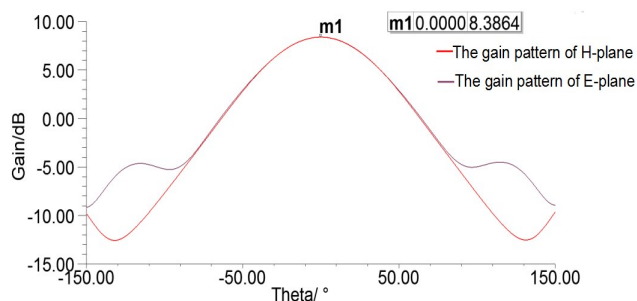


图4 E面和H面增益方向图

Fig.4 Gain pattern of E-plane and H-plane

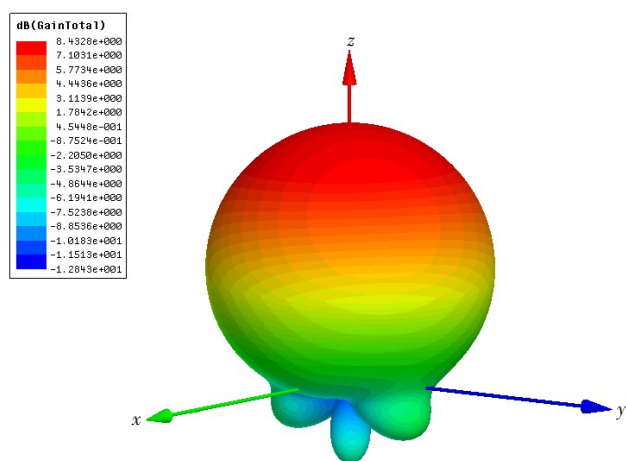


图5 三维增益方向图

Fig.5 Three-dimensional gain pattern

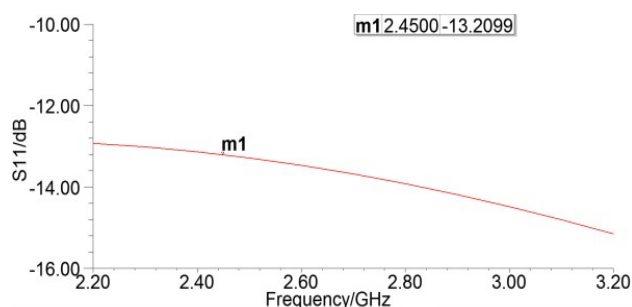


图6 喇叭天线的S11参数图

Fig.6 S11 parameter diagram of horn antenna

S11: Return Loss

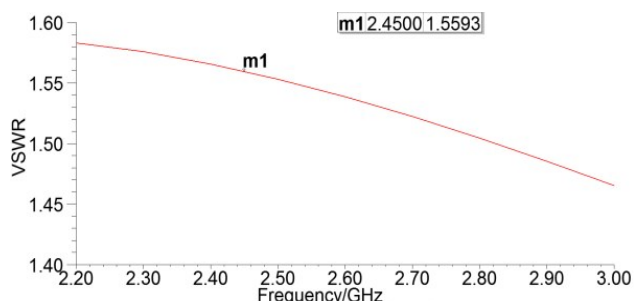


图7 喇叭天线驻波比

Fig.7 Voltage standing-wave ratio (VSWR) of horn antenna

复杂,就其大脑几何形状来看,可以简化为一球形。

本文模拟简易的人体头部模型,球形容器外壳为头颅骨,球壳内为脑组织液,其中,脑组织液的相对介电常数为41.5,损耗正切为0.9;外壳的相对介电常数为4.6,损耗正切为0.01^[15],如图8所示,设大脑球体外半径 $R_1=11.2$ cm,球壳内半径为 $R_2=10.6$ cm。圆锥喇叭天线为辐射器,天线口径面距离头部模型垂直距离为10 cm。

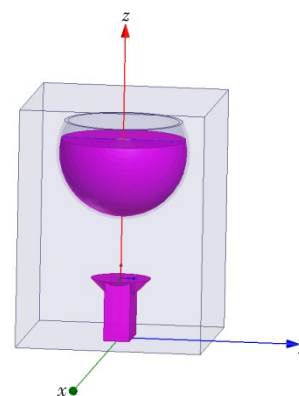


图8 SAR测定的高频结构仿真器模型

Fig.8 High frequency structure simulator model for specific absorption rate (SAR) determination

由仿真结果图9可见,电磁波能量通过大脑时,衰减很快,越靠近发射天线处,大脑组织吸收的电磁波能量越多。在2.45 GHz频率下,人体组织在电磁辐射下的SAR最大限值为1.71 W/kg。针对微波治疗仪等设备的电磁辐射,世界卫生组织和许多国家及机构都制定了相应的非电离辐射防护安全标准,这些安全标准主要规定了电磁辐射的最大允许限值^[16]。

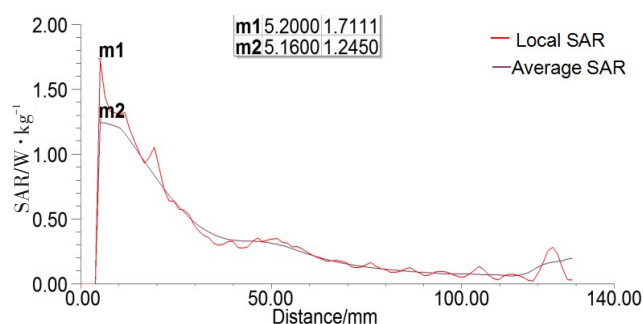


图9 局部SAR和平均SAR值结果

Fig.9 Local SAR and mean SAR

通过查表3^[17]得知该辐射器仿真SAR数值符合相关非电离辐射防护安全SAR标准。图10能更加直观的方式显示了电磁波在大脑中的分布强度,电磁辐射的能量随着辐射距离的增大而逐渐减弱,颜色越深说明电场的辐射越大,其变化规律与图9一致。

表3 相关国际组织的SAR 标准

Tab.3 SAR standards in relevant international organizations

Institution organization	Standard name	Release time	Limit value of SAR/W · kg ⁻¹	Applicable frequency range
IEEE	C95.1	1992	1.6	100 kHz-6 GHz
FCC	C95.1	1996	1.6	100 kHz-6 GHz
ICNIRP	EN50361	1998	2.0	100 kHz-10 GHz
CENELEC	ENV50166	2001	2.0	100 kHz-10 GHz

IEEE: Institute of Electrical and Electronic Engineers; FCC: Federal Communications Commission; ICNIRP: International Commission for Non-Ionizing Radiation Protection; CENELEC: European Committee for Electrotechnical Standardization

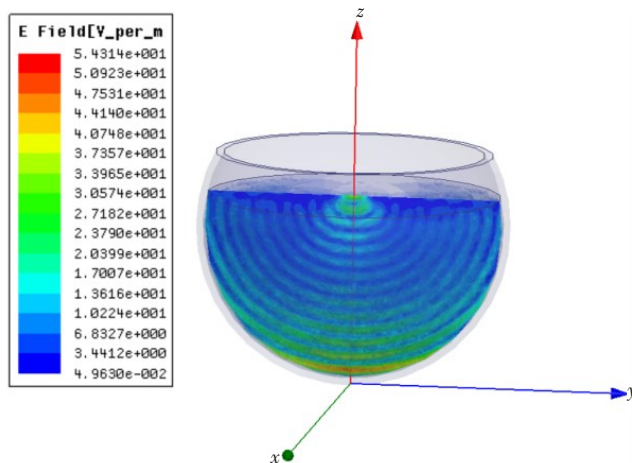


图10 BrainFluid 模型内部电场分布图

Fig.10 Electric field distribution in BrainFluid model

4 结束语

本文提供了一种用于设计微波治疗仪喇叭辐射器的方法,通过 HFSS 数值模拟人体头部组织,其仿真计算结果电磁辐射的 SAR 值符合微波理疗的标准,由于人体的结构是复杂的,物理结构参数也会随着组织部位的不同、辐射距离的远近而改变,后期将会对人体其他组织部位进行类似的仿真模拟与临床实验。在临床应用中,微波热疗天线分为腔外式天线、植入式天线,以及微带天线^[18],大量的文献显示关于对于腔外式喇叭天线的设计较少,该天线的方法对体外辐射器的设计有很好的借鉴和参考价值。

【参考文献】

[1] 石帅, 许家栋, 谢松云, 等. 用于微波热疗的球面波导天线阵列的设计[J]. 计算机仿真, 2014, 31(6): 247-250.
SHI S, XU J D, XIE S Y, et al. Nead-field-focused spherical antenna array used in microwave hyperthermia[J]. Computer Simulation, 2014, 31(6): 247-250.
[2] 赵晓慧, 侯丽萍, 周冬英. 微波治疗结核性腹膜炎合并顽固性呃逆 1 例[J]. 医学信息, 2015(44): 430.
ZHAO X H, HOU L P, ZHOU D Y. Microwave treatment of

tuberculous peritonitis with intractable hiccups in 1 case[J]. Medical Information, 2015(44): 430.
[3] 雷小平, 叶志明. 微波治疗原理简介[J]. 生理科学进展, 2002(3): 286.
LEI X P, YE Z M. Brief introduction of microwave therapy principle[J]. Progress in Physiological Sciences, 2002(3): 286.
[4] 宋铮, 张建华, 唐伟. 电磁场、微波技术与天线[M]. 西安: 西安电子科技大学出版社, 2011: 297-311.
SONG Z, ZHANG J H, TANG W. Electromagnetic field, microwave technology and antenna[M]. Xi'an: Xidian University Press, 2011: 297-311.
[5] 李明洋, 刘敏. HFSS 天线设计[M]. 北京: 电子工业出版社, 2014.
LI M Y, LIU M. HFSS antenna design[M]. Beijing: Publishing House of Electronics Industry, 2014.
[6] BRUNS C, LEUCHTMANN P, VAHLDIECK R. Analysis and simulation of a 1-18 GHz broadband double-ridged horn antenna[J]. IEEE Trans Electromagn Compat, 2003, 45(1): 55-60.
[7] YANG Y U, SUN X. Design of horn antenna based on HFSS[J]. J Microw, 2012, (s1): 95-98.
[8] 曾启明, 纪震, 李琰, 等. 基于 ELM 和 MA 的微型四频天线设计[J]. 电子学报, 2014, 42(9): 1693-1698.
ZENG Q M, JI Z, LI Y, et al. A miniature four-band antenna design using ELM and MA[J]. Acta Electronica Sinica, 2014, 42(9): 1693-1698.
[9] IEEE International Committee on Electromagnetic Safety. IEEE Std C95.3TM- 2002: recommended practice for measurements and computations of radio frequency electromagnetic fields with respect to human exposure to such fields, 100 kHz-300 GHz[R]. 2003.
[10] 孔令好. 舰船平台上电磁脉冲照射下人体的 SAR 分布研究[D]. 上海: 上海交通大学, 2013.
KONG L Y. Research of the dielectric conformal FDTD based SAR computation and the application on the warship [D]. Shanghai: Shanghai Jiao Tong University, 2013.
[11] 林昌禄. 近代天线设计[M]. 北京: 人民邮电出版社, 1993.
LIN C L. Modern antenna design[M]. Beijing: Posts & Telecom Press, 1993.
[12] 林昌禄. 天线工程手册[M]. 北京: 电子工业出版社, 2002.
LIN C L. Antenna engineering manual[M]. Beijing: Publishing House of Electronics Industry, 2002.
[13] 朱颖岚. 计算机仿真设计—Ansoft HFSS 软件的应用[J]. 科技传播, 2013(24): 208-209.
ZHU Y L. Computer simulation design—application of Ansoft HFSS software[J]. Science and Technology Communication, 2013(24): 208-209.
[14] 李明洋. HFSS 电磁仿真设计从入门到精通[M]. 北京: 人民邮电出版社, 2013.

- LI M Y. HFSS electromagnetic simulation design from Entry to Master[J]. Beijing: Posts & Telecom Press, 2013.
- [15] 桑路路. 基于HFSS的微波热疗天线及其SAR图匹配方法的研究[D]. 包头: 内蒙古科技大学, 2016.
- SANG L L. The study of microwave thermal therapy antenna and the matching method of its SAR image base on the HFSS[D]. Baotou: Inner Mongolia University of Science and Technology, 2016.
- [16] KUSTER N, BALZANO Q, LIN J C. Mobile communications safety [M]. Berlin: Springer, 2009.
- [17] KONG L Y, WANG J, YIN W Y. A novel dielectric conformal FDTD method for computing sar distribution of the human body in a metallic cabin illuminated by an intentional electromagnetic pulse (Iemp) [J]. Prog Electromagn Res, 2012, 126(1): 355-373.
- [18] ITO K, SAITO K. Microwave antennas for thermal therapy [J]. Thermal Med, 2007, 23(1): 23-30.

(编辑: 薛泽玲)