

磁共振拉莫尔频率下生物组织介电参数温度特性

黄磊^{1,2}, 付峰¹, 邓官华³, 辛学刚³

1. 第四军医大学生物医学工程系, 陕西 西安 710032; 2. 空军广州军职以上退休干部休养所, 广东 广州 510500; 3. 南方医科大学生物医学工程学院生物医学工程系, 广东 广州 510515

【摘要】磁共振成像(MRI)在生物医学上的应用越来越广泛, 其中在肿瘤热消融过程中进行图像引导和温度监控是很有前景的应用之一。肿瘤组织受热消融时, 会在体内形成一定的温度梯度分布, 由于组织介电特性是温度的函数, 热消融引起的温度梯度会改变人体组织的介电特性分布, 进而改变磁共振(MR)射频电磁场在组织内的分布, 这种射频电磁场分布的改变将直接影响MRI质量和温度监测结果。同时组织的介电特性又是频率的函数, 因此研究组织介电特性在MR不同拉莫尔频率下随温度的变化规律, 对MRI引导的热消融治疗研究等具有重要价值。然而, 组织在MR拉莫尔频率下的温度特性的相关研究未见文献报道。本文采用开端同轴传输线测量方法, 研究了猪肝脏和膀胱组织介电特性在42.58 MHz(1 T)、64 MHz(1.5 T)、128 MHz(3 T)、170 MHz(4 T)、298 MHz(7 T)、400 MHz(9 T)、468 MHz(11 T)等不同拉莫尔频率下随温度的变化规律, 为相关研究提供基础数据支撑, 部分填补了组织在MR拉莫尔频率下的温度特性研究空白。

【关键词】磁共振; 肿瘤热消融; 开端同轴传输线法; 介电参数温度特性; 拉莫尔频率

【中图分类号】Q64; R312

【文献标识码】A

【文章编号】1005-202X(2015)06-0798-08

Temperature- dependent dielectric properties of biological tissues at Larmor frequencies in magnetic resonance imaging

HUANG Lei^{1,2}, FU Feng¹, DENG Guan-hua³, XIN Xue-gang³

1. Faculty of Biomedical Engineering, Fourth Military Medical University, Xi'an 710032, China; 2. Guangzhou Air Force Military Retired Cadres Sandringham Retreat, Guangzhou 510500, China; 3. Department of Biomedical Engineering, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China

Abstract: In recent years, the application of magnetic resonance imaging (MRI) in biomedical field is more and more extensive. Among them, the MRI-guided and thermometry-monitoring of tumor thermal ablation is promising. When the tumors are treated by high energy in thermal ablation, the temperature gradient will be formed inside the human body. Because the dielectric properties are temperature-dependent, the formed temperature gradient will change the dielectric properties distribution of human tissues, resulting in the alteration of the MR electromagnetic field inside the human body, which will directly influence the quality of MRI and thermometry-monitoring. Meanwhile, the dielectric properties are frequency-dependent, so the research on the dielectric properties varying with temperature at different Larmor frequencies is meaningful for the further study of MRI-guided thermal ablation of tumors. However, the research on the temperature-dependent dielectric properties of tissues at various Larmor frequencies has not been reported. In this paper, open-ended coaxial transmission line method was used to measure the temperature-dependent dielectric properties of porcine liver and bladder at 42.58 MHz (1 T), 64 MHz (1.5 T), 128 MHz (3 T), 170 MHz (4 T), 298 MHz (7 T), 400 MHz (9 T), and 468 MHz (11 T). The obtained data could be used in further research.

Key words: magnetic resonance; tumor thermal ablation; open-ended coaxial transmission line method; temperature-dependent dielectric properties; Larmor frequency

【收稿日期】2015-06-10

【基金项目】国家自然科学基金(61172034);广州市科技计划项目(2014J4100160)

【作者简介】黄磊(1983-),男,硕士研究生。Tel:020-61681643;E-mail: 32943671@qq.com。

【通信作者】付峰(1971-),男,教授。Tel:029-84776397;E-mail: fufeng@fmmu.edu.cn。辛学刚(1971-),男,教授。Tel:020-61648289;E-mail: shermansheen@gmail.com。

前言

磁共振成像(MRI)引导的肿瘤热消融无创治疗是指在基于MRI的影像引导和测温监控下,用特定的外源能量无创作用于实体肿瘤(单个或多个)所在部位,使局部肿瘤组织温度升高进而坏死的治疗方法^[1]。在该治疗方法中,MRI的影像引导和测温监控是决定肿瘤热消融治疗效果的关键。MRI的工程实质是电磁场(强的静态磁场、梯度磁场以及射频场)与生物组织的相互作用关系,而生物组织在电磁场中总是具有一定的介电特性,该特性是生物组织的一种固有物理特性,并且同时是组织温度和电磁场频率的函数。当肿瘤组织接受热消融治疗时,将会形成以肿瘤部位为中心并向外周组织扩散递减的温度梯度分布,该温度梯度分布必将会改变对应的组织的介电特性,进而可能影响MRI影像引导和测温监控的质量。因此,研究MRI引导的肿瘤热消融无创治疗过程中生物组织介电特性的变化对MRI质量的影响对发展该无创治疗技术具有重要价值。然而到目前为止,还没有文献报道生物组织介电特性在温度和MRI射频场拉莫尔频率同时改变的情况下的变化规律。

一般情况下,一定频率和温度条件下的生物组织的介电特性的测量方法主要包括谐振腔法、自由空间法和开端同轴探头法(又称传输线法)等。谐振腔法是应用比较早的方法之一,该方法是将待测介质置于谐振腔内,根据加载样品前后谐振频率和Q值的变化来确定待测介质的介电常数和损耗角正^[2]。自由空间法用矢量网络分析仪、收发天线等测试设备,搭建一个开放空间测试系统,通过测量待测物的散射参数的幅度和相位来计算复介电常数,具有非

接触、非破坏的特性^[3-4]。传输线法是早期用于测量介电常数的比较成熟的方法,其原理是将各向同性的均匀介质材料填充到传输线内(波导或者同轴线等),通过测量加载介质样品前后传输线阻抗或网络参数的变化来求解介电常数^[5]。开端同轴探头法具有超宽频带测量,可在体或在线测量,不受测量样本含水量高低影响等多项优点,是生物组织介电特性测量的首选方法。本文在现有开端同轴探头法的基础上,改进了MRI拉莫尔频率范围内的等效电路模型,使组织介电特性参数的求解过程更加简洁,并针对前述的研究需求,完成了在42.58 MHz(1 T)、64 MHz(1.5 T)、128 MHz(3 T)、170 MHz(4 T)、298 MHz(7 T)、400 MHz(9 T)、468 MHz(11 T)等不同拉莫尔频率和不同温度下,生物组织样本介电特性的测量,填补了生物组织介电特性在温度和MRI射频场拉莫尔频率同时改变的情况下变化规律方面的研究空白。

1 方法原理

1.1 测量设备

在高频率范围内,尺寸较小的同轴线测量含水量高的组织如肌肉、大脑、肝脏时,准确度更高;在低频率范围内,对于低含水量的组织,大尺寸的同轴线有更好的测量精度^[6]。对于液态或半液态的待测物,聚四氟乙烯有着优良的频率和温度特性。综合考虑测量频率以及组织,本文将选取填充介质为聚四氟乙烯的UT-141半刚性电缆。设备连接如图1,UT-141半刚性电缆一端经S参数测试仪(Agilent87511A)连接到网络分析仪(Agilent 4395A, CA, USA),另一端接待测组织。

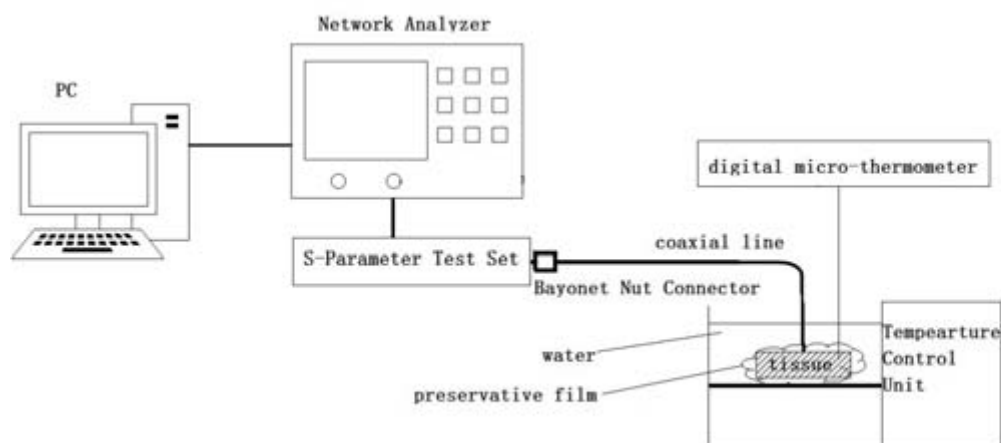


图1 介电特性测量系统

Fig.1 Dielectric properties measurement system

1.2 基本原理

根据麦克斯韦方程全电流定律,在时变电场下:

$$J = J_{dc} + \frac{\partial D}{\partial t} = (\sigma_{dc} + j\omega\epsilon_0\epsilon_r) \cdot E = [(\sigma_{dc} + \omega\epsilon_0\epsilon'') + j\omega\epsilon_0\epsilon'] E \quad (1)$$

其中 J 为总电流密度, σ_{dc} 和 ϵ_r 分别为材料的直流电导率和复介电常数 ($\epsilon_r = \epsilon' - j\epsilon''$), ϵ_0 为真空介电常数;当信号频率低于传输线的截止频率,即 $f < f_c = \frac{v_p}{\lambda_c} = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_r}} \cdot \frac{1}{\frac{\pi}{2}(D+d)} = \frac{2c}{\pi\sqrt{\epsilon_r}(D+d)}$ (d :同轴线内导体直径, D :同轴线外导体内直径),可以认为图1所示的传输线上只有TEM波传输,此时传输线上电磁场分布如图2。

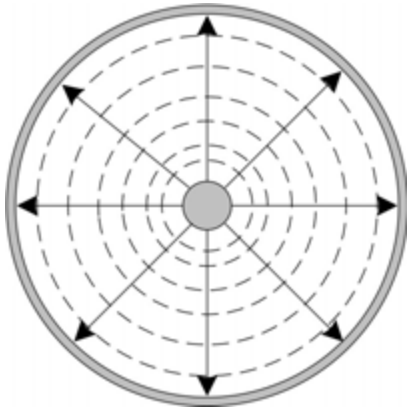


图2 传输线中电磁场分布

Fig.2 Electromagnetic field distribution in the coaxial transmission line

Note: ———: Magnetic field; ———>: Electric field

当探头顶端与待测组织接触时,探头顶端处电阻发生突变,将在顶端形成边缘场,可以用两个平行电容等效,如图3所示。其中 C_f 表示同轴线内部边缘场形成的电容, $(\epsilon_r - j\sigma_{dc}/\omega\epsilon_0)C_0$ 表示同轴线外部空间边缘场形成的杂散电容, $\Gamma(\omega)$ 为探头顶端的反射系数, $\rho_m(\omega)$ 为校准面的反射系数即网络分析仪测得的系数,则探头顶端的导纳为:

$$Y_L = Z_L^{-1} = j\omega \left[C_f + \left(\epsilon_r - j\frac{\sigma_{dc}}{\omega\epsilon_0} \right) C_0 \right] \quad (2)$$

即

$$Y_L = C_0 \left(\omega\epsilon' + \frac{\sigma_{dc}}{\epsilon_0} \right) + j\omega(C_f + \epsilon' C_0) \quad (3)$$

当测量频率大于 100 MHz 时,传输线不再为理想传输线,此时传输线可视为一个二端网络^[7],如图4所示。

入射信号 a_i 和反射信号 b_i 通过散射矩阵联系:

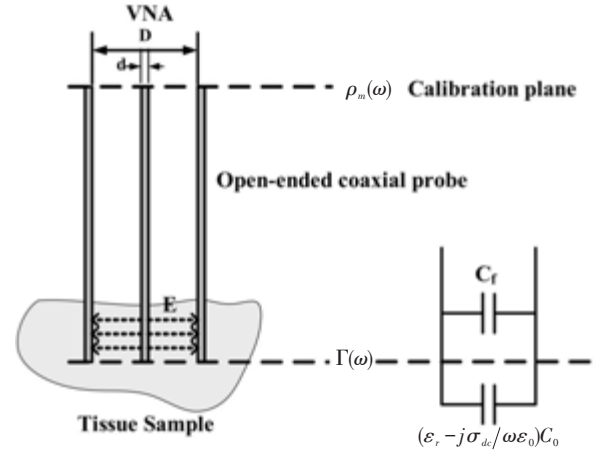


图3 同轴线探头等效电路

Fig.3 Equivalent circuit of open-ended coaxial probe

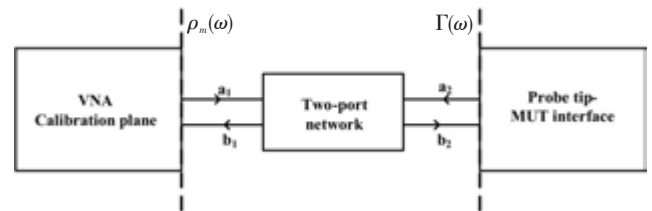


图4 传输线高频等效电路:二端网络

Fig.4 Equivalent circuit of the coaxial transmission line at high frequency: A two-port network

$$\begin{bmatrix} b_1 \\ b_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} \\ S_{21} & S_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \end{bmatrix} \quad (4)$$

S_{12} 为反向传输系数,即隔离, S_{21} 为正向传输系数,即增益, S_{11} 为输入反射系数,即输入回波损耗, S_{22} 为输出反射系数,即输出回波损耗:

$$S_{11} = \frac{b_1}{a_1} \Big|_{a_2=0}, S_{22} = \frac{b_2}{a_2} \Big|_{a_1=0}, S_{21} = \frac{b_2}{a_1} \Big|_{a_2=0}, S_{12} = \frac{b_1}{a_2} \Big|_{a_1=0} \quad (5)$$

$$\text{同时 } \Gamma(\omega) = \frac{a_2}{b_2} \quad (6)$$

$$\rho_m(\omega) = \frac{b_1}{a_1} \quad (7)$$

当端口阻抗匹配时: $\rho_m(\omega) = S_{11}$

根据反射系数的定义, $\Gamma(\omega)$ 可以通过下式表达:

$$\Gamma(\omega) = \frac{Z_L - Z_0}{Z_L + Z_0} \quad (8)$$

其中, Z_0 表示同轴线的特征阻抗,一般为 50Ω , Z_L 表示同轴线顶端的负载电阻, $Z_L = 1/Y_L$ 。

将(6)和(7)式代入(4)式,得到

$$\Gamma(\omega) = \frac{\rho_m - S_{11}}{S_{22}\rho_m + S_{12}S_{21} - S_{11}S_{22}} \quad (9)$$

由(2)、(8)和(9)式可得

$$\rho_m(\omega) = \frac{A_2 + A_3(\varepsilon_r - j\frac{\sigma_{dc}}{\omega\varepsilon_0})}{A_1 + (\varepsilon_r - j\frac{\sigma_{dc}}{\omega\varepsilon_0})} \quad (10)$$

其中

$$A_1 = \frac{1 - S_{22}}{j\omega Z_0 C_0(1 + S_{22})} + \frac{C_f}{C_0} \quad (11)$$

$$A_2 = \frac{S_{11} - S_{11}S_{22} + S_{12}S_{21}}{j\omega Z_0 C_0(1 + S_{22})} + \frac{S_{11} + S_{11}S_{22} - S_{12}S_{21}}{1 + S_{22}} \frac{C_f}{C_0} \quad (12)$$

$$A_3 = \frac{S_{11} + S_{11}S_{22} - S_{12}S_{21}}{1 + S_{22}} \quad (13)$$

令 $\varepsilon^* = \varepsilon_r - j\frac{\sigma_{dc}}{\omega\varepsilon_0}$, (10)式简化为

$$\rho_m = \frac{A_2 + A_3\varepsilon^*}{A_1 + \varepsilon^*} \quad (14)$$

在(14)式中 A_1 、 A_2 、 A_3 为未知参数,当 A_1 、 A_2 、 A_3 、 ρ_m 已知时,通过(14)式即可算出 ε^* 的值。 A_1 、 A_2 、 A_3 的具体值可通过3次校准得到,分别为短路(同轴线顶端接铝箔)、开路 and 标准液^[8-9]。我们用 A_1 、 A_2 、 A_3 分别表示3次校准测量时网络分析仪获得的反射系数值。

短路时, $Z_L = 0$, 由(8)式得到 $\Gamma(\omega) = -1$, 由(9)和(13)得

$$\rho_1 = \frac{S_{11} + S_{11}S_{22} - S_{12}S_{21}}{1 + S_{22}} = A_3 \quad (15)$$

开路时, 导体真空, 直流电导率 $\sigma_{dc} = 0$, 复介电常数 $\varepsilon_r = 1$, 代入(10)式得

$$\rho_2 = \frac{A_2 + A_3}{A_1 + 1} \quad (16)$$

标准液选取了去离子水,可以有效降低低频时电极化效应^[10], ε_r^s 和 σ_{dc}^s 分别为标准液的复介电常数和直流电导率,均为已知参数^[11-12],代入(10)式得

$$\rho_3 = \frac{A_2 + A_3(\varepsilon_r^s - j\frac{\sigma_{dc}^s}{\omega\varepsilon_0})}{A_1 + (\varepsilon_r^s - j\frac{\sigma_{dc}^s}{\omega\varepsilon_0})} \quad (17)$$

联立(15)~(17)式,解方程组得

$$A_1 = \frac{(\rho_2 - \rho_1) + (\rho_1 - \rho_3)(\varepsilon_r^s - j\frac{\sigma_{dc}^s}{\omega\varepsilon_0})}{\rho_3 - \rho_2} \quad (18)$$

$$A_2 = \frac{\rho_3(\rho_2 - \rho_1) + \rho_2(\rho_1 - \rho_3)(\varepsilon_r^s - j\frac{\sigma_{dc}^s}{\omega\varepsilon_0})}{\rho_3 - \rho_2} \quad (19)$$

$$A_3 = \rho_1 \quad (20)$$

再通过(14)式和矢量网络分析仪测得的 ρ_m 即可求出 $\varepsilon^* = \varepsilon_r - j\frac{\sigma_{dc}}{\omega\varepsilon_0}$

当测量频率小于 1 GHz 时, $\varepsilon^* = \varepsilon_r - j\frac{\sigma_{dc}}{\omega\varepsilon_0} = \varepsilon' - j\frac{\sigma_{dc} + \omega\varepsilon_0\varepsilon''}{\omega\varepsilon_0}$, 式中第二项 $\frac{\sigma_{dc} + \omega\varepsilon_0\varepsilon''}{\omega\varepsilon_0} = \varepsilon'' + \frac{\sigma_{dc}}{\varepsilon_0\omega}$ 的大小主要由 σ_{dc} 决定,此时可以忽略 ε'' ^[13], 所以待测样本的相对介电常数为:

$$\varepsilon' = \text{Re}[\varepsilon^*] \quad (21)$$

待测样本的直流电导率为:

$$\sigma_{dc} = -\omega\varepsilon_0 \text{Im}[\varepsilon^*] \quad (22)$$

相对于其他传输线法^[5], 本文的方法充分考虑到高频范围内, 传输线不能再等效为理想传输线, 将传输线等效为一个二端网络口^[7], 使实验模型更接近实际情况。本文提出的计算介电常数公式, 通过测量开路同轴线在开路、短路、去离子水 3 种情况下的反射系数, 求得 A_1 、 A_2 、 A_3 , 最终获得待测物的相对介电常数和电导率, 避免了 C_0 、 C_f 的繁琐求解^[14-15], 更为简洁, 有效。

2 实验测量及结果

2.1 实验方法与材料

(1) 验证开路同轴探头测量方法的可靠性。我们测量了室温(25 °C)下, 甲醇(浓度 99.8%)、乙醇(浓度 99.8%)、正丙醇(浓度 99.5%)在不同频率时的相对介电常数和电导率。实验测量系统主要由网络分析仪(Agilent 4395A, CA, USA)、S 参数测试仪(Agilent 87511A)、半刚性同轴线(UT-141)组成, 如图 1 所示。连接实验设备, 并在同轴线与 S 参数测试仪之间连接一个卡式连接器(BNC), 以确保两者连接的密封性。测试前, 用磨砂纸磨平同轴线顶端, 使同轴线顶端光滑平整。在测试过程中, 探头顶端完全浸没在待测液体中, 同时保证探头与容器壁的距离要大于 1 cm 且探头顶端没有吸附空气泡。相同条件下, 重复测量 10 次, 取其平均值作为最终结果, 与文献值^[16]比较, 测量结果如图 5 所示; (2) 测量生物组织在不同频率、温度下的介电特性。测量对象为 3 只健康成年母猪(饲养 30 个月)的肝脏和膀胱。为确保所取样本的组织活性, 所有测量将在样本离体 2 h 内完成^[17]。实验过程中, 用保鲜膜包裹新鲜的猪肝脏、膀胱组织, 如图 1 所示。避免由于猪肝脏、膀胱组织内的水分流失造成介电特性发生改变的影响^[18]和保证水浴加热的有效性, 确保温度是改变生物组织介电特性的主要因素。将包裹的猪肝脏、膀胱组织放入到水浴锅恒温槽中, 探头放置在组织表面(不可插入), 使探头与组织充分接触, 同时将温度计探头插入测量点附近, 实时监控组织内部温度。通过控制水浴锅的温度, 使组织温度在 36 °C~60 °C 范围内逐渐递增, 温度每增加 3 °C 时, 测量组织在设定频率下的相对介电常数和电导率。每种组织测量 5 个不同的点, 取平均值作为最终结果。

2.2 实验结果

测量结果如表 1、表 2 和图 6、图 7 所示。

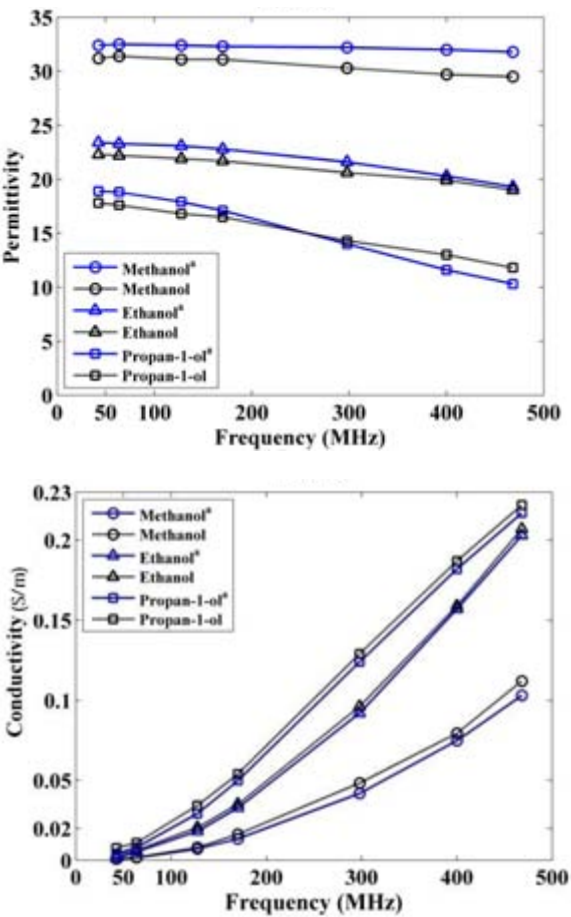


图5 甲醇、乙醇、正丙醇在不同频率下的介电特性($t=25^{\circ}\text{C}$)
Fig.5 Dielectric properties of methanol, ethanol and propanol-1-ol at 25°C

Note: Data a was from literature^[16]

3 讨论

将实验测得甲醇、乙醇、正丙醇的相对介电常数、电导率与Gregory等^[16]提供的数据进行比较,结果如图5所示。对比图中两者测得的相对介电常数(图5a)、电导率(图5b),本实验测量的甲醇、乙醇、正丙醇介电特性值(相对介电常数/电导率)与Gregory提供的数据最大误差分别为2.3/0.005 S/m、1.2/0.0041 S/m、1.5/0.009 S/m,两者具有很好的一致性,由此说明本文的方法具有很强的可行性与准确性。

表1显示猪肝脏、膀胱的相对介电常数、电导率在不同频率下的最大不确定度。从表1可知实验测量的相对介电常数、电导率的最大不确定度分别小于2.92%、7.64%。此外,本实验中使用的探头精度为 $\pm 5\%$,因此实验测得的猪肝脏、膀胱的相对介电常数和电导率的最大合成不确定度不超过7%和13%。表2显示在 45°C 下,猪肝脏、膀胱的介电特性随频率的变化规律。以猪肝脏为例,随着频率增加,猪肝脏的相对介电常数逐渐减小,电导率逐渐增加,与Gabriel等^[19]提供的生物组织介电特性随频率的变化趋势基本一致,满足生物组织介电特性的 β 、 δ 色散特点。随着频率的升高,生物组织的介电特性将不再依赖细胞膜的结构,而是与组织的含水量、水的状态(自由水和结合水)以及水偶极子的色散等密切相关^[15, 20]。这些因素使得细胞膜的电容性随着频率的升高出现下降,电导率随着频率增加而增加。图6、图7显示在包含因子 $K=2$ (95%

表1 猪肝脏、膀胱的介电常数和电导率的最大标准不确定度

Tab.1 Maxima standard uncertainties of dielectric constant and conductivity of porcine liver and bladder

Tissue	Maxima of standard uncertainties of ε & σ	Larmor frequencies(MHZ)						
		42.58	64	128	170	298	400	468
Liver	ε (%)	2.75	2.48	1.74	2.91	2.92	2.73	2.73
	σ (%)	3.65	3.39	2.96	2.76	2.36	2.12	2.01
Bladder	ε (%)	2.73	2.48	2.32	2.35	2.39	2.50	2.33
	σ (%)	7.64	7.04	5.85	5.57	4.84	4.44	4.21

表2 温度 $t=45^{\circ}\text{C}$ 时猪肝脏、膀胱的介电特性随频率的变化规律

Tab.2 Frequency-dependent dielectric properties of porcine liver and bladder at 45°C

	Frequency (MHz)						
	42.58	64	128	170	298	400	468
Dielectric constant ^a	121-125	94-97	68-71	62-65	54-56	50-53	50-52
Conductivity ^a (S/m)	0.55-0.57	0.60-0.62	0.70-0.72	0.71-0.73	0.79-0.81	0.83-0.85	0.87-0.88
Dielectric constant ^b	117-123	92-96	70-73	65-68	58-61	56-58	55-58
Conductivity ^b (S/m)	0.87-0.88	0.90-0.91	0.97-0.98	0.99-1.01	1.03-1.04	1.04-1.07	1.07-1.09

Note: Data a was from porcine liver and Data b was from porcine bladder.

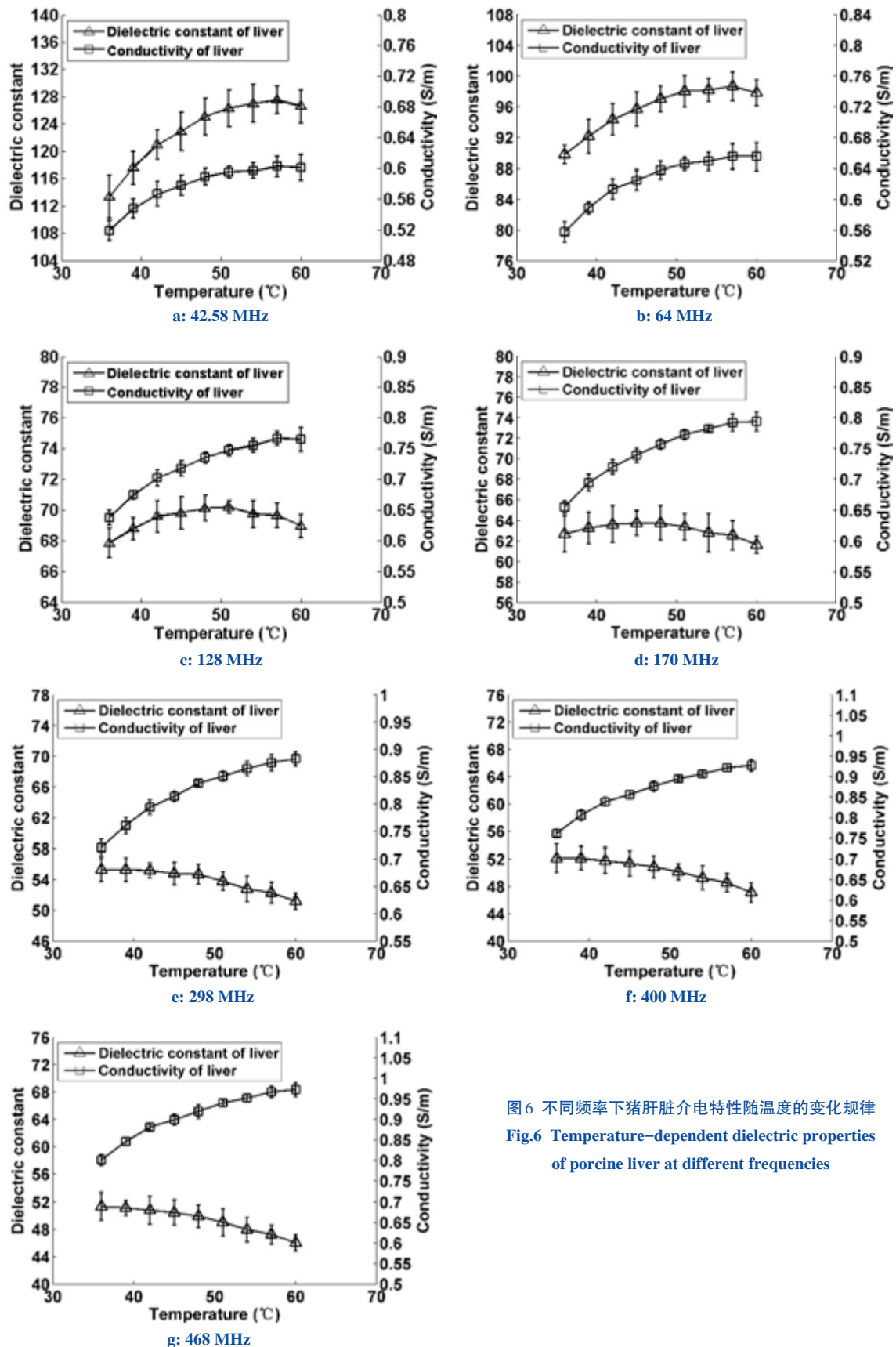


图6 不同频率下猪肝脏介电特性随温度的变化规律
Fig.6 Temperature-dependent dielectric properties of porcine liver at different frequencies

置信概率)条件下,猪肝脏、膀胱的介电特性的均值和标准不确定度随着温度的变化规律。以图6为例,在温度36℃~60℃范围内,猪肝脏的电导率随着温度上升而增加。其原因可能是由于温度的上升,细胞

膜上磷脂分子的运动加快,流动性增加,增大了细胞膜对物质的通透性。此外在一定温度范围内,随着温度的升高,一些与物质运输有关的功能蛋白的活性增大,也使得细胞膜对物质的通透性增加,这些因

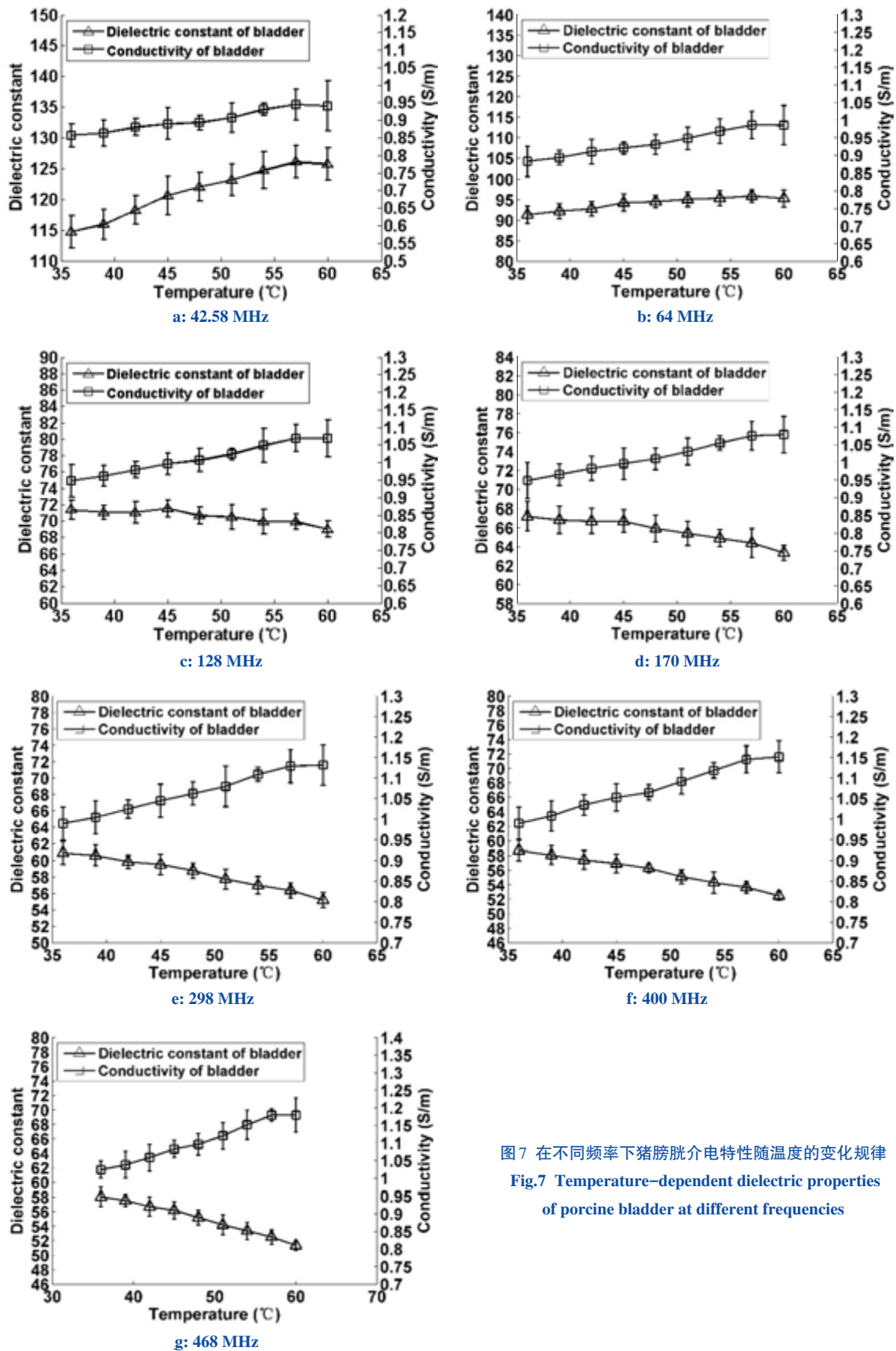


图7 在不同频率下猪膀胱介电特性随温度的变化规律
Fig.7 Temperature-dependent dielectric properties of porcine bladder at different frequencies

素导致了猪肝脏电导率在36℃~60℃范围内逐渐上升。
通过分析以往的实验数据,我们得出实验过程中的误差来源主要包括以下几方面:(1)同轴线顶端不平整,顶端与组织没有充分接触,存在间隙;(2)同

轴线顶端氧化,不光滑,导致探头与待测组织接触不良;(3)短路时,同轴线顶端与铝箔没有充分接触,短路效果不佳;(4)测量去离子水的反射系数时,同轴线顶端附有气泡;(5)实验过程中,同轴线顶端插入

组织内部,破坏组织结构;(6)待测组织厚度过薄。

为了避免上述误差的产生,在本文实验中,我们采取以下几种措施:(1)实验前,先用磨砂纸打磨同轴线探头,使同轴线顶端保持平整、光滑;(2)短路时,用力挤压同轴线顶端与铝箔,观察网络分析仪上的史密斯图,若短路的史密斯图与开路的史密斯图是接近中心对称,则说明短路充分;(3)在测量去离子水的反射系数前,确保同轴线顶端无气泡。若发现探头顶端附有气泡,应将气泡移除后,再进行测量;(4)在测量组织时,将同轴线顶端置于组织表面(不可插穿),观察网络分析仪上的史密斯图,调整同轴线顶端与组织的位置,当史密斯图稳定时,则说明探头与组织充分接触;(5)测量过程中,确保所有待测组织厚度在1 cm以上^[21],当厚度不够时,采取折叠组织的方法^[22],使组织厚度在1 cm以上。

4 结 论

本文根据射频电路相关理论,在MRI拉莫尔频率范围内,将传输线等效为二端网络口模型,简化了组织介电特性的计算公式。通过测量室温($t=25\text{ }^{\circ}\text{C}$)下甲醇、乙醇、正丙醇的介电特性,验证了本文方法的可靠性,并针对目前在42.28 MHz~500 MHz频率范围内,人体组织介电参数的温度特性研究存在不足的情况,我们采用改进的开端同轴线法测量并研究了猪肝脏、膀胱在42.58 MHz(1 T)、64 MHz(1.5 T)、128 MHz(3 T)、170 MHz(4 T)、298 MHz(7 T)、400 MHz(9 T)、468 MHz(11 T)等不同拉莫频率下,组织介电特性随温度的变化规律。实验结果显示猪肝脏、膀胱的介电特性与频率、温度密切相关。当温度恒定时,随着频率的增加,生物组织的相对介电常数逐渐下降,电导率逐渐增加。当频率恒定时,随着温度的上升,生物组织的电导率逐渐增加。本实验的结果填补了在温度和MRI射频场拉莫尔频率同时改变的情况下,生物组织介电特性变化规律方面的研究空白,实验结果可为MRI引导的肿瘤热消融治疗技术以及其他肿瘤热消融技术的研究提供基础数据支持。

【参考文献】

- [1] Goldberg SN, Charboneau JW, Dodd GD, et al. Image-guided tumor ablation: Proposal for standardization of terms and reporting criteria 1[J]. Radiology, 2003, 228(2): 335-345.
- [2] 童川. 谐振腔法测量材料介电常数的研究[D]. 华东师范大学, 2013. Tong C. Study on measuring the dielectric constant of the material by using resonant cavity method[D]. East China Normal University, 2013.
- [3] 唐宗熙, 张彪. 用自由空间法测试介质电磁参数[J]. 电子学报, 2006, 34(1): 189-192. Tang ZX, Zhang B. Free-space measurement of complex permittivity and complex permeability of medium[J]. Acta Electronica

- Sinica, 2006, 34(1): 189-192.
- [4] 张娜, 王立春, 张国华. 自由空间法测试材料电磁参数的探讨[J]. 宇航计测技术, 2006, 26(3): 92-95. Zhang N, Wang LC, Zhang GH. Free-space method measuring the electromagnetic properties of material[J]. Journal of Astronautic Metrology and Measurement, 2006, 26(3): 92-95.
- [5] Stuchly MA, Stuchly SS. Coaxial line reflection methods for measuring dielectric properties of biological substances at radio and microwave frequencies-A review[J]. IEEE Trans Instrum Meas, 1980, 29(3): 176-183.
- [6] Athey TW, Stuchly MA, Stuchly SS. Measurement of radio frequency permittivity of biological tissues with an open-ended coaxial line: Part I[J]. IEEE Trans Microw Theory Tech, 1982, 30(1): 82-86.
- [7] Bao JZ, Davis CC, Swicord ML. Microwave dielectric measurements of erythrocyte suspensions[J]. Biophys J, 1994, 66(6): 2173-2180.
- [8] Kraszewski A, Stuchly MA, Stuchly SS. ANA calibration method for measurements of dielectric properties[J]. IEEE Trans Instrum Meas, 1983, 32(2): 385-387.
- [9] Wei YZ, Sridhar S. Technique for measuring the frequency-dependent complex dielectric constants of liquids up to 20 GHz[J]. Rev Sci Instrum, 1989, 60(9): 3041-3046.
- [10] Bobowski JS, Johnson T. Permittivity measurements of biological samples by an open-ended coaxial line[J]. Prog Electromagnetics Res B, 2012, 40: 159-183.
- [11] Stogryn A. Equations for calculating the dielectric constant of saline water (Correspondence)[J]. IEEE Trans Microw Theory Tech, 1971, 19(8): 733-736.
- [12] Buchner R, Barthel J, Stauber J. The dielectric relaxation of water between 0 $^{\circ}\text{C}$ and 35 $^{\circ}\text{C}$ [J]. Chem Phys Lett, 1999, 306(1): 57-63.
- [13] Foster KR, Schepps JL, Schwan HP. Microwave dielectric relaxation in muscle: A second look[J]. Biophys J, 1980, 29(2): 271-281.
- [14] Stuchly MA, Athey TW, Stuchly SS, et al. Dielectric properties of animal tissues *in vivo* at frequencies 10 MHz-1 GHz[J]. Bioelectromagnetics, 1981, 2(2): 93-103.
- [15] Gajda GB, Stuchly SS. Numerical analysis of open-ended coaxial lines[J]. IEEE Trans Microw Theory Tech, 1983, 31(5): 380-384.
- [16] Gregory A, Clarke R. Tables of the complex permittivity of dielectric reference liquids at frequencies up to 5 GHz[R]. Nat Phys Lab, 2001.
- [17] Schwan HP, Foster KR. RF-field interactions with biological systems: Electrical properties and biophysical mechanisms[J]. Proc IEEE, 1980, 68: 104-113.
- [18] Stuchly MA, Kraszewski A, Stuchly SS, et al. Dielectric properties of animal tissues *in vivo* at radio and microwave frequencies: Comparison between species[J]. Phys Med Biol, 1982, 27(7): 927.
- [19] Gabriel S, Lau RW, 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.
- [20] Foster KR, Schwan HP. Dielectric properties of tissues and biological materials: A critical review[J]. Crit Rev Biomed Eng, 1989, 17(1): 25-104.
- [21] Hagl DM, Popovic D, Hagness SC, et al. Sensing volume of open-ended coaxial probes for dielectric characterization of breast tissue at microwave frequencies[J]. IEEE Trans Microw Theory Tech, 2003, 51(4): 1194-1206.
- [22] Stuchly MA, Athey TW, Samaras GM, et al. Measurement of radio frequency permittivity of biological tissues with an open-ended coaxial line: Part II-Experimental Results[J]. IEEE Trans Microw Theory Tech, 1982, 30(1): 87-92.