

# 基于方波脉冲激励的电导率测量方法

孟 凡, 董永贵

(清华大学 精密仪器与机械学系, 精密测试技术及仪器国家重点实验室, 北京 100084)

**摘 要:** 采用方波脉冲信号作为激励获取导电介质的电阻抗信息时, 方波信号频谱中高次谐波的幅值衰减一直是难以克服的问题。对一阶阻容型传感系统添加电感或电容元件构成二阶谐振单元, 在激励信号的上、下沿处会出现自由衰减振荡信号, 可使激励信号频谱在谐振单元的谐振频率附近得到增强。通过测量方波下降沿处自由衰减振荡信号第一个波峰的峰值电压, 即可得到谐振单元中等效电阻的测量值。实验结果表明: 这种检测方式只需要数字电路产生固定频率的方波激励信号, 即可实现 30 kHz~1 MHz 范围内的电阻测量, 可用于电解质溶液、水、人体皮肤等介质电导率的有线及无线测量。

**关键词:** 方波脉冲; 电导率; 自由衰减振荡; 峰值检测

中图分类号: TP 212.9

文献标志码: A

文章编号: 1000-0054(2014)02-0207-05

## Electrical conductivity measurement method using square wave pulse excitation

MENG Fan, DONG Yonggui

(State Key Laboratory of Precision Measurement Technology and Instruments, Department of Precision Instruments and Mechanology, Tsinghua University, Beijing 100084, China)

**Abstract:** When a square wave pulsed signal is adopted as excitation to obtain electrical impedance information for a conductive medium, the amplitude decay of the higher harmonics in square wave spectrum can have a significant effect. Adding an inductor or capacitor to a first-order resistant-capacitive-type sensing system creates a second-order resonant element that creates a freely damped oscillating signal at both the rising and falling edges of the excitation. The excitation amplitude near the resonant frequency is, therefore, enhanced. The equivalent resistance in the resonant element can be obtained by measuring the first positive peak voltage of the freely damped signal at the falling edge of the pulse. Tests indicate that resistance measurements for frequencies from 30 kHz to 1 MHz can be implemented only by a fixed frequency square wave excitation signal generated by a digital circuit. This method can be used for conductivity measurements of conductive media, such as electrolyte solutions, water and human skin, using both wired and wireless transmitters.

**Key words:** square wave pulse; conductivity; free damping

oscillation; peak detection

电阻率或电导率是固体、液体或生物体重要的物理参数。许多物理参数的检测可以归结到对电阻率的测量, 如电解质溶液的浓度<sup>[1]</sup>、空气湿度<sup>[2-3]</sup>、海水盐度<sup>[4]</sup>、皮肤水分<sup>[5-8]</sup>等。此外, 一些生物体组织的病变也反映在电导率的改变上, 如乳腺癌、前列腺癌等<sup>[9-10]</sup>。由于被测对象的电阻率一般都会呈现一定程度的频率依赖性, 由电极与被测对象所组成的等效电路中往往包含有电容元件, 因此这类测量通常需要采用交流信号作为激励, 在某一特定频率点或多个频率点处进行。

传统的正弦激励方式需要频率与幅值稳定的信号源, 激励信号产生电路复杂且对输出信号的稳定性要求较高。相比之下, 利用与数字电路兼容性好的脉冲信号作为激励, 不仅电路结构简单, 在幅值及频率稳定性方面也有独到的优势, 已成为近年来的热点研究方向。Birlea 等利用脉冲电流激励来研究皮肤角质层的非线性阻抗<sup>[11]</sup>, Yamamoto 等利用方波信号作为激励解决了生物电阻抗谱的快速测量问题<sup>[12]</sup>。然而, 方波信号的高频衰减现象, 一直是困扰这种检测方法的重要问题。由于方波信号中高次谐波成分的幅值会随着谐波次数的升高快速衰减, 在高次谐波处响应信号的信噪比降低, 导致电阻抗测量结果的准确度下降<sup>[13]</sup>。

从检测电路的角度来看, 由检测电极与被测对象组成的电阻抗体系, 可等效为由电阻及电容元件组成的一阶系统。对此一阶传感系统添加电感或电容元件, 即可构成固有谐振频率  $f_{\text{res}}$  为测量所需要

收稿日期: 2013-05-11

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (60971007, 61271129)

作者简介: 孟凡 (1984—), 男(汉), 河南, 博士研究生。

通信作者: 董永贵, 教授, E-mail: dongyg@mail. tsinghua. edu. cn

频率的二阶谐振单元。当采用方波信号激励时,由于二阶谐振单元的“振铃”现象,激励信号的上、下降沿会出现自由衰减振荡信号,相当于在感兴趣的频率处激励信号的频谱成分幅值自动得到增强,因而可有效提升检测频率处响应信号的信噪比。这种检测方式的优点在于只需要数字电路产生固定频率的方波激励信号,即可满足多种频率的电阻率测量需要。

## 1 测量原理

实验原理如图 1a 所示。由电感  $L$ 、电阻  $R$ 、电容  $C$  构成二阶谐振单元(此处  $L=15\ \mu\text{H}$ 、 $R=2.8\ \Omega$ 、 $C=22\ \text{nF}$ , 固有谐振频率理论值为  $277\ \text{kHz}$ )。 $R_s$  为信号源内阻,  $R_{\text{ref}}$  为用来获取响应信号的取样电阻。在方波信号激励下(激励频率  $f_e=5\ \text{kHz}$ )测量得到的激励信号  $u_1(t)$  及响应信号  $u_2(t)$  如图 1b 所示。相应的频谱  $U_1(f)$ 、 $U_2(f)$  如图 2a 所示。谐振单元电阻抗谱的测量结果和计算结果如图 2b 所示。显然,由于上升沿及下降沿处自由衰减振荡信号的存在,在谐振频率处的激励信号频率成分得到增强,可利用相对低频率的方波信号,实现高频率处的阻抗测量。

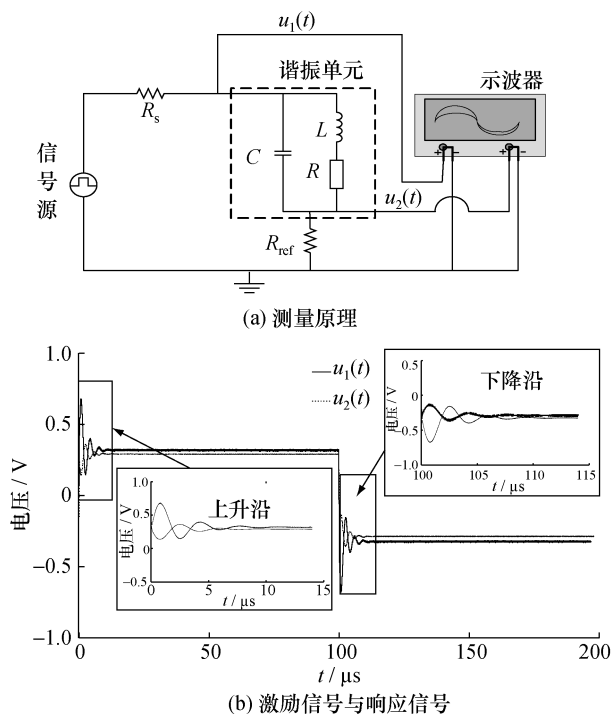
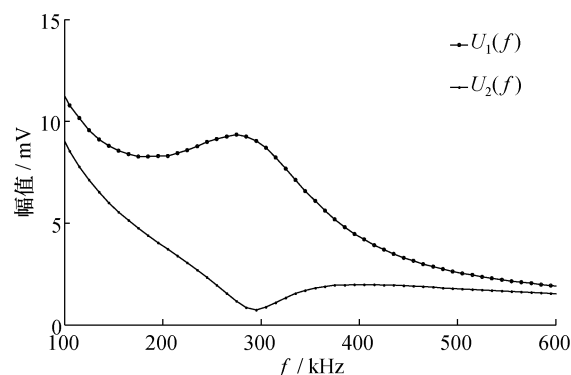
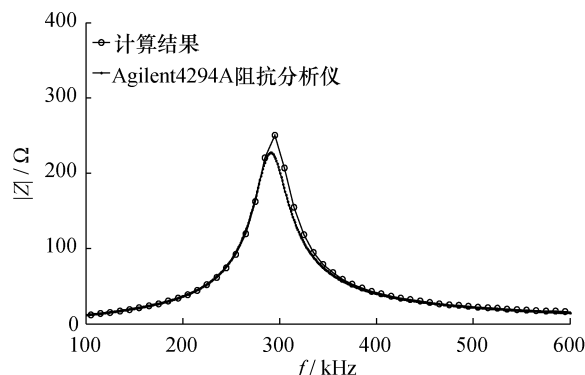


图 1 谐振式方波脉冲电阻抗测量原理

当感兴趣的检测参量仅为谐振单元中的等效电阻值时,检测系统可得到进一步的简化。如图 3 所示,方波信号不再直接施加在谐振单元上,而是通过电子开关 SW 控制直流电源 DC 的通断,以实现谐振单元的方波激励。方波信号的下降沿处开关断



(a) 激励信号和响应信号的频谱



(b) 两种方法获取的电阻抗谱

图 2 激励和响应信号的频谱和电阻抗谱

开,自由衰减振荡信号为

$$u_c(t) = A \exp(-\delta t) \sin(2\pi f_{\text{res}} t + \phi). \quad (1)$$

其中:  $A$  为由方波信号幅值决定的系数,  $\delta = R/(2L)$  为衰减因子,  $f_{\text{res}}$  为谐振频率,  $\phi$  为相位,  $\tan\phi = 2\pi f_{\text{res}}/\delta$ 。下降沿后自由衰减振荡信号第一个波峰的峰值到达时间  $t_p$  满足条件  $2\pi f_{\text{res}} t_p = 2\pi$ 。第一个波峰的峰值电压为

$$u_c(t_p) = -A \frac{2\pi f_{\text{res}}}{\sqrt{\delta^2 + 4\pi^2 f_{\text{res}}^2}} \exp\left(-\frac{R}{2L} \cdot \frac{1}{f_{\text{res}}}\right). \quad (2)$$

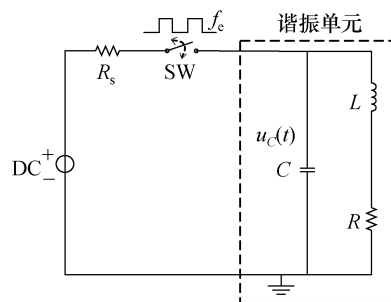


图 3 简化的检测系统

实际测量中,固定  $L$ 、 $C$ , 可使谐振单元的谐振频率  $f_{\text{res}}$  保持恒定。因此,只需要测量得到下降沿处自由衰减振荡信号第一个波峰的峰值电压,即可

实现谐振单元中等效电阻值的测量。

## 2 实验及结果分析

针对电解质溶液及人体皮肤电阻率的测量问题,设计的检测电路如图 4a 所示。其中, $R_d$ 为限流电阻, $L$ 和 $R_L$ 为所添加电感元件的电路等效模型, $C$ 为添加的电容元件, $Z_v$ ( $Z_v=R_{eq}+jX_{eq}$ )为待测对象(一阶系统)在谐振频率处的等效阻抗, $R_p$ 为调节电阻,用于保证待测对象 $R_{eq}$ 很大时谐振单元仍然能工作在自由衰减振荡状态。利用方波激励信号控制电子开关 SW1、SW2,以实现下降沿处自由衰减振荡信号第一个波峰峰值电压的同步检测。图 4b 为开关 SW1、SW2 的时序。通过测量峰值检测电路的输出电压 $U_p$ ,即可实现对电阻 $R_{eq}$ 的测量。

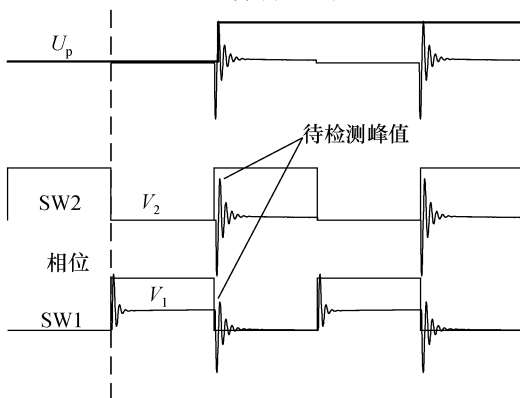
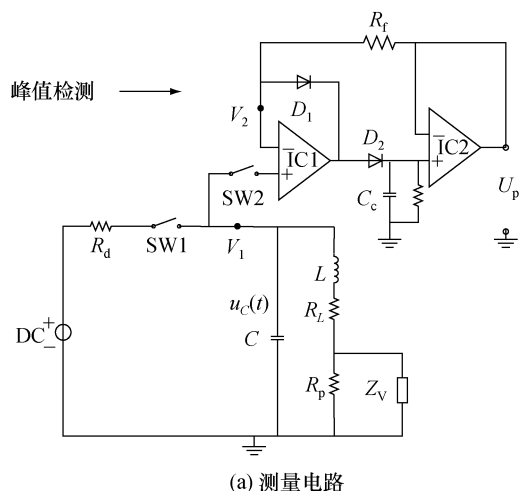


图 4 用于电解质溶液及人体皮肤电阻率检测的电路

### 2.1 电解质溶液浓度的测量

采用一对圆柱形不锈钢电极,电极直径为 3 mm,间距为 10 mm,平行插入溶液的深度为 5 mm。电解质溶液由分析纯氯化钠(NaCl)与去离子水配置,摩尔浓度变化范围 0.01~5.3 mol/L。测量电路参数为  $L=2.2\text{ mH}\pm 2\text{ }\mu\text{H}$ ,  $C=10\text{ nF}$ ,

$R_p=160\text{ }\Omega$ ,谐振频率约为  $f_{\text{res}}=34\text{ kHz}$ 。测量结果如图 5 所示。随着溶液摩尔浓度的增加,电极间等效电阻  $R_{eq}$  降低,检测到的峰值电压相应上升。作为比对,图 5 中同时给出了使用 HP 4284A LCR 测量仪在 34 kHz 处测量到的等效电阻值  $R_{eq}$ ,两者变化规律基本相符。由于检测电路中并联电阻  $R_p$  有一定的非线性校正作用,峰值检测结果的线性区间要高于 LCR 测量仪的结果。对每个摩尔浓度处的数据进行 5 次重复测量,测量结果的方差均小于 1 mV。换算成摩尔浓度,最大方差约为 0.18 mol/L。

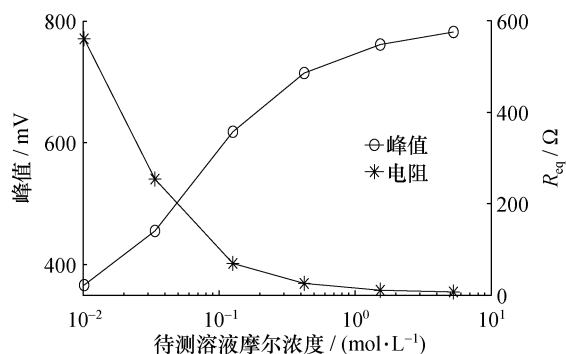


图 5 峰值电压和等效电阻随着溶液摩尔浓度增加变化

低摩尔浓度水溶液的等效电阻  $R_{eq}$  很大,会影响自由衰减振荡状态的出现。这一问题可通过适当调整谐振频率及并联电阻  $R_p$  取值的方式解决。测量电路参数为  $L=58\text{ mH}\pm 10\text{ }\mu\text{H}$ ,  $C=100\text{ pF}$ ,  $R_p=20\text{ k}\Omega$ ,理论谐振频率约为  $f_{\text{res}}=59\text{ kHz}$ 。对实验室用去离子水,标有矿物质水、天然矿泉水、饮用纯净水、天然水等市售瓶装饮用水,自来水及其煮沸后的白开水,以及两种摩尔浓度的 NaCl 溶液分别进行了测量,5 次重复测量的方差均不超过 1 mV,结果如图 6 所示。这些结果表明这种检测方式可用于水质的快速检测。

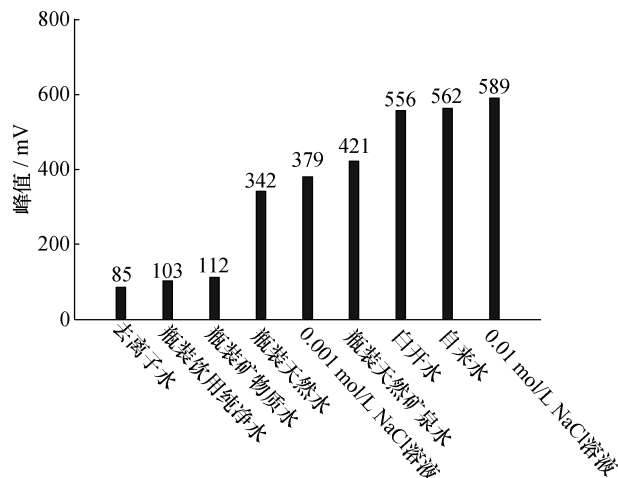
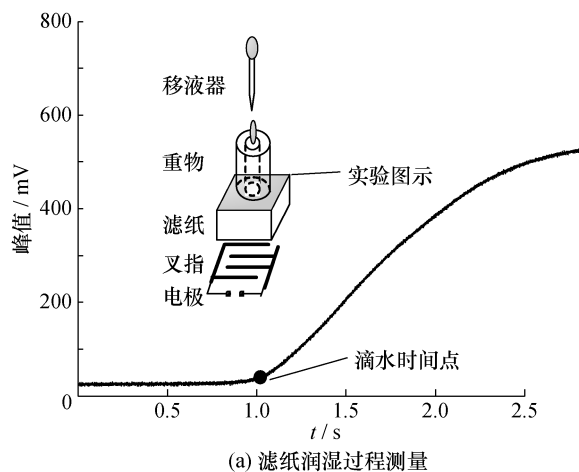


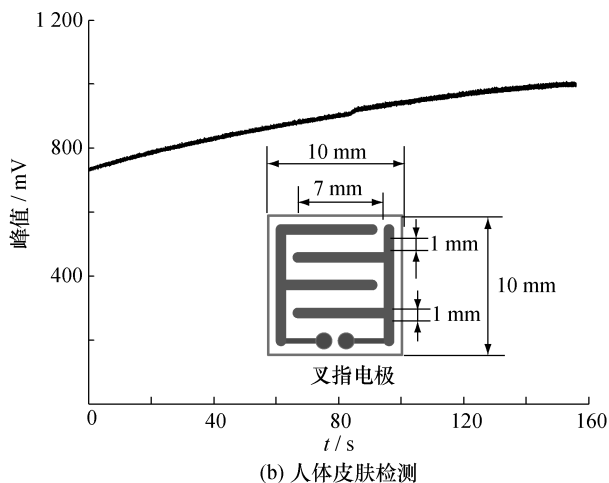
图 6 水溶液电阻率的测量

## 2.2 人体皮肤电阻率的测量

用于人体皮肤检测的电极如图 7b 所示的表面镀金叉指电极。采用的电路参数为  $L = 58 \text{ mH} \pm 10 \mu\text{H}$ ,  $C = 50 \text{ pF}$ ,  $R_p = 50 \text{ k}\Omega$ , 谐振频率约为  $f_{\text{res}} = 60 \text{ kHz}$ 。考虑到人体皮肤状况容易受到测量过程的影响, 首先用多层滤纸作为测量对象, 测量了水润湿滤纸过程中的电阻率变化情况。如图 7a 所示, 滤纸紧贴叉指电极表面, 滤纸上放置空心重物以保证滤纸和电极间的稳定接触。从空心重物的中央滴 1 mL 去离子水到滤纸上, 记录润湿过程峰值电压的变化情况。从图 7a 所给记录曲线可以看出, 在滴水之前检测到的峰值电压保持恒定。滴水之后, 去离子水从滤纸的一侧向另一侧渗透, 等效电阻  $R_{\text{eq}}$  随之减少, 输出峰值逐渐增加的过程基本上符合指数规律, 说明测量系统可有效跟踪润湿的动态过程。



(a) 滤纸润湿过程测量



(b) 人体皮肤检测

图 7 人体皮肤电阻率的测量

将叉指电极用胶带贴放在前臂皮肤处, 检测结果如图 7b 所示。在 0~150 s 的测量时段内, 随着时间的增加, 峰值增大, 表明皮肤的等效电阻

$R_{\text{eq}}$  减小。这种皮肤电阻随着时间变化的规律与 Yamamoto 等所给出的实验研究结果一致<sup>[14]</sup>。

## 2.3 电感线圈无线耦合方式的电阻测量

本文的峰值检测的方式同样可用于电感线圈无线耦合方式的电阻测量。图 8 所示为检测原理图。 $L_1$ 、 $R_{1L}$  为读出线圈的电感及等效电阻,  $L_2$ 、 $R_{2L}$  为与待测对象  $Z_v$  相联接的线圈电感及电阻, 在植入式传感器中被埋设在被测物体内部<sup>[15]</sup>。 $C_1$ 、 $C_2$  为添加的电容。测量了两空心线圈相邻放置时信号读出的情况。所用参数为  $L_1 = 57 \mu\text{H}$ ,  $R_{1L} = 1.726 \Omega$ ,  $L_2 = 56.5 \mu\text{H}$ ,  $R_{2L} = 1.81 \Omega$ ,  $C_1 = C_2 = 330 \text{ pF}$ ,  $L_1$ 、 $C_1$  回路的谐振频率为  $f_{\text{res1}} = 1.160 \text{ MHz}$ ,  $L_2$ 、 $C_2$  回路的谐振频率  $f_{\text{res2}} = 1.165 \text{ MHz}$ 。利用前述不锈钢电极-电解质溶液体系作为测量对象  $Z_v = R_{\text{eq}} + jX_{\text{eq}}$ , 采集  $C_1$  上的自由衰减振荡信号  $u_{C_1}$  及其频谱, 如图 9 所示。由于  $R_{1L} \ll R_{2L} + R_{\text{eq}}$ , 频谱中的谐振峰值  $|A_1| \gg |A_2|$ , 因此同样可通过自由衰减振荡信号  $u_{C_1}$  的峰值电压得到等效电阻的测量值。测量结果如图 10 所示。由于检测频率较高, 峰值电压变化范围比较小, 但从变化规律来看, 这种检测方式可用于植入式传感系统电阻的测量。

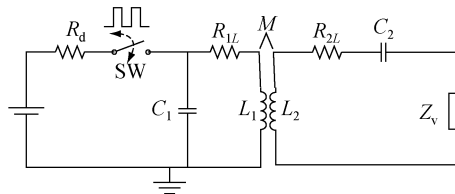


图 8 电感线圈耦合方式的电阻测量电路原理图

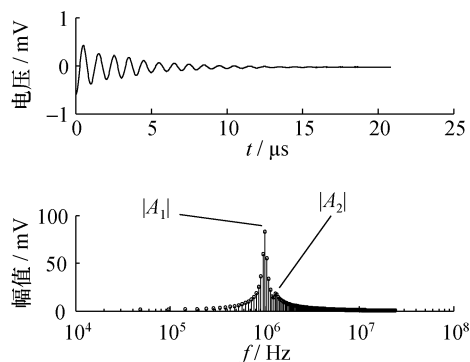


图 9 自由衰减振荡信号  $u_{C_1}$  及其频谱

## 3 结论

本文研究了基于方波脉冲激励的电导率测量技术。通过对一阶阻容型传感系统添加电感或电容元件构成二阶谐振系统。根据测量所需检测频率, 选取适当的电感或电容元件值。激励信号为电压形

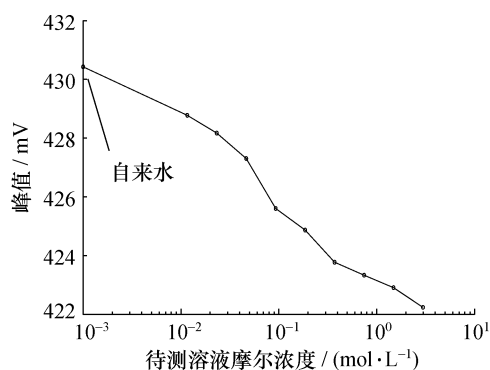


图 10 电感线圈耦合方式的电阻率测量结果

式,与阻抗测量系统中常用的电流信号激励方式相比,与数字电路有更好的兼容性。激励信号施加在谐振单元上时,在方波信号的上、下沿处出现的自由衰减振荡信号,可使激励信号的频谱在测量频率点附近得到增强。这种检测方式可有效克服方波脉冲信号频谱的高频衰减问题,只需要数字电路产生固定频率的方波激励信号,即可实现给定频率点处电阻抗的测量。特别地,通过测量方波下降沿处自由衰减振荡信号第一个波峰的峰值电压,可实现谐振单元等效电阻的实时测量。对电解质溶液、水、人体皮肤等导电介质进行了实验,结果表明这种检测方法在人体皮肤水分检测、水质检测等领域的可用性。尤其是对于电感线圈耦合方式的无源无线植入式传感器而言,由于耦合线圈本身就是电感元件,这种测量方式具有很好的实用价值。

### 参考文献 (References)

- [1] Ma H, Lang J H, Slocum A H. Calibration-free measurement of liquid permittivity and conductivity using electrochemical impedance test cell with servomechanically adjustable cell constant [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2009, **9**(5): 515–524.
- [2] Casalbore-Miceli G, Yang M J, Li Y, et al. A polyelectrolyte as humidity sensing material: Influence of the preparation parameters on its sensing property [J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2006, **114**(2): 584–590.
- [3] Zhang M, Hu C, Liu H, et al. A rapid-response humidity sensor based on BaNbO<sub>3</sub> nanocrystals [J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2009, **136**(1): 128–132.
- [4] Possetti G R C, Kamikawachi R C, Prevedello C L, et al. Salinity measurement in water environment with a long period grating based interferometer [J]. *Measurement Science & Technology*, 2009, **20**, 0340033.
- [5] Tsamis E D, Avaritsiotis J N. Design of planar capacitive type sensor for “water content” monitoring in a production line [J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2005, **118**(2): 202–211.
- [6] Huang X, Yeo W, Liu Y, et al. Epidermal differential impedance sensor for conformal skin hydration monitoring [J]. *Biointerphases*, 2012, **7**(1–4): 1–9.
- [7] Hsu Y Y, Hoffman J, Ghaffari R, et al. Epidermal electronics: Skin sweat patch [C]//2012 7th International Microsystems, Packaging, Assembly and Circuits Technology Conference (IMPACT). Taipei, China, 2012: 228–231.
- [8] Huang T, Chou J, Sun T, et al. A device for skin moisture and environment humidity detection [J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2008, **134**(1): 206–212.
- [9] Qiao G, Wang W, Duan W, et al. Bioimpedance analysis for the characterization of breast cancer cells in suspension [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2012, **59**(8): 2321–2329.
- [10] Mishra V, Bouyad H, Halter R J. Electrical impedance-based biopsy for prostate cancer detection [C]//2011 37th Annual Northeast Bioengineering Conference (NEBEC). Troy, 2011: 1–2.
- [11] Birlea N M, Birlea S I, Culea E. The skin's electrical time constants [C]//IFMBE Proceedings. Cluj Napoca, 2011, **36**: 160–163.
- [12] Yamamoto Y, Isshiki H, Nakamura T. Instantaneous measurement of electrical parameters in a palm during electrodermal activity [J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 1996, **45**(2): 483–487.
- [13] 董永贵, 孟凡. 电阻抗谱的分段测量方法及其实验研究 [C]//第9届全国信息获取与处理学术会议. 沈阳, 2011, **32**(S12): 134–137.
- [14] DONG Yonggui, MENG Fan. Segmented measurement method for electrical impedance spectroscopy and its experimental investigation [C]//The 9th National Conference on Information Acquisition and Processing. Shenyang, 2011, **32**(S12): 134–137. (in Chinese).
- [15] Yamamoto T, Yamamoto Y. Analysis for change of skin impedance [J]. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 1977, **15**(3): 219–227.
- [16] Radosavljevic G J, Zivanov L D, Smetana W, et al. A wireless embedded resonant pressure sensor fabricated in the standard LTCC technology [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2009, **9**(12): 1956–1962.