

基于微波的多通道脑损伤检测系统性能研究与分析

刘悦宁, 庄伟, 张海生, 赵双琳, 陈明生, 秦明新

陆军军医大学生物医学工程与影像医学系电子工程学教研室, 重庆 400038

【摘要】目的:基于微波检测原理,研发一种可用于院前快速诊断脑损伤的多通道检测系统,并通过物理模拟实验分析系统的敏感性。**方法:**该系统主要由矢量网络分析仪、8天线阵列和多路复用开关组成。以不同浓度的生理盐水分别模拟具有不同电导率的血液、脑脊液、白质和灰质,利用自制的微波检测系统分别测量4种模拟液在不同体积(0~10 mL)下S21相位值,每次测量重复4次,最后利用Matlab和SPSS 20.0软件进行统计学分析。**结果:**在1~3 GHz扫描频率下,检测系统各通道对4种模拟液的S21相位测量值均随频率的增加而减小;在2.20 GHz和2.85 GHz两个特征频点,所有检测通道对模拟液体积变化的敏感性均具有统计学意义($P<0.05$)。在2.20 GHz时,9通道敏感性最高,此时S21相位与体积呈负相关;在2.85 GHz时,4通道敏感性最高,此时S21相位与体积呈正相关。Friedman M检验结果显示4种不同电导率模拟液的S21相位值的差异具有统计学意义($P<0.05$)。**结论:**该检测系统可以实现对同一电导率不同体积以及不同电导率模拟液之间的区分。

【关键词】颅脑损伤;微波检测;院前救治;相位差;敏感性

【中图分类号】R318.6

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2020)09-1175-06

Performance evaluation and analysis of multichannel brain injury detection system based on microwave

LIU Yuening, ZHUANG Wei, ZHANG Haisheng, ZHAO Shuanglin, CHEN Mingsheng, QIN Mingxin

Teaching and Research Section of Electronic Engineering, Department of Biomedical Engineering and Imaging Medicine, Army Medical University, Chongqing 400038, China

Abstract: Objective To develop a multichannel detection system based on microwave for the rapid pre-hospital diagnosis of traumatic brain injuries, and to analyze the system sensitivity by physical simulation experiment. **Methods** The system mainly consists of vector network analyzer, 8-antenna array and multiplexing switch. Different concentrations of physiological saline were used to simulate blood, cerebrospinal fluid, white matter and gray matter which had different electrical conductivities. The S21 phase values of 4 simulated solutions with different volumes (0-10 mL) were measured by a self-made microwave detection system. Each measurement was repeated 4 times. Finally, Matlab and SPSS 20.0 software were used for statistical analysis. **Results** At scanning frequency of 1-3 GHz, the S21 phase values of 4 simulated solutions measured by each channel of the detection system were decreased with the increase of frequency. At the two characteristic frequency points of 2.20 GHz and 2.85 GHz, the sensitivity of all detection channels to the volume changes of the simulated solutions was statistically significant ($P<0.05$). At the frequency of 2.20 GHz, the sensitivity of channel 9 was the highest, and the S21 phase had a negative correlation with volume; and at the frequency of 2.85 GHz, the sensitivity of channel 4 was the highest, and the S21 phase was positively correlated with volume. The results of Friedman M test showed that there were statistical differences in the S21 phase values of 4 simulated solutions having different electrical conductivities ($P<0.05$). **Conclusion** The detection system can be used to distinguish the simulated solutions which have same electrical conductivity and different volumes, and to differentiate various simulated solutions having different electrical conductivities.

Keywords: traumatic brain injury; microwave test; pre-hospital treatment; phase difference; sensitivity

【收稿日期】2020-03-15

【基金项目】国家自然科学基金(61801483);陆军装备部军内科研课题(LJ2018B020152)

【作者简介】刘悦宁,硕士研究生, E-mail: liuyn_1224@163.com

【通信作者】秦明新,教授,博士生导师, E-mail: 346709149@qq.com;
陈明生,副教授,硕士生导师, E-mail: chenms83@163.com
(秦明新与陈明生为共同通信作者)

前言

颅脑损伤(Traumatic Brain Injury, TBI)是因暴力作用于头部而引起大脑功能或病理生理学改变的一种严重的颅脑损伤疾病。据统计,每年全球大约有1 000万TBI患者^[1-3]。TBI起病急、变化快、并发症

多、预后差,直接威胁患者生命,及时有效的处置和急救是降低TBI死亡率的关键^[4-5]。当前由于交通运输等原因,大量病人抵达医院时已错过治疗黄金期^[6-8]。因此,研发一种能在急救现场或救护转运途中就能对TBI病情进行鉴别的诊断设备具有重要意义。

近年来,微波检测在生物医学中得到了广泛应用,微波检测具有非接触、便携、成本低和无创等特点,其中两个突出的应用是乳腺癌的早期检测和监测^[9-12]以及脑卒中的检测和鉴别^[13-16]。微波生物检测技术基于其在不同介电差异组织之间的界面上会产生散射效应,颅内血液、白质和灰质存在明显差别的电介质特性^[17-18]。与脑卒中类似,正常状态下,颅内各组织含量维持着动态平衡,当发生脑损伤时,颅内血液含量增加,导致颅内电导率改变,这是构成微波技术鉴别脑组织损伤的生理基础。针对脑损伤的诊断,本课题组开发了一套基于微波的可用于院前快速诊断多通道检测系统。

本研究以课题组开发的基于微波的脑损伤检测系统为基础,以不同浓度的氯化钠溶液模拟不同生物组织,开展物理模拟实验,验证该系统对同一种生物组织不同体积以及不同电特性生物组织之间的区分与分辨能力,为动物与临床应用建立可靠的实验依据。

1 系统设计

检测系统主要由3个关键模块组成:信号产生处理模块、信号采集模块和多路复用开关(图1)。信号产生处理模块提供发射信号并处理接受信号;信号采集模块将大脑中的病变信息转化为电磁波信号的幅度和相位;多路复用开关能在时间上依次将收发信号接入信号产生处理模块。本系统的功率为10 dbm 左右,远远低于医用微波成像应用认为安全的功率水平^[19]。

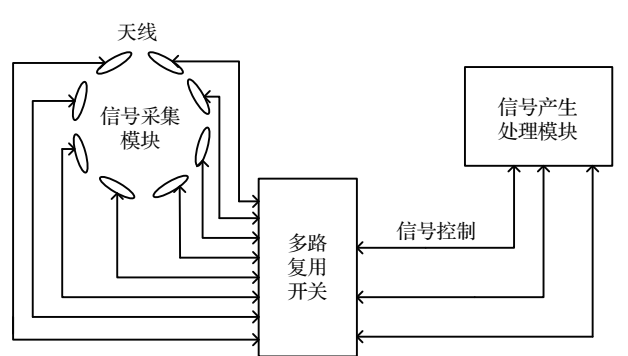


图1 检测系统硬件结构框图
Fig.1 Hardware structure diagram of the detection system

1.1 信号产生处理模块

信号产生处理模块采用矢量网络分析仪,因其具有较高、较宽的工作频率,能将信号的发射、接收、处理、控制等功能集于一体,能够最大限度地减小研发成本和难度,在原理系统研究阶段有助于促进系统的快速集成。

通过预实验发现在特征频率下,系统的传输系数S21对脑出血或脑缺血模型有敏感而稳定的反应,因此本研究采用传输系数S21作为评估参数^[20]。

1.2 信号采集模块

采集装置能发射并接受电磁波,提取脑中的病变信息,将其转化为电磁波信号的幅度和相位。较于前期设计的单通道检测系统^[21],多通道能够更好地覆盖整个大脑,使辐射单元更有效地分布到整个脑部,以达到提高检测灵敏度的目的。考虑到单个辐射单元和脑部的大小,为尽可能减小位置变化带来的数据不一致性,同时使电磁波更多地穿透实验个体,系统采用8天线环形分布,天线分别置于相对的两个半圆(4发射、4接收),共组成16组“发射-接收通道”(以下简称“通道”),如图2所示。通道及编号如表1所示,在测量数据里,Ch1对应天线A、1,Ch6对应天线B、2,Ch11对应天线C、3,Ch16对应天线D、4^[21-22]。如图3所示,蓝色代表天线通道Ch1,黑色代表天线通道Ch5,红色代表天线通道Ch9,绿色代表天线通道Ch13。

表1 通道与天线编号对应表
Tab.1 Correspondence of channel and antenna number

天线编号	A	B	C	D
1	Ch1	Ch2	Ch3	Ch4
2	Ch5	Ch6	Ch7	Ch8
3	Ch9	Ch10	Ch11	Ch12
4	Ch13	Ch14	Ch15	Ch16

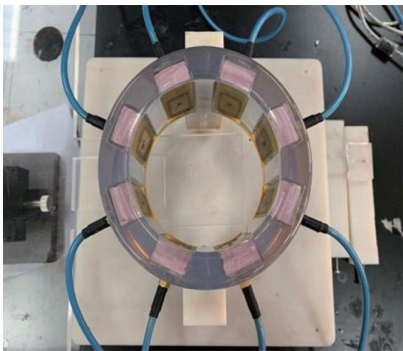


图2 多天线测量装置
Fig.2 Multi-antenna measurement device

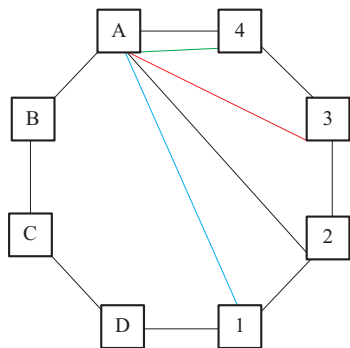


图3 通道与天线编号示意图
Fig.3 Diagram of channel and antenna number

1.3 多路复用开关

多路复用开关(NI PXI-2544)在时间上依次将收发信号接入信号产生处理装置,以解决收发线圈数目多于信号产生处理装置端口的问题。由于各路信号的重复周期很短,故可认为多路信号是同时测量的。

2 实验方案设计

人体不同组织的电特性不同,如表2所示^[23-24]。微波对具有不同电导率的生物组织会产生不同的散射模式。根据表2所示,本研究采用不同浓度的盐水(氯化钠溶液)分别制备具有不同电导率的血液、脑脊液、白质以及灰质模拟液,以用于实验(表3)^[25-27]。

表2 不同组织在相应频率下电导率(s/m)
Tab.2 Electrical conductivities of different tissues at the corresponding frequency (s/m)

模拟液	频率		
	1.8 GHz	2.2 GHz	2.88 GHz
血液	2.04	2.34	2.93
脑脊液	2.92	3.24	3.88
灰质	1.39	1.64	2.12
白质	0.92	1.09	1.44

表3 本实验制备的模拟盐水浓度及对应组织
Tab.3 Concentration of saline prepared in the experiment and the corresponding tissues

模拟液	盐水浓度/g·L ⁻¹	电导率/s·m ⁻¹
血液	11.93	2.04
脑脊液	17.08	2.92
灰质	8.13	1.39
白质	5.35	0.92

具体实验步骤:(1)针对生物组织电导率,以不同浓度的氯化钠溶液制备血液、脑脊液、白质以及灰质模拟液。(2)将空置烧杯放置于测量平台中心,矢量网络分析仪扫描频带1~3 GHz,测量并记录S11、S21、S12、S22的相位及幅度,重复测量4次,计为0 mL时的实验数据。(3)测量完成后,间隔1 min,向烧杯中注入1 mL模拟血液,重复步骤(2),计为1 mL时的实验数据。(4)重复步骤(3),完成2、3、4、…、10 mL时数据采集。(5)重复步骤(2)~(4),完成0~10 mL脑脊液、白质和灰质模拟液的数据采集。(6)提取S21相位值,进行后期数据处理分析。

3 实验结果与数据分析

该实验针对4种不同模拟溶液,分别在各采样点每次测量16组数据。数据量较多,为更简单直观地对系统性能进行评价,在数据处理分析时,先在宽频带上选取特征频点;然后在特征频点下对各通道进行敏感性分析,选出敏感性最佳的通道作为分析通道;最后在选定的频点和通道下,分析系统对不同电导率溶液的区分能力(数据处理时,取4次重复测量平均值作为最终数据)。

3.1 S21相位与频率之间的变化关系

固定通道,观察同一模拟液不同体积下,S21相位与频率的变化关系。以1通道、模拟血液为例(其余通道有类似规律)。如图4所示,可以看出:(1)S21相位随频率增加而减小;(2)在低频段(约1.0~1.5 GHz),S21相位随体积变化不明显;(3)中频段(约1.6~2.5 GHz),S21相位随体积增加而减小,两者呈负相关;(4)高频段(约2.6~3.0 GHz),S21相位随体积增加而增加,两者呈正相关。

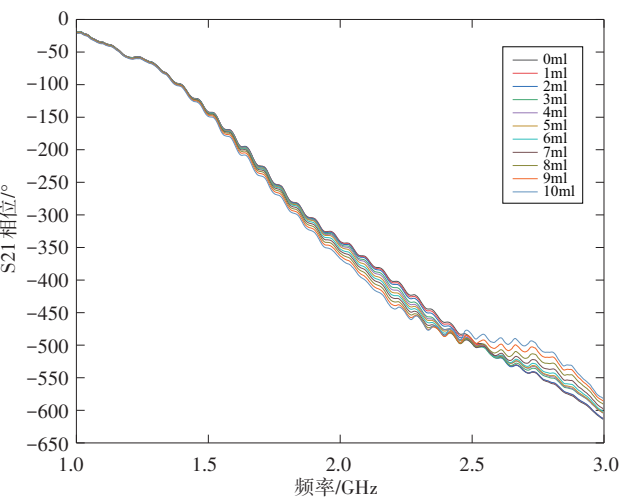


图4 1通道检测到模拟血的S21相位在宽频带(1~3 GHz)上的波形图
Fig.4 S21 phase waveform of simulated blood detected by channel 1 at frequency of 1-3 GHz

3.2 特征频点分析

将不同体积下的 S21 相位差(为了消除随机误差,以 0 mL 的 S21 相位测量值作基准),分别将 1~10 mL 的测量值作差分,记作 (1-0) mL、(2-0) mL、…、(10-0) mL,此时,同一频率下曲线之间相位差值即可用于衡量系统对模拟液容积变化的敏感性程度,相位差最大的频点即定义为特征频点。

以模拟血、1 通道为例(图 5),可知:(1)10 条曲线在 2.4 GHz 附近相交,在交点前,S21 相位随溶液体积增加而减小,交点后,S21 相位随溶液体积增加而增加;(2)在 1.25、2.20、2.85 GHz 附近出现 3 个疑似特征频点。

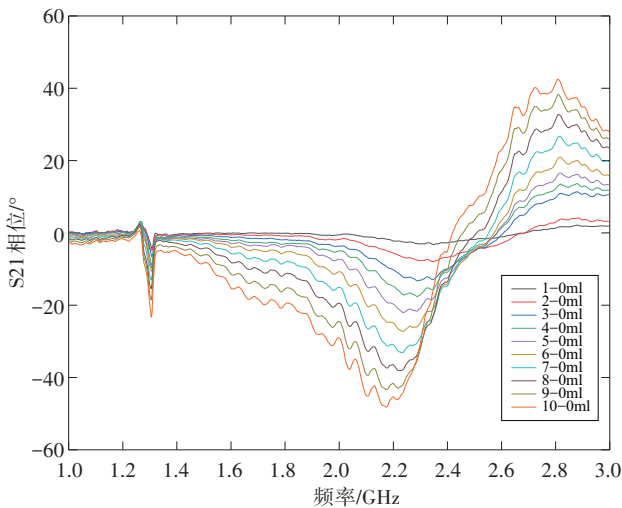


图 5 1 通道下,模拟血的 S21 相位差曲线

Fig.5 S21 phase difference waveform of simulated blood detected by channel 1

在疑似特征频点附近以 50 MHz 为间隔取 9 个频点作为测试对象,对其进行一元线性拟合(已发现 16 个通道变化趋势一致,故 S21 相位取 16 个通道均值),以模拟血为例,拟合直线如图 6 所示。用 SPSS 20.0 软件进行统计学验证,结果见表 4,可知:在 1.30 GHz 附近,回归模型不具有统计学意义($P>0.05$),认为不是特征频点;在 2.20 GHz 和 2.85 GHz 附近,回归模型有统计学意义($P<0.05$)。在 2.20 GHz 时,校正决定系数 R^2 最接近 1,所拟合的回归方程最优,此时体积与 S21 相位呈负相关;在 2.85 GHz 时,回归系数(斜率) b 的绝对值最大,表明在该频点下,模拟液体积每增加一个单位,S21 相位变化的绝对值最大,即敏感性最好,此时体积与 S21 相位呈正相关。

3.3 通道对溶液体积变化敏感性

在选取的特征频点 2.20 GHz 与 2.85 GHz 下,比较 16 通道对体积变化的敏感性。用 SPSS 20.0 软件

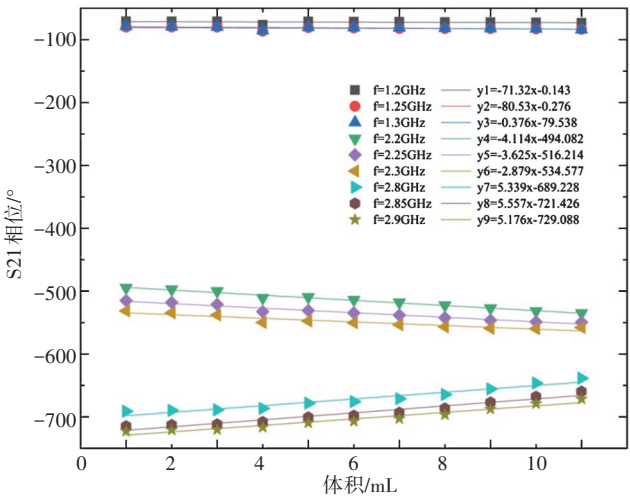


图 6 各频点线性拟合图(模拟血)

Fig.6 Linear fitting diagram of each frequency point (simulated blood)

表 4 模拟血各频点下一元线性回归结果汇总表

Tab.4 Linear regression results under each frequency point of simulated blood

频率/GHz	校正决定系数 R^2	回归系数(斜率) b	F 值	P 值
1.20	0.083	-0.144	0.818	0.389
1.25	0.214	-0.276	2.457	0.151
1.30	0.354	-0.376	4.928	0.054
2.20	0.984	-4.114	553.468	0.000
2.25	0.966	-3.625	252.661	0.000
2.30	0.889	-2.879	72.392	0.000
2.80	0.942	5.339	147.375	0.000
2.85	0.949	5.557	168.628	0.000
2.90	0.949	5.176	166.254	0.000

对体积和 S21 相位进行一元线性回归分析,以模拟血为例,统计学结果见表 5、6,可知:在两个特征频点下,所有通道的 P 值均小于 0.05,即表明该检测原理系统所有通道对同一电导率不同体积的被测对象有良好的区分能力。

在 2.20 GHz 时,通道 9 下的回归系数(斜率) b 绝对值最大,即模拟血体积每增加一个单位,通道 9 的 S21 相位变化最大,故认为在该特征频点下,通道 9 敏感性最好,即电磁散射检测参数 S21 的相位对模拟血液容积变化的敏感性最好。同理,在 2.85 GHz 时,通道 4 敏感性最好。

3.4 对不同电导率模拟溶液检测结果分析

根据 3.3 的结论,选取 2.20 GHz、9 通道和 2.85 GHz、4 通道作为分析对象,分别提取 4 种模拟液的 S21 相位差,利用 SPSS 20.0 软件分别对两个特征频点下的

表5 各通道线性拟合分析结果(模拟血, $f=2.20$ GHz)
Tab.5 Linear fitting analysis results of each channel (simulated blood, $f=2.20$ GHz)

通道	校正决定系数 R^2	回归系数(斜率) b	F 值	P 值
1	0.992	-4.488	1 145.551	0.000
2	0.995	-3.967	1 641.603	0.000
3	0.989	-4.754	832.88	0.000
4	0.768	-2.082	29.866	0.000
5	0.981	-3.400	473.585	0.000
6	0.997	-4.326	3 254.059	0.000
7	0.996	-4.525	2 228.026	0.000
8	0.990	-5.309	886.942	0.000
9	0.984	-5.974	567.762	0.000
10	0.989	-5.340	781.546	0.000
11	0.990	-5.082	912.877	0.000
12	0.992	-4.421	1 089.509	0.000
13	0.953	-2.639	181.863	0.000
14	0.993	-3.617	1 331.321	0.000
15	0.993	-3.476	1 342.316	0.000
16	0.996	-4.080	2 172.044	0.000

表6 各通道线性拟合分析结果(模拟血, $f=2.85$ GHz)
Tab.6 Linear fitting analysis results of each channel (simulated blood, $f=2.85$ GHz)

通道	校正决定系数 R^2	回归系数(斜率) b	F 值	P 值
1	0.987	3.779	690.444	0.000
2	0.985	2.844	579.162	0.000
3	0.988	3.921	757.828	0.000
4	0.964	11.003	240.075	0.000
5	0.703	7.886	21.271	0.001
6	0.937	2.967	134.560	0.000
7	0.916	1.948	98.147	0.000
8	0.944	5.707	151.529	0.000
9	0.988	5.607	728.575	0.000
10	0.970	4.768	293.957	0.000
11	0.979	3.450	426.116	0.000
12	0.984	2.611	528.888	0.000
13	0.796	8.576	35.171	0.000
14	0.981	10.300	459.756	0.000
15	0.924	6.876	109.697	0.000
16	0.981	5.092	454.262	0.000

数据进行多个相关样本比较的Friedman M 检验,结果见表7,可知:Friedman 统计量均服从卡方分布,且 P 值均小于0.05,可认为同一频率下,4种不同电导率溶液的S21相位值的差异具有统计学意义,即表明该检测原理系统对相同容积的不同电导率被测对象有区分能力。

4 讨论

本研究基于开发的微波多通道检测系统,以不同浓度的盐水模拟血液、脑脊液、白质和灰质,并开展模拟实验。通过对系统测量值S21相位分析,得出以下结论:(1)在1~3 GHz扫描频率下,检测系统各通道对4种模拟液的S21相位测量值均随频率的增加而减小;(2)该检测系统所有通道对同一电导率溶液体积变化均具有较好的敏感性,在2.20 GHz时,9通道敏感性最高,此时S21相位与体积呈负相关,而在2.85 GHz时,4通道敏感性最高,此时S21相位与体积呈正相关;(3)4种不同电导率模拟液的S21相位值Friedman M 检验结果显示差异具有统计学意义($P<0.05$)。

然而,现阶段研究只分别对各通道在选取的两个特征频点下进行规律性分析,对整个宽频带的研究还不够深入;未对位置变化进行实验分析。下一

表7 Friedman M 检验结果
Tab.7 Friedman M test results

频率/GHz	通道	χ^2 值	df	P 值
2.20	9	8.04	3	0.045
2.85	4	14.04	3	0.003

步课题组将对位置的变化进行研究,并开展基于琼脂等制作的整体脑模型进行物理模拟实验;同时研究16组通道数据的融合处理算法,并将该系统用于家兔闭合性颅脑撞击伤脑出血模型,以进一步验证系统的可行性,为后期临床应用提供实验依据。

【参考文献】

[1] SULHAN S, LYON K A, SHAPIRO L A, et al. Neuroinflammation and blood-brain barrier disruption following traumatic brain injury: pathophysiology and potential therapeutic targets [J]. J Neurosci Res, 2018, 98(1): 19-28.

[2] MAAS A I, MENON D K, ADELSON P D, et al. Traumatic brain injury: integrated approaches to improve prevention, clinical care, and research[J]. Lancet Neurol, 2017, 16(12): 987-1048.

[3] HYDER A A, WUNDERLICH C A, PUVANACHANDRA P, et al. The impact of traumatic brain injuries: a global perspective [J]. Neurorehabilitation, 2007, 22(5): 341-353.

[4] 陈华辉, 张刚利. 颅脑损伤患者预后预测的研究进展[J]. 中国药

- 物与临床, 2019, 19(3):43-45.
- CHEN H H, ZHANG G L. Advances in prognosis prediction of patients with craniocerebral injury [J]. Chinese Remedies & Clinics, 2019, 19(3): 43-45.
- [5] 陈勇. 急性颅脑损伤治疗方式及预后情况评估[J]. 中国社区医师, 2019, 35(12): 14-16.
- CHEN Y. Evaluation of treatment and prognosis of acute craniocerebral injury [J]. Chinese Community Doctors, 2019, 35 (12): 14-16.
- [6] PEARCE C W, YOUNG P G. On the pressure response in the brain due to short duration blunt impacts [J]. PLoS One, 2014, 9(12): e114292.
- [7] DE KEYSER J, GDOVINOVA Z, UYTENBOOGAART M, et al. Intravenous alteplase for ischaemic stroke: beyond the guidelines and in particular clinical situations [J]. Stroke, 2007, 38 (9): 249-250.
- [8] California Acute Stroke Pilot Registry (CASPR) Investigators. Prioritizing interventions to improve rates of thrombolysis for ischemic stroke [J]. Neurology, 2005, 64(4): 654-659.
- [9] MODIRI A, GOUDREAU S, RAHIMI A, et al. Review of breast screening: toward clinical realization of microwave imaging [J]. Med Phys, 2017, 44(12): e446-e458.
- [10] NIKOLOVA N K. Microwave imaging for breast cancer [J]. IEEE Microw Mag, 2011, 12(7): 78-94.
- [11] HALTER R J, ZHOU T, MEANEY P M, et al. The correlation of *in vivo* and *ex vivo* tissue dielectric properties to validate electromagnetic breast imaging: initial clinical experience [J]. Physiol Meas, 2009, 30(6): S121-S136.
- [12] MEANEY P M, FANNING M W, RAYNOLDS T, et al. Initial clinical experience with microwave breast imaging in women with normal mammography [J]. Acad Radiol, 2007, 14(2): 207-218.
- [13] HOPFER M, PLANAS R, HAMIDIPOUR A, et al. Electromagnetic tomography for detection, differentiation, and monitoring of brain stroke: a virtual data and human head phantom study [J]. IEEE Antenn Propag Mag, 2017, 59(5): 86-97.
- [14] MOHAMMED B J, ABBOSH A M, MUSTAFA S, et al. Microwave system for head imaging [J]. IEEE Trans Instrum Meas, 2014, 63(1): 117-123.
- [15] SCAPATICCI R, DI DONATO L, CATAPANO I, et al. A feasibility study on microwave imaging for brain stroke monitoring [J]. Prog Electromagn Res B, 2012, 40: 305-324.
- [16] IRELAND D, BIALKOWSKI M. Microwave head imaging for stroke detection [J]. Prog Electromagn Res M, 2011, 21(8): 163-175.
- [17] FOSTER K R, SCHEPPS J L, STOY R D, et al. Dielectric properties of brain tissue between 0.01 and 10 GHz [J]. Phys Med Biol, 1979, 24(6): 1177-1187.
- [18] SCHMID G, NEUBAUER G, MAZAL P R. Dielectric properties of human brain tissue measured less than 10 h postmortem at frequencies from 800 to 2450 MHz [J]. Bioelectromagnetics, 2003, 24(6): 423-430.
- [19] Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). IEEE Standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 kHz to 300 GHz [C]. IEEE Standards Coordinating Committee 28 on Non-Ionizing Radiation Hazards, 2006: 20-25.
- [20] ZHANG H, CHEN M, JIN G, et al. Experimental study on the detection of cerebral hemorrhage in rabbits based on broadband antenna technology [J]. Comput Assist Surg, 2019: 1-9.
- [21] 金贵, 孙建, 闫庆光, 等. 一种基于对侧半球抵消的非接触磁感应脑出血检测的方法: CN103584858 A [P]. 2014.
- JIN G, SUN J, YAN Q G, et al. A noncontact magnetic induction method for detecting cerebral hemorrhage based on contralateral hemispheric offset: CN103584858 A [P]. 2014.
- [22] 张海生, 秦明新, 陈明生. 基于宽带天线技术的非接触脑出血检测装置及其检测方法: CN105832331 A [P]. 2016.
- ZHANG H S, QIN M X, CHEN M S. Non-contact intracerebral hemorrhage detection device based on wideband antenna technology and its detection method: CN105832331 A [P]. 2016.
- [23] NIELS K, MYLES C, ESRA N. Tissue properties [OL]. IT'IS Foundation. <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/dielectric-properties/>
- [24] WADSWORTH J C. The statistical description of precision conductivity data for aqueous sodium chloride [J]. J Solution Chem, 2012, 41(4): 715-729.
- [25] 冯健, 邓官华, 辛学刚. 模拟人体组织介电特性的介电材料研究 [J]. 科学技术与工程, 2015, 358(33): 29-34.
- FENG J, DENG G H, XIN X G. Dielectric materials to simulate the dielectric properties of human tissues [J]. Science Technology and Engineering, 2015, 358(33): 29-34.
- [26] PERSSON M, FHAGER A, TREFNÁ H, et al. Microwave-based stroke diagnosis making global prehospital thrombolytic treatment possible [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2014, 61(11): 2806-2817.
- [27] 杨润楠, 尹继云, 孟晓, 等. 基于脑出血时脑脊液代偿机制的模型仿真研究 [J]. 医疗卫生装备, 2013, 34(7): 14-16.
- YANG R N, YI J Y, MENG X, et al. Model simulation of cerebrospinal fluid compensation mechanism in cerebral hemorrhage [J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2013, 34(7): 14-16.

(编辑:谭斯允)