

## 1 MHz-120 MHz 生物活性组织介电特性测量与分析方法

张 亮<sup>1</sup>, 董秀珍<sup>3</sup>, 刘培国<sup>2</sup>, 史学涛<sup>3</sup>

1.国防科学技术大学理学院, 湖南 长沙 410073; 2.国防科学技术大学电子科学与工程学院, 湖南 长沙 410073; 3.第四军医大学生物医学工程学院, 陕西 西安 710032

**【摘要】目的:**研究生物活性组织高频段介电特性测量手段以及建模分析方法,为人体活性组织介电特性研究提供指导。**方法:**在 1 MHz-120 MHz 频段上利用终端开路同轴探头对家兔肝脏、肌肉与肾脏组织进行单端口反射测量,并通过相位相消法解决工作频段下同轴探头的相位标校问题。根据简化后的等效电路模型对测量结果进行分析计算,最后得出被测组织在各频点下的介电特征参数,并将结果与阻抗测量得到的数据进行对比。同时,利用 Cole-Cole 方程对被测组织介电特性进行数据拟合分析。**结果:**通过与阻抗测量得到的数据对比证明,终端开路同轴能够在高频段内对生物组织介电特征参数进行很好的检测。同时,相位相消能够解决终端开路同轴探头在工作频段内相位标校问题,得到较好的测量结果。实验结果表明,含水量相当的组织介电特性在高频段内比低频段内更为接近,从一个方面验证了高频段组织内部水的极化与介电色散对组织介电特性分布的影响;此外,根据测量数据的 Cole-Cole 方程曲线拟合结果推测:不同生物同种类型组织的介电特性差异主要体现在 Cole 参数的弛豫部分。**结论:**通过理论分析与实测结果证实了终端开路同轴探头测量生物活性组织介电特性,并且利用 Cole-Cole 方程进行数据拟合进而分析生物组织介电特性的可行性,对今后更为深入的研究具有一定帮助。

**【关键词】**终端开路同轴; 介电特性; 色散; Cole-Cole 方程

**【DOI 编码】**doi:10.3969/j.issn.1005-202X.2015.01.023

**【中图分类号】**Q64

**【文献标识码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2015)01-98-07

## In Vivo Measurement and Analysis of Dielectric Properties of Biological Tissues from 1 MHz to 120 MHz

ZHANG Liang<sup>1</sup>, DONG Xiu-zhen<sup>3</sup>, LIU Pei-guo<sup>2</sup>, SHI Xue-tao<sup>3</sup>

1.College of Science, National University of Defense Technology, Changsha 410073, China; 2.College of Electronic Science and Engineering, National University of Defense Technology, Changsha 410073, China; 3.Faculty of Biomedical Engineering, Fourth Military Medical University, Xi'an 710032, China

**Abstract:** Objective To study the in vivo measurement and analysis method of dielectric properties of biological tissues in high frequency band and provide some directions for the in vivo study of dielectric properties of human. Methods This study made one port reflection measurement on the rabbit's liver, muscle and kidney tissues using open-ended coaxial probe in the frequency ranged from 1 MHz to 120 MHz. The phase calibration problem of open-ended coaxial probe in working frequency band was solved by the phase cancellation method. The dielectric properties of tissues at different frequencies were calculated according to the simplified equivalent circuit model and compared with the results of impedance measurement. On the other hand, the Cole-Cole equation was used to fit the curve of measurement data and analyze the dielectric properties of biological tissues under test. Results Judging from the results compared with data of impedance measurement, the open-ended coaxial probe could measure the dielectric properties of biological tissues in high frequency band well. Also, the phase calibration problem of the open-ended coaxial probe could be also solved well by phase cancellation method. And the measurement data shows that the biological tissues which contain the same water content have more similar dielectric properties in high frequen-

**【收稿日期】**2014-10-08

**【基金项目】**高等学校博士学科点专项科研基金(20114307110022); 国家科技支撑项目(2012BAI19B01); 国家自然科学基金(61372029)

**【作者简介】**张亮(1987-),男,国防科学技术大学理学院博士研究生。Tel: 0731-84576219-15; E-mail: liangzhang573@gmail.com。

**【通讯作者】**刘培国(1969-),男,国防科学技术大学电子科学与工程学院教授。Tel: 0731-84573431; E-mail: peiguo\_Liu@hotmail.com; 史学涛(1973-),男,第四军医大学生物医学工程学院副教授。Tel: 13609166556; E-mail: shixuetao@fmmu.edu.cn。

cy than low frequency which shows the conclusion dispersion and polarization of water in tissues takes more interference on dielectric property in high frequency. What is more, it is also found by the Cole-Cole equation curve fitting that the difference among the tissues of different species are shown on the relaxation parts of the Cole parameter. **Conclusion** The principle analysis and measurement results validate the feasibility to apply open-ended coaxial probe for measurement of dielectric properties of biological tissues and the feasibility to apply the Cole-Cole equation for measurement data fitting and analysis of dielectric properties of biological tissues, which may be helpful for the further study.

**Key words:** open-ended coaxial probe; dielectric properties; dispersion; cole-cole equation

## 前言

生物组织介电特性是组织在电磁场中吸收和耦合电磁能的特性表征,是组织对外加电磁场的响应特性的基础。作为一门重要的基础应用科学,生物组织的介电特性测量在生物电磁效应与电磁辐射<sup>[1]</sup>、生物电磁功能成像技术(BEMFI)<sup>[2-3]</sup>以及生物医学诊断与治疗<sup>[4,5]</sup>等方面都有重要应用。

自上个世纪 50 年代以来,尽管针对生物组织介电特性已有不少的研究和数据积累,但依旧存在很多不足。如何在体宽带精确测量生物组织介电特性是未来研究的主要方向。目前介电特性测量方法有很多,归纳起来有如下几类:腔体测量<sup>[6]</sup>、波导测量<sup>[7]</sup>、终端同轴测量<sup>[8]</sup>、阻抗测量<sup>[9-10]</sup>、自由空间场分析<sup>[11]</sup>。而大多数方法都具有自己的局限性:由于电极在高频段存在辐射,因此阻抗测量通常用于低频段测量;与之相反,波导由于设计尺寸同工作频带相关,低频段导致其尺寸太大难以应用于生物测量;腔体尽管拥有较高的测量精度,但其属于点频测量无法满足宽带测量的需求,同时其设计尺寸同样与频率相关,一般应用于高频;自由空间场分析由于计算过于复杂,空间干扰因素太多容易产生较大误差。最重要一点,上述几种方法一般难以实现生物组织在体测量。

终端开路同轴反射法是应用相对较多的介电特性测量方法。其测量频带宽,设计与分析都较为简单,具备一定的在体测量条件,是一种较好的无创测量方法<sup>[12-13]</sup>。测量的主要思路是将同轴探头贴到组织表面,依据建立的数学模型将测量的反射系数换算成探头终端的等效阻抗,并最终求出组织的介电系数和电导率。

英国的 C.Gabriel 小组应用阻抗法与同轴反射法进行分频段测量,最后得出 10 Hz~20 GHz 宽频带内部分生物组织介电特性结果<sup>[14-16]</sup>,此后又针对相关内容进行了一系列研究<sup>[17-18]</sup>,这是目前相对较为全面系统的报道。但是其测量组织主要取自生物尸体,测量对象离体时间较长,同在体活性组织相比,介电特性存在差异。此外,终端开路同轴通常应用于高频段介电特性测量,对于 100 MHz 以下频段,随着频率减小,工作波长增大,反射参数的相位信息灵敏度降低,使得对待测物介电特性进行精确分析计算存在一定的难度;而阻抗测量,在兆赫兹频段内由于电极极化

以及微波辐射特性,也需要通过一定的设计与处理,才能达到精确测量的目的。因此,目前在 1 MHz~100 MHz 频段内对生物组织介电特性的研究尚存在一定的困难和不足。

本文根据终端开路同轴反射法相关理论,采用等效电路分析模型,利用终端开路同轴相位相消方法来处理低频下反射系数相位灵敏度问题,针对家兔部分短时间离体组织在 1 MHz~120 MHz 频段内进行介电特性测量,分析活性组织在该频段内介电特性。同时,在该频段内引入介电特性阻抗测量数据进行对比,以增加数据可比性。

## 1 理论分析

### 1.1 测量方法

利用终端开路同轴测量组织介电特性时,探头终端可以用等效电路模型进行分析<sup>[19-20]</sup>,如图 1(a)所示。其中  $G$  表示探头终端对外辐射的等效电导,  $C(\epsilon_r)$  表示同轴探头内外导体之间电场在待测物形成的等效电容,其中包含待测介质的损耗;  $C_f$  表示同轴探头边缘的杂散电容。其有待测物没有关联,是一个常数。当工作波长较同轴尺寸相对很大时,可以认为对外辐射很小,对外辐射等效电导  $G$  可以忽略。此时电路可以简化,如图 1(b)所示。

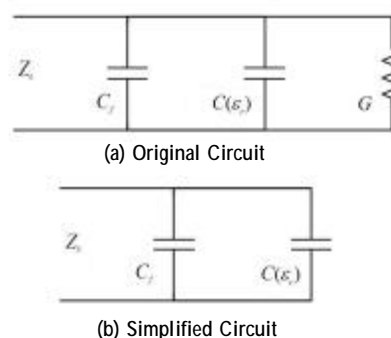


图 1 等效电路模型

Fig.1 Equivalent Circuit Model

简化模型中,电路导纳  $Y$  表示探头终端等效电导:

$$Y = j\omega C_f + j\omega C(\epsilon_r) \quad (1)$$

通过分析<sup>[19]</sup>,可以建立反射系数与待测物复介电系数的关系式:

$$\varepsilon_r' = \frac{-2|\Gamma| \sin(\varphi)}{\omega C_0 Z_0 (1+2|\Gamma| \cos(\varphi) + |\Gamma|^2)} - \frac{C_f}{C_0} \quad (2)$$

$$\varepsilon_r'' = \frac{1-|\Gamma|^2}{\omega C_0 Z_0 (1+2|\Gamma| \cos(\varphi) + |\Gamma|^2)}$$

其中常数  $C_0$  和  $C_f$  可以用标准物质进行测算。而电导率  $\sigma$  可以由  $\varepsilon_r''$  计算得出:

$$\sigma = \varepsilon_r'' \omega \varepsilon_0 \quad (3)$$

## 1.2 标校方法

如图 2 所示,当测量探头接入网络分析仪的时候,由于探头本身并非仪器自带,导致最终矢网测量的数据实际上是以 B-B' 为参考面的反射系数。而实际计算的时候我们需要的是 A-A' 参考面上的反射系数。

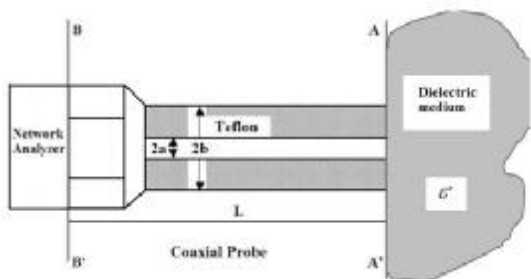


图 2 终端开路同轴测量示意图

Fig.2 Principle Scheme of Measurement by Open-ended Coaxial Probe

在未经处理的情况下,矢网所测量得到的反射系数  $\Gamma_{B-B'}$  与实际计算所需的反射系数  $\Gamma_{A-A'}$  之间有如下关系:

$$\Gamma_{B-B'}^* = \Gamma_{A-A'}^* e^{-j2\theta} \quad (4)$$

其中  $\theta=2kL$  表示同轴引入的相位信息。由(4)可知,  $\Gamma_{B-B'}^*$  相位信息中包含待测物的相位信息以及同轴段产生的相位信息。在频率较低的情况下,由于工作波长较大,导致同轴段产生的相位信息  $2\theta$  减小,处理起来难度增加。传统的标校方法在标校的稳定性以及对标校物信息准确程度的依赖性都较高。这里采用一种相对简单可靠的相位相消的标校方法来对测量数

据进行处理<sup>[21]</sup>。其主要思路是利用探头开路状态下终端反射系数相位为 0 的结论,通过矢网测量探头开路下的相位值,从待测物测量的相位中将同轴段产生的相位消去,就可以较好的解决低频段相位问题。

## 2 实验设计

实验主要取健康成年家兔肝脏、肾脏和后腿肌肉组织作为测量对象。为尽量保持样本组织活性,所有测量在样本离体 30 min 内完成,样本有效直径不超过 3 cm,有效厚度不超过 2 cm,如图 3 所示。实验测量主要在温度为 37℃ 的婴儿培养箱中进行,通过培养箱来保持环境温度恒定,并且采用本课题组自行设计的恒温加湿器,对测量环境的湿度进行保持,保证被测离体组织接近于在体状态。实验采用 0.05 mol/L NaCl 溶液作为参照物。

实验采用自行设计的终端开路同轴测量探头,同轴以聚四氟乙烯填充,同时为了防止探头与盐溶液、组织液发生电解反应,测量探头的外表面采用镀金进行处理。配合 Agilent 4395A 网络分析仪进行测量。实验仪器如图 4 所示。

## 3 实验结果与分析讨论

实验测量结果与阻抗测量法所得介电特性进行数据比照,如图 5~7 所示。对比图中两种测量方法得到的数据,发现针对同一种组织,两种测量方法得到的数据在 10 MHz 以下低频段重合性较好。特别是肌肉组织介电特性数据,如图 6 所示。表明通过相位相消处理后,终端开路同轴在低频段内能够较好的解决相位问题,得到较好结果。进入高频段后,二者产生数据偏差,这里认为主要原因在于传统阻抗法测量电极在进入高频段后对外辐射能力逐渐增加,由此产生的等效辐射电导对分析计算产生了干扰,导致计算结果出现误差。

根据图 5~7 所示,所测家兔部分组织介电系数在 10 MHz 以下时随频率快速下降,高于 10 MHz 之后频段介电系数下降速率减小;而电导率则随着频率不断增大,上升幅度不大。这同文献<sup>[16]</sup>数据中描述生物

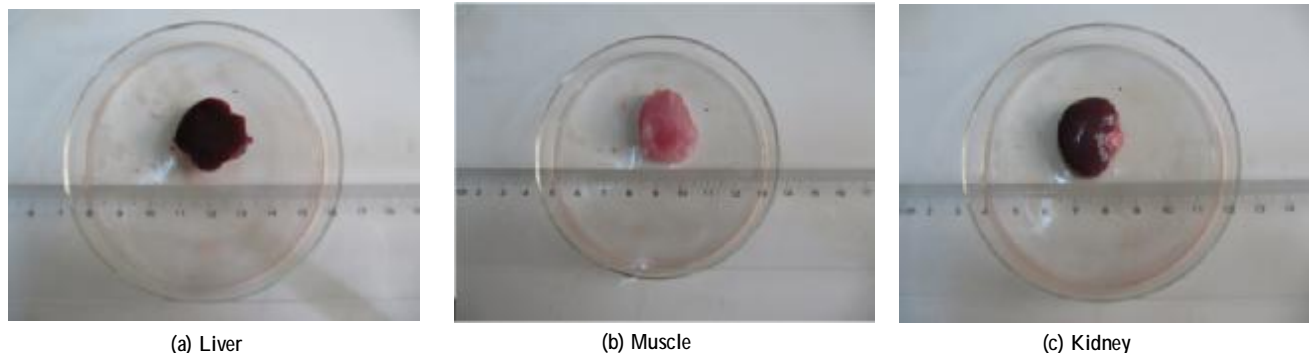
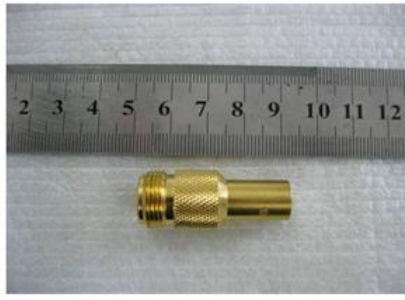


图 3 待测组织样本

Fig.3 The Tissues for Measurement



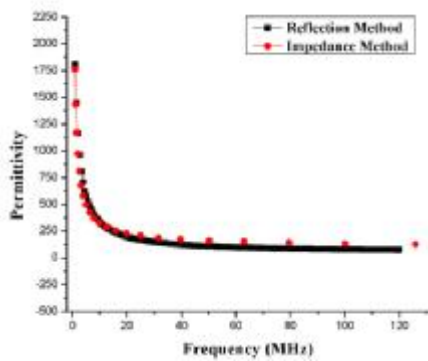
(a) Agilent 4395A Network Analyzer



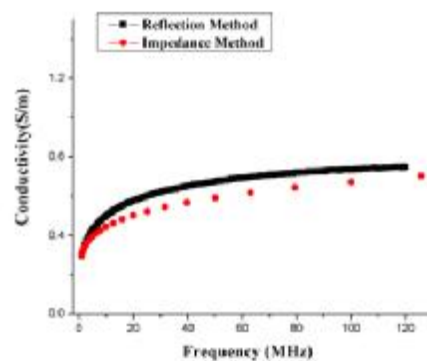
(b) Coaxial Probe

图4 实验仪器

Fig.4 Instruments for Measurement



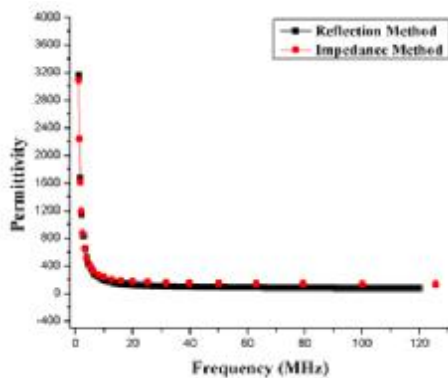
(a) Permittivity



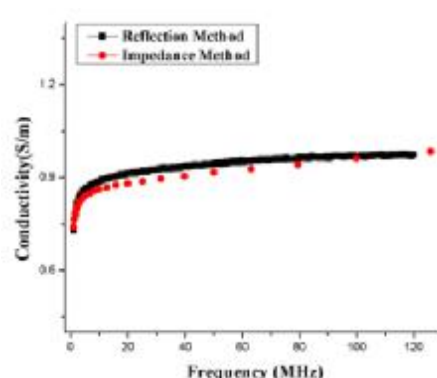
(b) Conductivity

图5 家兔肝脏介电特性

Fig.5 Dielectric Properties of Rabbit's Liver



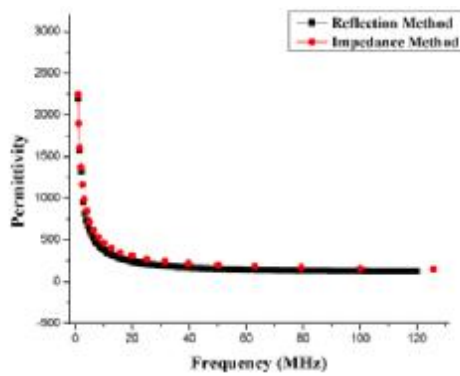
(a) Permittivity



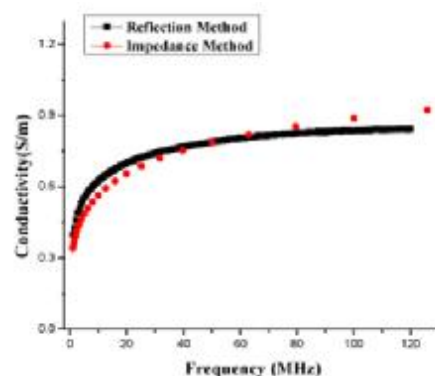
(b) Conductivity

图6 家兔肌肉介电特性

Fig.6 Dielectric Properties of Rabbit's Muscle



(a) Permittivity



(b) Conductivity

图7 家兔肾脏介电特性

Fig.7 Dielectric Properties of Rabbit's Kidney

组织介电特性的频率变化规律基本一致,满足生物组织介电特性 $\beta$ 色散的特点。对于 $\beta$ 色散,主要是由细胞膜的容性特性引起的。而当频率不断升高,组织的介电特性将不再依赖于膜的结构。特别是当频率高于100 MHz时,细胞膜的充电效应将会随频率的升高而快速下降,组织的介电特性反映将是细胞间和细胞内电解质特性,尤其表现为与水偶极子的弛豫相关介电色散特性。Forster 和 Schwan<sup>[22]</sup>证明在组织的含水量(自由水和结合水)以及水的色散对组织介电特性有较大的影响。图 6~8 中测量数据显示,在高于 100 MHz 频段,肝脏、肌肉与肾脏介电系数以及电导率比较近似,主要也是由于三种组织的含水量较为接近,因而表现出较为相似的介电特性。

根据 Forster 和 Schwan 的报道<sup>[22]</sup>,生物组织介电谱主要分成 $\alpha$ 、 $\beta$ 和 $\gamma$ 三块散射区域,可以用 Cole-Cole 方程进行描述:

$$\epsilon_r(\omega)=\epsilon_\infty+\frac{\Delta\epsilon}{1+(j\omega\tau)^{(1-\alpha)}} \quad (5)$$

其中 $\Delta\epsilon=\epsilon_s-\epsilon_\infty$ , $\epsilon_\infty$ 表示 $\omega\tau\gg 1$ 时的介电系数, $\epsilon_s$ 表示 $\omega\tau\ll 1$ 时的介电系数, $\tau$ 表示弛豫时间, $\alpha$ 是调节参数又称弛豫因子。根据文献<sup>[16]</sup>,在分析计算时可以采用

多阶弛豫公式进行近似描述,这样可以增加方程对数据的匹配灵敏度:

$$\epsilon_r(\omega)=\epsilon_\infty+\sum_{n=1}^n\frac{\Delta\epsilon_n}{1+(j\omega\tau_n)^{(1-\alpha_n)}}+\frac{\sigma_s}{j\omega\epsilon_0} \quad (6)$$

式中,每一阶 Cole-Cole 式描述了不同弛豫时间下的物质介电分布特性, $\sigma_s$ 表示物质静态电导率, $\epsilon_0$ 表示自由空间介电系数。不同生物组织的 Cole-Cole 参数,原则上可以通过最小二乘法进行拟合反演得到,但是这种方法只适合在较窄频段内使用,对于较宽频段则容易在频带两端产生较大的偏差。

本次实验通过文献<sup>[16]</sup>描述的数据拟合方法将实验测量家兔三种组织介电特性数据用四阶 Cole-Cole 方程进行近似描述,得到的 Cole 曲线以及拟合参数如图 8~10 和表 1 所示。根据文献<sup>[16]</sup>论述,由于拟合并非具有唯一性,所以得到的 Cole 拟合参数并不能作为组织对应的实际介电特性结构模型来进行研究,主要还是用于测量数据弛豫特性的对比验证,但是仍然可以用来在某种程度上分析介电特性弛豫响应存在的可能途径。

图 8~10 中,三角曲线是根据 Gabriel 小组<sup>[16]</sup>针对其他生物相同组织测量得到的 Cole-Cole 近似方程参数在 1 MHz~120 MHz 计算得到的文献参考 Cole 曲线,方块曲线为本次试验中得测量数据,圆形曲线为

表 1 家兔部分组织 Cole-Cole 参数

Tab 1 Cole-Cole Parameters of Some Rabbit's Tissues

Parameters	Liver	Muscle	Kidney
$\epsilon_\infty$	4.0	4.0	4.0
$\Delta\epsilon_1$	41	48	45.3
$\tau_1(\text{ps})$	1.282	1.54	1.96
$\alpha_1$	0.088	0.1	0.1
$\Delta\epsilon_2$	5700	6800	3200
$\tau_2(\text{ns})$	373.62	218.42	234.94
$\alpha_2$	0.218	0.01	0.22
$\Delta\epsilon_3$	$5.6\times 10^4$	$1.1\times 10^6$	$2.45\times 10^5$
$\tau_3(\mu\text{s})$	32.949	94.53	113.58
$\alpha_3$	0.2069	0.1	0.16
$\Delta\epsilon_4$	$3.1\times 10^7$	$2.7\times 10^7$	$2.8\times 10^7$
$\tau_4(\text{ms})$	3.932	0.74	1.347
$\alpha_4$	0.0812	0.015	0.04
$\sigma_s$	0.07	0.4	0.08

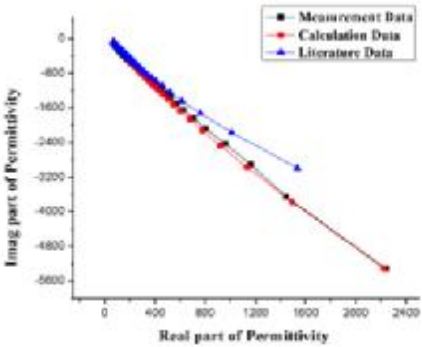


图 8 家兔肝脏介电特性 Cole 曲线

Fig.8 Cole Curve of Dielectric Properties of Rabbit's Liver

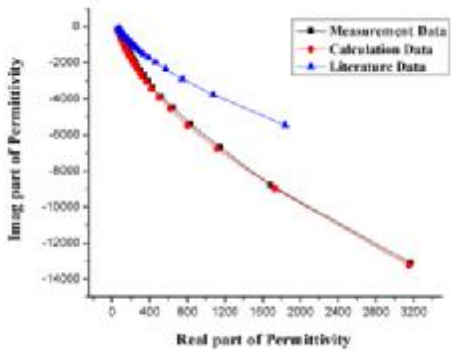


图 9 家兔肌肉介电特性 Cole 曲线

Fig.9 Cole Curve of Dielectric Properties of Rabbit's Muscle

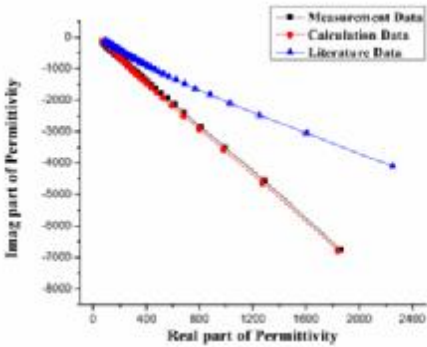


图 10 家兔肾脏介电特性 Cole 曲线

Fig.10 Cole Curve of Dielectric Properties of Rabbit's Kidney

根据本次测量数据用公式进行数据拟合后得到的 Cole 曲线。通过测量数据曲线与拟合 Cole 曲线对比,测量数据符合生物组织介电特性弛豫特征。此外,由于样本组织来源个体不同,并且样本组织离体时间也不同,图 8~10 中测量曲线同 Gabriel 所得的 Cole 曲线弛豫特性存在较为明显的差异,但二者介电特性在 100 MHz 以上高频段内较低频段更为接近。这里认为主要也是因为进入该频段内,组织的介电特性表现为与水偶极子的弛豫相关介电色散特性,此时,除去含水量较低的组织,大部分组织的介电特性近似于低电导率、低介电系数微粒的水合电解质悬液。因而在高频段内,不同个体同种组织能够表现出较低频段更为相似的介电特性。此外,由于组织中大部分结合水都参与了很多球形蛋白和膜相关蛋白的整体结构的构建,通过进一步分析,可以了解某些基质蛋白的功能行为的生理过程带来生物组织介电特性外在变化规律。

通过表 1 与文献<sup>[16]</sup>中的 Cole 参数对比发现,测量数据与 C.Gabriel 所测不同生物相同组织的 Cole 参数主要差异性体现在 Cole-Cole 方程弛豫部分的  $\tau_n$  与  $a_n$  上。尽管通过数据拟合的方式得到的 Cole 参数并不唯一,但由于通过数据拟合过程可知 Cole 曲线的弛豫特性也就是曲线曲率,在很大程度上是由方程的弛豫因素  $\tau_n$  与  $a_n$  决定,因此对比图 9~10 中二者的曲线特征,这里推测不同生物相同组织介电特性差异性体现在 Cole-Cole 方程弛豫部分的  $\tau_n$  与  $a_n$  上。这有待于今后的研究中进一步进行实验验证。

本实验针对家兔的肝脏、肌肉与肾脏组织进行了离体测量,但是由于所有实验操作均在样本组织离体后 30 min 内完成,根据 Gersing<sup>[23]</sup>的文献报道:在 1 MHz 以上,生物组织阻抗特性在器官缺血状态下可以维持几个小时的稳定性。以此类比,这里可以认为测量对象活性接近组织在体时状态。

## 4 结论

本文根据终端开路同轴反射法相关理论,采用等效电路分析模型,利用终端开路同轴相位相消方法处理低频下反射系数相位灵敏度问题,针对家兔部分活性组织在 1 MHz~120 MHz 频段内进行介电特性测量,分析活性组织在该频段内介电特性。由于生物组织阻抗特性在器官缺血状态下可以具有几个小时的稳定性,而实验操作均在样本组织离体后 30 min 内完成,因此可以认为测量对象活性接近组织在体时状态。而通过阻抗测量数据验证了在低频段终端开路同轴法经相位相消处理后能够解决相位问题,取得较好的测量结果,通过 Cole-Cole 曲线拟合则进一步对比验证了实验测量数据的可靠性。

通过测量数据对比分析,发现在高于 100 MHz 频段,由于组织中水的介电色散特性逐渐占主导地位,因此含水量较为接近的肝脏、肌肉与肾脏三种组

织介电系数以及电导率比较近似;同时,不同个体相同组织也在介电特性上相对近似。表明在高频段,通过对生物组织内自由水与结合水在生物生理活动过程中功能与活动机理的研究,是研究生物组织对应的介电特性表征的一个重要途径。

此外,通过拟合的 Cole 参数对比,推测不同生物相同组织介电特性差异性可能主要体现在弛豫部分的  $\tau_n$  与  $a_n$  上。这需要在以后的工作中进一步进行论证。

## 【参考文献】

- [1] 赵承奇,雷涛,罗二平,等. 脉冲电磁场对糖尿病大鼠外周神经病变的影响[J]. 中国医学物理学杂志, 2013, 30(5): 4431-4433.  
Zhao CQ, Lei T, Luo EP, et al. Effects of pulsed electromagnetic field on diabetic peripheral Neuropathy in diabetic rats [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2013, 30(5): 4431-4433.
- [2] Kanelovitch L, Itzhak Y, Rundstein A, et al. Biologically derived companding algorithm for high dynamic range mammography images. [J]. IEEE Trans on Biomedical Engineering, 2013, 60(8): 2253-2261.
- [3] Shea JD, Kosmas P, Van VB, et al. Contrast-enhanced microwave imaging of breast tumors: a computational study using 3D realistic numerical phantoms[J]. Inverse Problems, 2010, 26(7): 074009-074020.
- [4] Lopresto V, Pinto R, Lovisolo GA, et al. Changes in the dielectric properties of ex vivo bovine liver during microwave thermal ablation at 2.45 GHz [J]. Phys Med Biol, 2012, 57(8): 2309-2327.
- [5] 张强克,马玲芳,唐荣军,等. 肿瘤热疗无损测温技术研究进展及存在问题[J]. 中国医学物理学杂志, 2011, 28(3): 2689-2692.  
Zhang QK, Ma LF, Tang RJ, et al. The improvement and exiting problems in the researches of noninvasive temperature estimation techniques in cancerhyperthermia [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2011, 28(3): 2689-2692.
- [6] Afsar MN, Ding H, Tourshan K. A new 60 GHz open-resonator technique for precision permittivity and loss-tangent measurement [J]. IEEE Trans on Instrumentation and Measurement, 1999, 48 (2): 626-630.
- [7] Jarvis J, Janezic M, Riddle B, et al. Dielectric and conductor-loss characterization and measurements on electronic packaging materials [R]. U.S. Department of Commerce, 2001: 17-27.
- [8] Hagl D, Popovic D, Hagness S. Sensing volume of open-ended coaxial probes for dielectric characterization of breast tissue at microwave frequencies[J]. IEEE Trans on Microwave Theory and Techniques, 2003, 51(4): 1194-1206.
- [9] Halter R, Hartov A, Heaney J. Electrical impedance spectroscopy of the human prostate [J]. IEEE Trans on Biomedical Engineering, 2007, 54 (7): 1321 - 1327.
- [10] Nordbotten BJ, Tronstad C, Martinsen G, et al. Evaluation of algorithms for calculating bioimpedance phase angle values from measured whole-body impedance modulus[J]. Physiol Meas, 2011, 32(7): 755-765.
- [11] Sagnard F, Bentabet F, Vignat C. Insitu measurements of the complex permittivity of materials using reflection ellipsometry in the microwave band: experiments (Part 1)[J]. IEEE Trans on Instrumentation and Measurement, 2005, 54(3): 1266-1273.
- [12] Athey TW, Stuchly MA, Stuchly SS. Measurement of radio frequency permittivity of biological tissues with an open-ended coaxial line: Part 1[J]. IEEE Trans Microwave Theory Tech, 1982, 30(1): 82-86.
- [13] 郑生全,温定娥,刘其凤,等. 屏蔽电缆的电磁脉冲时域耦合特性研究[J]. 中国舰船研究 2011, 6(1): 56-63.  
Zheng SQ, Wen DE, Liu QF, et al. The time-domain coupling

- cence hyperspectral imaging of oral neoplasia [J]. Proceedings of SPIE, 2009, 71690J: 1-10.
- [21] Liu Z, Wang H, Li Q. Tongue tumor detection in medical hyperspectral images [J]. Sensors, 2012, 12: 162-174.
- [22] Medina JM, Pereira LM, Correia HT, et al. Hyperspectral optical imaging of human iris in vivo: Characteristics of reflectance spectra [J]. Journal of Biomedical Optics, 2011, 16(7): 1-12.
- [23] Migita M, Kamiyama I, Matsuzaka K, et al. Photodynamic diagnosis of oral carcinoma using talaporfin sodium and a hyperspectral imaging system: An animal study [J]. Asian Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2010, 22: 126-132.
- [24] Akbari H, Uto K, Kosugi Y, et al. Cancer detection using infrared hyperspectral imaging [J]. Cancer Science, 2011, 102: 852-857.
- [25] Teh SK, Zheng W, Ho KY, et al. Near-infrared Raman spectroscopy for early diagnosis and typing of adenocarcinoma in the stomach [J]. British Journal of Surgery, 2010, 97: 550-557.
- [26] Qin J, Burks TF, Ritenour MA, et al. Detection of citrus canker using hyperspectral reflectance imaging with spectral information divergence [J]. Journal of Food Engineering, 2009, 93: 183-191.
- [27] Jin X, Paswaters S, Cline HA. comparative study of target detection algorithms for hyperspectral imagery [J]. Proceedings of SPIE, 2009, 7334: 73341W.
- [28] Honarmand M, Ranjbar H, Shahabpour J. Application of principal component analysis and spectral angle mapper in the mapping of hydrothermal alteration in the Jebel-Barez area, Southeastern Iran [J]. Resource Geology, 2012, 62: 119-139.
- [29] Leung WK, Wu MS, Kakugawa Y, et al. Review Screening for gastric cancer in Asia: current evidence and practice [J]. The Lancet Oncology, 2008, 9(3): 279-87.
- [30] Garini Y, Young IT, Mcnamara G. Spectral imaging: Principles and applications [J]. Cytometry Part A, 2006, 69A: 735-747.
- [31] Prieto N, André s S, Giráldez FJ, et al. Ability of near infrared reflectance spectroscopy (NIRS) to estimate physical parameters of adult steers (oxen) and young cattle meat samples [J]. Meat Science, 2008, 79: 692-699.
- [32] André s S, Silva A, Soares-Pereira AL, et al. The use of visible and near infrared reflectance spectroscopy to predict beef *M. longissimus thoracis et lumborum* quality attributes [J]. Meat Science, 2008, 78: 217-224.
- [33] Kondepoti VR, Keese M, Mueller R, et al. Application of near-infrared spectroscopy for the diagnosis of colorectal cancer in resected human tissue specimens[J]. Vibrational Spectroscopy, 2007, 44: 236-242.
- [34] Kondepoti VR, Oszinda T, Heise HM, et al. CH-overtone regions as diagnostic markers for near-infrared spectroscopic diagnosis of primary cancers in human pancreas and colorectal tissue [J]. Analytical and Bioanalytical Chemistry, 2007, 387: 1633-1641.
- [35] Akbari H, Halig LV, Zhang H, et al. Detection of cancer metastasis using a novel macroscopic hyperspectral method [J]. Proceedings of SPIE, 2012, 831711: 1-8.

(上接 103 页)

- characteristics of EM pulse for shielded cable[J]. Chinese Journal of Ship Research, 2011, 6(1): 56-63.
- [14] Gabriel C, Gabriel S, Corthout E. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey [J]. Phys Med Biol, 1996, 41 (11): 2231-2249.
- [15] Gabriel S, Lau R, Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: II. Measurement in the frequency range 10 Hz to 20 GHz [J]. Phys Med Biol, 1996, 41(11): 2251-2269.
- [16] Gabriel S, Lau R, Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues [J]. Phys Med Biol, 1996, 41(11): 2271-2293.
- [17] Gabriel C, Peyman A, Grant E. Electrical conductivity of tissue at frequencies below 1 MHz[J]. Phys Med Biol, 2009, 54(16): 4863-4878.
- [18] Peyman A, Gabriel C, Grant E. Variation of the dielectric properties of tissues with age: the effect on the values of SAR in children when exposed to walkie-talkie devices [J]. Phys Med Biol, 2008, 54 (2): 227-241.
- [19] Stuchly M, Stuchly S. Coaxial line reflection methods for measuring dielectric properties of biological substances at radio and microwave frequencies-a review [J]. IEEE Trans on Instrumentation and Measurement, 1980, 29(3): 176-183.
- [20] Zhang L, Shi XT, You FS, et al. Improved circuit model of open-ended coaxial probe for measurement of the biological tissue dielectric properties between megahertz and gigahertz[J]. Physiol Meas, 2013, 34(10): N83-N96.
- [21] Zhang L, Liu PG, Shi XT, et al. A comparative study of a calibration method for measuring the dielectric properties of biological tissues on electrically small open-ended coaxial probe [C]. 2012 International Conference on Biomedical Engineering and Biotechnology, Macau, China, May 2012: 658-661.
- [22] Foster K, Schwan H. Dielectric properties of tissues and biological materials: A critical review [J]. Crit Rev Biomed Eng, 1989, 17(1): 25-104.
- [23] Gersing E. Impedance spectroscopy on living tissue for determination of the state of organs [J]. Bioelectrochemistry and Bioenergetics, 1998, 45(2): 145-149.