

# 合成多频磁感应信号同步激励-检测方法研究

杜强 张可昊 柯丽\* 王晨阳

(沈阳工业大学电气工程学院 沈阳 110870)

**摘要:** 磁感应检测技术是一种非接触、无创的电阻抗检测技术,多频率同步检测可同时获得不同频率下被测对象的阻抗信息。该文首先研究了磁感应信号多频率同步激励与检测原理,基于Walsh函数合成了5频率激励信号。其次分析了合成多频率同步检测性能,设计了合成多频磁感应信号同步检测系统。最后,通过合成5频率激励信号与同步检测系统进行不同电导率NaCl溶液的检测实验,结果表明:合成5频率激励信号5个主谐波的测量结果都具有很好的线性度,为磁感应信号多频率同步检测提供了激励-检测方法。

**关键词:** 磁感应信号;合成多频信号;Walsh函数;电导率测量

中图分类号: TM933

文献标识码: A

文章编号: 1009-5896(2019)09-2108-07

DOI: 10.11999/JEIT181083

## Research on Synchronous Excitation and Detection Method for Synthetic Multi-frequency Magnetic Induction Signals

DU Qiang ZHANG Kehao KE Li WANG Chenyang

(School of Electrical Engineering, Shenyang University of Technology, Shenyang 110870, China)

**Abstract:** Magnetic induction detection technology is a non-contact and non-invasive electrical impedance detection technology. Multi-frequency synchronous detection can simultaneously obtain the impedance information of the tested object at different frequencies. Firstly, the principle of multi-frequency synchronous excitation and detection of magnetic induction signal are studied. Five-frequency excitation signal is synthesized based on Walsh function. Secondly, the performance of synthesized multi-frequency synchronous detection is analyzed, and a synthesized multi-frequency magnetic induction signal synchronous detection system is designed. Finally, the detection experiments of NaCl solution with different conductivities are carried out by synthesizing five-frequency excitation signal and synchronous detection system. The results show that the measurement results of five main harmonics of synthesized five-frequency excitation signal have good linearity. It provides an excitation-detection method for multi-frequency synchronous detection of magnetic induction signal.

**Key words:** Magnetic induction signal; Synthetic multi-frequency signal; Walsh function; Conductivity measurement

### 1 引言

磁感应检测技术是一种利用电磁感应原理测量被测对象电导率的电阻抗检测技术<sup>[1]</sup>。该技术具有实时、无创、非接触以及检测成本低等优点,作为一种无损电阻抗检测技术具有重要的应用价值及研究意义<sup>[2,3]</sup>。磁感应系统的传感部分包括激励线圈

和检测线圈,激励信号驱动激励线圈,被测对象置于激励磁场中,感应出涡流并产生感应磁场,检测线圈用于检测磁场信号。当被测对象的电导率发生变化时,感应磁场的强度将随之变化<sup>[4]</sup>,检测信号随之产生相应的变化。最终通过测量检测信号即可间接测量出被测对象的电导率<sup>[5,6]</sup>。感应磁场的大小不仅受被测对象自身电导率的影响,同时还取决于磁感应信号的激励-检测方式。当被测对象对激励信号的频率敏感性存在差异,采用不同激励频率时其感应磁场将产生变化,因此,综合分析不同激励频率下的阻抗信息可以更好地反映被测对象的电导率。磁感应信号激励-检测方式的选择还将直接影响测量时间和准确性。而且,当被测对象的电导

收稿日期: 2018-11-26; 改回日期: 2019-04-22; 网络出版: 2019-04-29

\*通信作者: 柯丽 keli@sut.edu.cn

基金项目: 国家自然科学基金(51377109), 辽宁省教育厅重点实验室基础研究项目(LZ2014011)

Foundation Items: The National Natural Science Foundation of China (51377109), The Natural Science Foundation of Liaoning Province (LZ2014011)

率具有动态变化特性时,同一时间的测量信息更有意义。因此,磁感应信号激励-检测方式的选择对激励频率和检测方式起到决定性作用。

目前常用的磁感应信号激励-检测方式主要可以分为单频激励-检测和分时多频激励-检测。单频激励-检测获得的数据量相对较少,分时多频激励-检测每个频率激励下获取的测量信息不是在同一时间测量,且扫频过程时间相对较长<sup>[7,8]</sup>。针对现有的磁感应信号激励-检测方式,国内外学者给出了很多改进方案,Brunner等人<sup>[9]</sup>使用不同的频率激励磁感应系统,通过频率差分的方法进行数据处理,使用不同的参考频率,逐步计算所有相邻频率之间的电导率。结果表明,此方法使测量值更加接近于真实值,并且拥有较低的噪声水平。但是,没有解决频率同步的问题,且处理过程相对复杂。Gursoy等人<sup>[10]</sup>选取10 kHz, 100 kHz, 1 MHz和10 MHz 4个频率对人脑模型进行磁感应实验,得到了不同层次的结构在不同频率激励下的电导率,但无法消除脑血流动态变化对电导率的影响。Xiao等人<sup>[11]</sup>通过建立基于等效电路的组织间的电感耦合分析模型,推导出一套新的多频分解方程,减小了多频成像在高频激励下的误差。但是,其本质仍属于分时多频激励-检测,且只适用于高频信号。实现磁感应信号多频率合成激励-检测可以在同一时间获得多个频率下被测对象的测量信息,弥补传统磁感应信号激励-检测方式的局限性。

本文提出了一种合成多频磁感应信号同步激励-检测方法,基于Walsh函数实现了合成多频率激励信号的设计,利用傅里叶级数方法评估了合成多频率信号的同步检测性能,设计了同步激励-检测系统,并以FPGA为合成多频率激励信号载体,实现了合成多频率激励下的电导率同步检测。

## 2 磁感应信号合成多频率同步激励-检测原理

磁感应检测技术通过电磁感应原理实现对被测对象电导率的测量<sup>[12,13]</sup>。合成多频率激励信号由多个不同频率的信号合成,采用合成多频率激励信号激励时,激励磁场和感应磁场所包含的频率信息与合成多频率激励信号一致。因此,通过对检测线圈感应信号的频率分解可以同时获得不同频率下被测对象的阻抗信息。

为了分析磁感应信号合成多频率激励下检测线圈感应信号的变化特性,建立如图1所示的合成多频磁感应信号同步激励-检测等效电路。包括激励线圈 $L_e$ (连接到合成多频率激励信号),检测线圈 $L_s$ (产生感应信号),和两者之间的被测对象 $g$ 。

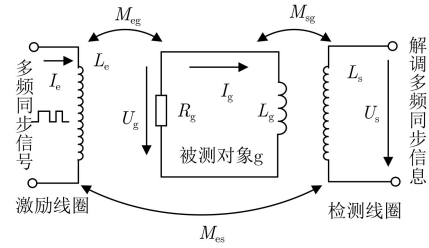


图1 合成多频磁感应信号同步激励-检测等效电路

当检测区域暴露于空气场的情况下, $L_s$ 的感应电压为

$$U_{s0} = iwM_{cs}I_e \quad (1)$$

其中, $M_{cs}$ 表示激励线圈 $L_e$ 和检测线圈 $L_s$ 线圈之间的互感, $I_e$ 是合成多频率激励信号的电流, $i$ 是虚数单位,即 $i^2 = -1$ , $w$ 表示角频率,即 $w = 2\pi f$ 。

当被测对象置于检测区域内时(如图1所示), $L_s$ 的感应电压为

$$\left. \begin{aligned} U_{sg} &= iwM_{cs}I_e + iwM_{sg}I_g \\ U_g &= iwM_{eg}I_e + iwL_gI_g \\ U_g &= -I_gR_g \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

其中, $M_{sg}$ 和 $M_{eg}$ 分别表示检测线圈 $L_s$ 和激励线圈 $L_e$ 与被测对象 $g$ 之间的互感, $I_g$ 表示被测对象 $g$ 中的涡流, $L_g$ 和 $R_g$ 分别表示被测对象 $g$ 自身的电感和电阻。因此电压差 $\Delta U$ 可以为

$$\Delta U = U_{sg} - U_{s0} \quad (3)$$

由式(1)、式(2)、式(3)有

$$\Delta U = \frac{w^2 M_{sg}(M_{eg}I_e + L_gI_g)}{R_g} \quad (4)$$

假设被测对象 $g$ 为各向同性,所以被测对象 $g$ 的电阻和电导率成反比,即 $R_g = L/\sigma_{gf}S$ ,其中 $L$ 表示被测对象的长度, $S$ 表示被测对象的截面积, $\sigma_{gf}$ 表示被测对象 $g$ 在测量频率 $f$ 下的电导率。则式(4)可以简化为

$$\Delta U = f^2 \sigma_{gf} Q_g \quad (5)$$

其中, $Q_g = 4\pi^2 M_{sg}(M_{eg}I_e + L_gI_g)S/L$ 。因此,电压差 $\Delta U$ 同时受到激励信号频率与被测对象电导率的影响。

针对现有的磁感应信号激励-检测方法,合成多频率激励信号要求:

- (1) 合成多频率激励信号实现简易;
- (2) 为保证合成多频率激励信号在不同频率点下的高测量精度和高信噪比,应使其能量集中在测量频率点;
- (3) 合成多频率激励信号的频域跨度范围将决定阻抗圆图的拟合精度;

(4) 合成多频率激励信号的可调节性, 根据实际测量需要调整测量频率点。

混频式的合成多频率激励信号电路复杂且难以实现精确的相位控制, 混频信号包含的正弦波数量也受到硬件电路的限制<sup>[4]</sup>。谐波式的激励方式实现相对简单, 非正弦信号本身就包含多个谐波信号。矩形脉冲就是一种简单的谐波式合成多频率激励信号, 但是, 其基频能量过高, 导致高频测量点低信噪比, 无法获得准确的阻抗测量信息。相比之下, chirp脉冲的频率特性相对较好, 但其波形复杂, 难以实现。本文合成多频率激励信号通过Walsh函数实现, 方法简单, 能量主要分布在 $N$ 个主谐波频率点上, 且相位同步、频率范围大、易于调整, 是理想的磁感应合成多频率激励信号。

### 3 磁感应信号合成多频率同步激励-检测方法研究

#### 3.1 基于Walsh函数的合成多频率激励信号的设计

磁感应合成多频率激励信号由Walsh函数合成, Walsh函数是只取+1和-1两个值的完备标准正交系<sup>[15]</sup>, 并且呈现方波形, 其表达式为 $WAL(n, t)$ , 其中,  $n$ 和 $t$ 两个参数分别表示阶数和时。阶数 $n$ 是函数在单位时间内波形经过零点的个数的1/2, 是波形频率特征的一个度量。根据 $n$ 的不同取值, Walsh函数可以分为奇函数和偶函数, 并分别用 $SAL(n, t)$ 和 $CAL(n, t)$ 表示。

$$SAL(n, t) = WAL(2n - 1, t) \quad (6)$$

$$CAL(n, t) = WAL(2n, t) \quad (7)$$

当奇函数 $SAL(n, t)$ 中的 $n$ 取值为 $1, 3, \dots, 2k-1$ , 其中 $k = 1, 2, \dots$ 时

$$SAL(2^{k-1}, t) = WAL(2^k - 1, t) = \text{Sgn}(\sin 2k\pi t) \quad (8)$$

其中,  $\text{Sgn}(x)$ 表示符号函数, 此时Walsh函数成为一系列列率为 $2^{k-1}$ 的方波序列。Walsh函数 $SAL(2^{k-1}, t)$ 和三角函数 $\sin(2^k\pi t)$ 在时域中具有相同的对称性和频率。类似于余弦混频信号的叠加, 可采用加法运算将Walsh函数 $SAL(2^{k-1}, t)$ 合成多频率激励信号

$$f(N, t) = \text{Sgn} \left[ \sum_{k=1}^N SAL(2^{k-1}, t) \right] \quad (9)$$

其中,  $N$ 为合成多频率激励信号中主谐波的个数,  $N$ 个主谐波的列率分别为:  $f_k = 2^{k-1}$  ( $k = 1, 2, \dots, N$ )。为方便使用数字电路生成,  $N$ 必须为奇数, 以确保函数 $f(N, t)$ 只包含+1和-1两个值。

在确定合成多频率激励信号的主谐波数 $N$ 后, 将Walsh函数 $SAL(2^0, t), SAL(2^1, t), \dots, SAL(2^{N-1}, t)$ 在单位周期 $[0, 1]$ 内分别用长度为 $2^N$ 的向量表示。

根据式(9)进行累加求和并归一化, 得到周期 $[0, 1]$ 内的多频率同步激励信号 $f(N, t)$ , 以周期 $[0, 1]$ 进行重复, 即得周期的合成多频率激励信号。

为了通过硬件电路生成磁感应合成多频率激励信号 $f(N, t)$ , 首先需要获得Walsh函数的离散值, 将 $N$ 个Walsh函数 $SAL(2^0, t), SAL(2^1, t), \dots, SAL(2^{N-1}, t)$ 在单位周期上以长度为 $2^N$ 的向量表示。以 $f(5, t)$ 为例, 选定 $N=5$ , 首先得到 $2^4$ 阶Walsh函数, 然后选择 $2^{k-1}$ 行进行叠加, 归一化处理得到 $f(5, t)$ , 合成 $f(5, t)$ 所需的5个Walsh函数和 $f(5, t)$ 在单位周期 $[0, 1]$ 上的波形分别如图2和图3所示。根据图3可知, 合成的 $f(5, t)$ 在一个周期内的32个离散值为

$$f(5, t) = [1, 1, 1, 1, 1, 1, 1, -1, 1, 1, 1, 1, -1, 1, 1, 1, -1, 1, -1, -1, -1, -1, 1, 1, 1, -1, 1, -1, -1, -1, -1, -1] \quad (10)$$

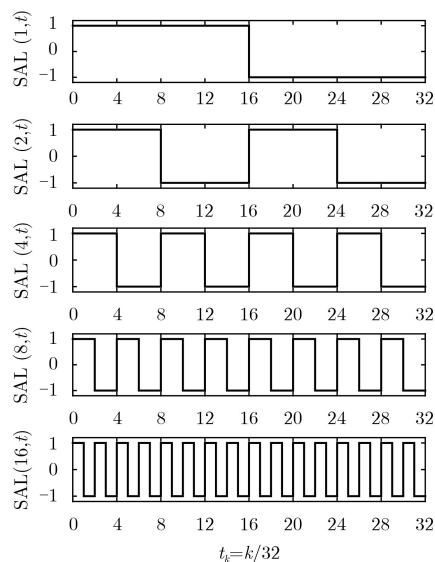


图2 合成 $f(5, t)$ 所需的5个Walsh函数

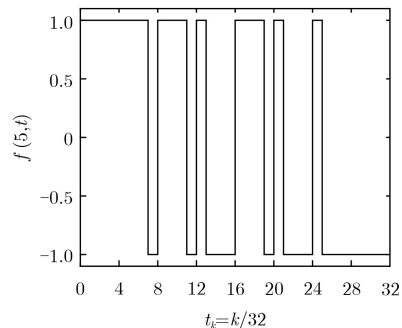


图3 合成的 $f(5, t)$ 在单位周期 $[0, 1]$ 上的波形

#### 3.2 合成多频率同步检测性能分析

合成多频磁感应信号同步激励-检测的感应信号所包含的频率信息与合成多频率激励信号一致,

以 $f(5, t)$ 为例，其在一个周期内满足狄利克雷条件，间断点个数有限、幅值有限、绝对可积，可以分解成无数个正弦谐波。因此， $f(5, t)$ 可用傅里叶级数表示为

$$f(5, t) = a_0 + \sum_{k=1}^{\infty} a_k \cos kw_0 + \sum_{k=1}^{\infty} b_k \sin kw_0 \quad (11)$$

其中，

$$\left. \begin{aligned} a_0 &= \frac{1}{T} \int_T f(5, t) dt \\ a_k &= \frac{2}{T} \int_T f(5, t) \cos kw_0 t dt \\ b_k &= \frac{2}{T} \int_T f(5, t) \sin kw_0 t dt \end{aligned} \right\} \quad (12)$$

由于 $f(5, t)$ 是奇函数，故 $a_0 = a_k = 0$ ，在半周期波形内

$$b_k = \frac{4}{T} \int_0^{\frac{T}{2}} f(5, t) \sin 2k\pi t dt \quad (13)$$

设 $f(5, t)$ 的幅值为 $A$ ，由图3可以看出 $f(5, t)$ 在半周期内有6个间断点，分布在 $(0, 7, 8, 11, 12, 13)/32$ ，利用式(13)可以计算出 $f(5, t)$ 各谐波的幅值为

$$b_k = \frac{2A}{k\pi} \left[ 1 - 2\cos \frac{7k\pi}{2^{n-1}} + 2\cos \frac{8k\pi}{2^{n-1}} - 2\cos \frac{11k\pi}{2^{n-1}} + 2\cos \frac{12k\pi}{2^{n-1}} - 2\cos \frac{13k\pi}{2^{n-1}} + \cos k\pi \right] \quad (14)$$

$f(5, t)$ 信号只包含正弦分量，经过计算 $b_k > 0$ ，所以5个主谐波分量的初始相位为0，可以认为 $f(5, t)$ 是合成多频率同步信号。

根据帕瑟瓦尔能量定理，合成多频率同步信号的功率表达式记为 $P$ 。

$$\begin{aligned} P &= \frac{1}{T} \int_T |f(5, t)|^2 dt \\ &= a_0^2 + \frac{1}{2} \sum_{k=1}^{\infty} (a_k^2 + b_k^2) = 1 = \frac{1}{2} \sum_{k=1}^{\infty} b_k^2 \end{aligned} \quad (15)$$

由式(15)可知，各次谐波所占的功率百分比为

$$P_k(\%) = \frac{b_k^2/2}{P} \times 100 = 50b_k^2(\%) \quad (16)$$

当 $A=1$ 时，根据式(14)和式(16)，通过计算各阶谐波的幅值谱和功率谱对 $f(5, t)$ 信号进行分析，结果如图4(a)、图4(b)所示，横坐标中的 $f_0$ 表示基波频率。由图4可知， $f(5, t)$ 中的5个主谐波(即1, 2, 4, 8和16次谐波)的幅值明显高于其它谐波，功率占比高。合成5频率同步信号 $f(5, t)$ 的主谐波 $H_k$ 频谱特性如表1所示，5个主谐波的功率总和占比为73.91%。

### 3.3 合成多频磁感应信号同步激励-检测系统设计

由于 $f(5, t)$ 是二值周期函数，只取+1和-1，因此可以利用FPGA的数字信号输出功能实现。要实现 $f(5, t)$ 的FPGA输出，先用“0”替换式(10)32个离散值中的“-1”，然后利用Verilog HDL语言进行硬件编程，基于有限状态机原理实现 $f(5, t)$ 激励信号输出。由于 $f(5, t)$ 在一个周期内可以表示为式(10)中32个离散值，在FPGA中这32个等分区间分别用一工作时钟 $T_{clk}$ 来实现，因此 $f(5, t)$ 的周期 $T_0 = 32 T_{clk}$ ，基频 $f_0 = 1/T_0 = 1/(32 T_{clk})$ 。改变时钟周期 $T_{clk}$ 就可以得到不同频率的基频 $f_0$ 以及其他主谐波频率 $2f_0, 4f_0, 8f_0, 16f_0$ 。当 $T_{clk} = 100 \mu s$ 时， $f(5, t)$ 的5个主谐波频率范围是312.5 Hz~5 kHz，而当 $T_{clk} = 50 \mu s$ 时， $f(5, t)$ 的各个主谐波频率翻倍变为625 Hz~10 kHz，主谐波的具体频率值如表2所示。

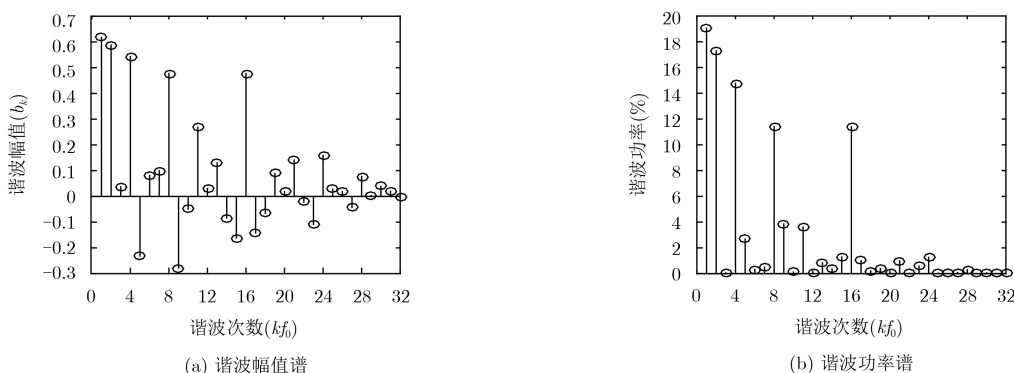


图4  $f(5, t)$ 的幅度谱和功率谱

表1 合成5频率同步信号 $f(5, t)$ 的主谐波 $H_k$ 频谱特性

$H_k$	$f_0$	$2f_0$	$4f_0$	$8f_0$	$16f_0$	总和
$b_k(V)$	0.6173	0.5882	0.5443	0.4775	0.4775	
$P_k(\%)$	19.05	17.30	14.76	11.40	11.40	73.91

表2 合成5频率激励信号 $f(5, t)$ 的主谐波 $H_k$ 频率值

$H_k$	$f_0$	$2f_0$	$4f_0$	$8f_0$	$16f_0$
$T_{clk} = 100 \mu s$	312.5 Hz	625 Hz	1.25 kHz	2.5 kHz	5 kHz
$T_{clk} = 50 \mu s$	625 Hz	1.25 kHz	2.5 kHz	5 kHz	10 kHz

通过FPGA晶振分频,使 $T_{clk}=100\ \mu\text{s}$ ,此时 $f_0=312.5\ \text{Hz}$ ,FPGA的输出波形如图5所示,与图3中理论波形一致,输出性能良好。利用采集卡对其进行信号采集,将信号幅值进行归一化并做傅里叶变换,结果如图6所示,其5个主谐波的幅值明显高于其它谐波。

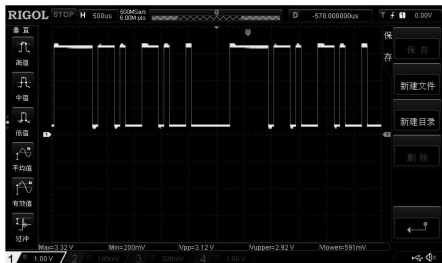


图5 FPGA输出的 $f(5, t)$ 信号

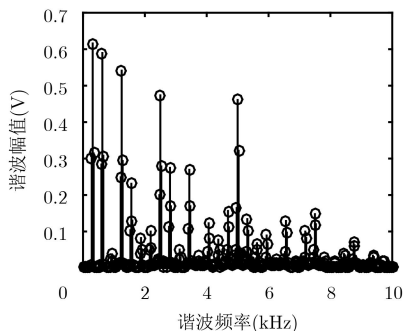


图6 FPGA输出的 $f(5, t)$ 信号傅里叶变换结果

同步激励-检测系统如图7所示,其中信号合成模块由FPGA构成,功率放大器电路由AD815芯片构成,电压信号采集由数据采集卡实现。

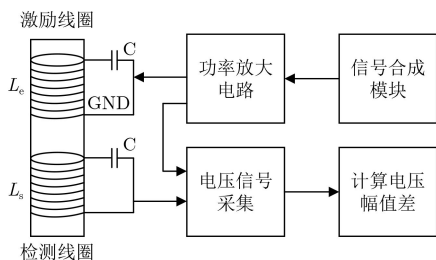


图7 同步激励-检测系统

信号检测的稳定性是合成多频磁感应信号同步激励-检测方法的关键指标,因此设计了稳定性试验,对本文提出的激励-检测方法进行性能评估。FPGA输出 $f(5, t)$ 信号驱动激励线圈,室温情况下,测量空气场中检测线圈的感应信号,每隔1 min测量1次,10 min共获得10组数据。

理想情况下检测线圈感应信号的各谐波的幅值变化为0,通过傅里叶变换计算各谐波幅值,然后分别将不同频率谐波对应的10组数据以平均值为中心进行归一化处理,结果如图8所示。可知,各谐

波幅值在0点附近振荡,范围在 $-0.99\sim 0.80\ \text{mV}$ ,且随着时间的推移,各谐波幅值未发生明显的增大或减少,稳定性良好。各谐波测量数据的标准差分别为 $0.24, 0.53, 0.24, 0.34, 0.15\ \text{mV}$ ,各谐波的标准差小于 $0.6\ \text{mV}$ 。

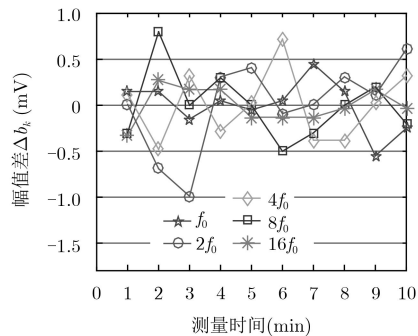


图8 合成多频磁感应信号同步检测稳定性实验结果

### 4 合成多频磁感应信号同步激励-检测实验

#### 4.1 不同电导率NaCl溶液测量结果

实验步骤:(1)配置标准电导率的NaCl溶液,并利用电导率仪进行校准;(2)应用合成多频磁感应信号同步激励-检测系统进行检测。首先将空烧杯放入测试区域内,测量空气场时的感应信号电压值并记录。然后依次将配置好的NaCl溶液倒入烧杯中进行测量,待数据稳定后进行记录,每次测量结束后清洗烧杯进行下一次测量。在检测实验中,通过超纯水和高纯度的NaCl( $>99.5\%$ )以及恒温水浴锅和电子天平作为辅助设备,配置而得到不同电导率的NaCl溶液。配置NaCl溶液时,根据表3中电导率与NaCl溶液浓度关系进行配置,分别配置电导率为 $1.0\ \text{S/m}, 2.0\ \text{S/m}, 3.0\ \text{S/m}, 4.0\ \text{S/m}$ 的NaCl溶液。

表3 电导率与NaCl溶液浓度关系表

电导率 $\sigma(\text{S/m})$	1.0	2.0	3.0	4.0
ppm(mg/L)	5439	11476	17624	23713

实验过程中分别测出检测区域加入NaCl溶液和暴露于空气场两种情况下的感应信号电压值 $U_{sg}$ 和 $U_{s0}$ ,然后进行傅里叶变换求出两种情况下各谐波的幅值 $b_{sgk}$ 和 $b_{s0k}$ 。通过用有被测溶液时感应电压各谐波幅值 $b_{sgk}$ 减去无被测溶液时感应电压各谐波幅值 $b_{s0k}$ ,最终得到各谐波的感应电压的幅值差 $\Delta b_k$ 。依次测量4种不同电导率的NaCl溶液,每种NaCl溶液测量10组数据,计算出不同电导率NaCl溶液的感应电压各谐波幅值差的平均值,实验结果如表4所示,根据实验数据,可以获得NaCl溶液的电导率和各谐波电压幅值差的关系图,如图9所示。

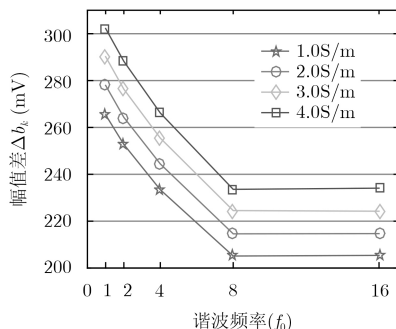


图9 NaCl溶液的电导率和各谐波电压幅值差的关系图

从图9中可以看出在相同的谐波频率下，幅值差 $\Delta b_k$ 随着NaCl溶液电导率的增加而增加。在被测NaCl溶液电导率相同的情况下，幅值差 $\Delta b_k$ 随着谐波频率的升高而降低，下降趋势与合成多频率激励信号 $f(5, t)$ 中5个主谐波的幅值下降趋势一致。

### 4.2 电导率计算

由于合成多频磁感应信号同步检测实验中激励信号 $f(5, t)$ 5个主谐波的幅值不同，为了消除由于主谐波幅值不同而导致电压差变化，需要对表4中数据进行归一化处理，根据表1中5个主谐波的幅值关系以谐波 $f_0$ 的幅值为中心进行归一化，各谐波归一化系数如表5所示。归一化处理后结果如表6所示，各主谐波平均幅值差 $\Delta b_k$ 与电导率的关系如图10所示。

根据表6中归一化处理后不同电导率NaCl溶液同步检测结果可知电压幅值差的噪声水平为0.346 mV，归一化处理后消除了由主谐波幅值不同而导致的电压差差异，相同电导率NaCl溶液下测量结果稳定，由各谐波幅值差的平均值可以计算出幅值差

表4 不同电导率NaCl溶液同步检测结果

$\Delta b_k$ (mV)	$f_0$	$2f_0$	$4f_0$	$8f_0$	$16f_0$
1.0 S/m	265.355	252.738	233.404	205.126	205.396
2.0 S/m	277.931	264.274	244.421	214.596	214.693
3.0 S/m	290.190	276.316	255.436	224.515	224.252
4.0 S/m	302.210	288.198	266.145	233.576	234.086

表5 各谐波归一化系数

$H_k$	$f_0$	$2f_0$	$4f_0$	$8f_0$	$16f_0$
归一化系数	1.000	1.050	1.136	1.293	1.293

表6 归一化处理后不同电导率NaCl溶液同步检测结果

$\Delta b_k$ (mV)	$f_0$	$2f_0$	$4f_0$	$8f_0$	$16f_0$	平均值
1.0 S/m	265.355	265.269	265.160	265.210	265.560	265.311
2.0 S/m	277.931	277.377	277.677	277.454	277.579	277.603
3.0 S/m	290.190	290.016	290.190	290.279	289.939	290.123
4.0 S/m	302.210	302.487	302.356	301.993	302.653	302.340

$\Delta b_k$ 与电导率 $\sigma$ 的线性回归方程 $\Delta b_k = a\sigma + b$ 中 $a$ 和 $b$ 的值分别为12.361和252.942。由线性回归方程中系数 $a$ 的值可知：被测对象电导率每变化1 S/m时，合成多频率信号 $f(5, t)$ 包含的5个主谐波的幅值平均变化12.361 mV，当被测对象的电导率发生变化时，合成多频率信号各谐波幅值变化明显。采用合成多频磁感应信号同步激励-检测方法测量被测对象的阻抗信息时，根据幅值差 $\Delta b_k$ 的测量值，通过线性回归方程计算出其电导率。从图10中可以看出，随着被测对象电导率的升高，各主谐波幅值差平均值呈线性增加，且趋势稳定，验证了合成多频磁感应信号同步检测的稳定性和可靠性。

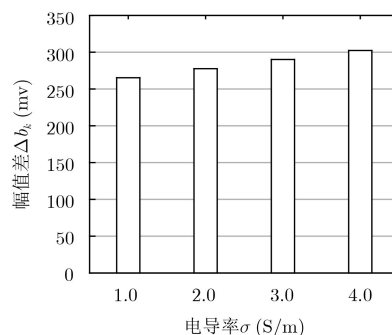


图10 各主谐波平均幅值差 $\Delta b_k$ 与电导率的关系

## 5 结论

合成多频磁感应信号同步激励-检测可为磁感应检测技术提供一种同时测量不同频率下被测对象阻抗信息的方法，而合成多频率激励下的高测量灵敏度和高分辨率是实现合成多频磁感应信号同步激励-检测的关键。通过研究磁感应信号激励与检测方式，本文提出了合成多频磁感应信号同步激励-检测方法，阐述了合成多频率激励信号的设计要求。基于Walsh函数实现了信号合成，并分析了信号的同步检测方法。以FPGA为载体，利用同步检测系统设计了合成多频磁感应信号同步激励-检测实验，实验结果符合电磁场的基本原理，且精度高、误差小，验证了检测方式的可靠性。合成多频磁感应信号同步激励-检测方法，可以实现不同频率主谐波下阻抗信息的同时测量，具有重要的研究价值。

## 参考文献

[1] GRIFFITHS H. Magnetic induction tomography[J]. *Measurement Science and Technology*, 2001, 12(8): 1126-1131. doi: 10.1088/0957-0233/12/8/319.

[2] YAN Qingguang, JIN Gui, QIN Mingxin, et al. Experimental study on the detection of rabbit intracranial hemorrhage using four coil structures based on magnetic

- induction phase shift[J]. *Biomedizinische Technik Biomedical Engineering*, 2017, 62(1): 1–14. doi: [10.1515/bmt-2015-0129](https://doi.org/10.1515/bmt-2015-0129).
- [3] 柯丽, 刘欢, 杜强, 等. 基于滤波反投影的脑磁感应迭代重建算法研究[J]. *仪器仪表学报*, 2016, 31(11): 2445–2451. doi: [10.3969/j.issn.0254-3087.2016.11.005](https://doi.org/10.3969/j.issn.0254-3087.2016.11.005).
- KE Li, LIU Huan, DU Qiang, *et al.* Study on iterative reconstruction algorithm for brain magnetic induction based on filtered back-projection[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2016, 31(11): 2445–2451. doi: [10.3969/j.issn.0254-3087.2016.11.005](https://doi.org/10.3969/j.issn.0254-3087.2016.11.005).
- [4] 罗海军, 廖勇, 潘海涛, 等. 导数法峰值锐化算法提高磁感应成像图像分辨率[J]. *电子与信息学报*, 2018, 40(8): 1847–1852. doi: [10.11999/JEIT171102](https://doi.org/10.11999/JEIT171102).
- LUO Haijun, LIAO Yong, PAN Haitao, *et al.* Derivative method peak sharpening algorithm improves image resolution of magnetic induction tomography[J]. *Journal of Electronics & Information Technology*, 2018, 40(8): 1847–1852. doi: [10.11999/JEIT171102](https://doi.org/10.11999/JEIT171102).
- [5] YIN Wuliang and PEYTON A J. Sensitivity formulation including velocity effects for electromagnetic induction systems[J]. *IEEE Transactions on Magnetics*, 2010, 46(5): 1172–1176. doi: [10.1109/TMAG.2009.2038275](https://doi.org/10.1109/TMAG.2009.2038275).
- [6] MELLERT F, WINKLER K, SCHNEIDER C, *et al.* Detection of (reversible) myocardial ischemic injury by means of electrical bioimpedance[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2010, 58(6): 1511–1518. doi: [10.1109/TBME.2010.2054090](https://doi.org/10.1109/TBME.2010.2054090).
- [7] SUN T, HOLMES D, GAWAD S, *et al.* High speed multi-frequency impedance analysis of single particles in a microfluidic cytometer using maximum length sequences[J]. *Lab on a Chip*, 2007, 7(8): 1034–1040. doi: [10.1039/b703546b](https://doi.org/10.1039/b703546b).
- [8] 鞠康, 何为, 何传红, 等. 基于直接数字频率合成的混合频率恒流源设计[J]. *仪器仪表学报*, 2010, 31(9): 2109–2114. doi: [10.19650/j.cnki.cjsi.2010.09.030](https://doi.org/10.19650/j.cnki.cjsi.2010.09.030).
- JU Kang, HE Wei, HE Chuanhong, *et al.* Design of mixing frequency constant current source based on direct digital synthesizer[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2010, 31(9): 2109–2114. doi: [10.19650/j.cnki.cjsi.2010.09.030](https://doi.org/10.19650/j.cnki.cjsi.2010.09.030).
- [9] BRUNNER P, MERWA R, MISSNER A, *et al.* Reconstruction of the shape of conductivity spectra using differential multi-frequency magnetic induction tomography[J]. *Physiological Measurement*, 2006, 27: 237–248. doi: [10.1088/0967-3334/27/5/S20](https://doi.org/10.1088/0967-3334/27/5/S20).
- [10] GURSOY D and SCHARFETTER H. Feasibility of head imaging using multi-frequency magnetic induction tomography[C]. *Biomedical Engineering Meeting, Heidelberg, Germany, 2009*, 525–528. doi: [10.1109/BIYOMUT.2009.5130378](https://doi.org/10.1109/BIYOMUT.2009.5130378).
- [11] XIAO Zhili, TAN Chao, and DONG Feng. Effect of inter-tissue inductive coupling on multi-frequency imaging of intracranial hemorrhage by magnetic induction tomography[J]. *Measurement Science and Technology*, 2017, 28(8): 1–11. doi: [10.1088/1361-6501/aa7504](https://doi.org/10.1088/1361-6501/aa7504).
- [12] MA Lu and SOLEIMANI M. Magnetic induction tomography methods and applications: A review[J]. *Measurement Science and Technology*, 2017, 28(7): 072001. doi: [10.1088/1361-6501/aa7107](https://doi.org/10.1088/1361-6501/aa7107).
- [13] 吕轶, 王旭, 杨丹, 等. 一种磁感应成像中生物组织涡流信号的新型测量方法[J]. *电子与信息学报*, 2011, 33(9): 2258–2262. doi: [10.3724/SP.J.1146.2010.01422](https://doi.org/10.3724/SP.J.1146.2010.01422).
- LÜ Yi, WANG Xu, YANG Dan, *et al.* A new measurement method of eddy current for biological tissue in magnetic induction tomography[J]. *Journal of Electronics & Information Technology*, 2011, 33(9): 2258–2262. doi: [10.3724/SP.J.1146.2010.01422](https://doi.org/10.3724/SP.J.1146.2010.01422).
- [14] 王超, 郎健, 王化祥. 用于生物阻抗测量的混频激励电流源[J]. *计量学报*, 2006, 27(4): 392–396. doi: [10.3321/j.issn:1000-1158.2006.04.023](https://doi.org/10.3321/j.issn:1000-1158.2006.04.023).
- WANG Chao, LANG Jian, and WANG Huaxiang. Mixing frequency excitation current source used in bioelectric impedance measuring system[J]. *Acta Metrologica Sinica*, 2006, 27(4): 392–396. doi: [10.3321/j.issn:1000-1158.2006.04.023](https://doi.org/10.3321/j.issn:1000-1158.2006.04.023).
- [15] 杨宇祥, 乔洋. 一种多频率同步信号激励电流源设计[J]. *仪器仪表学报*, 2013, 34(4): 908–913. doi: [10.19650/j.cnki.cjsi.2013.04.029](https://doi.org/10.19650/j.cnki.cjsi.2013.04.029).
- YANG Yuxiang and QIAO Yang. Design of a multi-frequency synchronized signal excitation current source[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2013, 34(4): 908–913. doi: [10.19650/j.cnki.cjsi.2013.04.029](https://doi.org/10.19650/j.cnki.cjsi.2013.04.029).
- 杜强: 男, 1975年生, 博士, 讲师, 研究方向为生物阻抗检测、人体电信号检测与分析。
- 张可昊: 男, 1993年生, 硕士生, 研究方向为医学电磁工程及医疗仪器。
- 柯丽: 女, 1977年生, 博士, 教授, 博士生导师, 研究方向为生物阻抗成像、医学电磁工程。
- 王晨阳: 男, 1995年生, 硕士生, 研究方向为生物医学电子与信息技术。