

基于磁感应的呼吸信号测量的可行性实验

杨 丹,乔红玉,徐 彬,王 旭
(东北大学 信息科学与工程学院,辽宁 沈阳 110819)

摘 要 : 基于磁感应测量生物阻抗变化的原理 ,提出了一种通过测量胸腔电导率变化来检测呼吸信号的方法. 首先根据呼吸运动的特点 ,假定人体胸腔为电导率均匀的球体 ,建立磁感应测量呼吸信号的理论模型 ;通过仿真研究 ,分析阻抗与胸腔容积变化的关系 ,以及线圈传感器半径对测量结果的影响 ,最后通过实验研究探讨线圈传感器参数、盐溶液电导率和容积、测量距离、呼吸行为对测量电路的影响. 实验结果表明 ,基于磁感应的呼吸信号测量为非接触式、长期的呼吸信号测量提供一种解决方案 ,具有进一步研究价值.

关 键 词 : 磁感应 ;生物阻抗 ;胸腔 ;电导率 ;呼吸信号

中图分类号 :TN 911. 72 ;R 318. 11 文献标志码 :A 文章编号 :1005 - 3026(2016)10 - 1383 - 05

Feasibility Experiment of Respiratory Signal Measurement Based on Magnetic Induction

YANG Dan , QIAO Hong-yu , XU Bin , WANG Xu
(School of Information Science & Engineering , Northeastern University , Shenyang 110819 , China. Corresponding author : QIAO Hong-yu , E-mail : qiaohongyu_neu_cn@ foxmail. com)

Abstract : According to the principle of measuring bioelectrical impedance changes based on magnetic induction , a method was proposed to test the respiratory signal by measuring the change of conductivity in chest. Supposing the thorax as a uniform conductivity sphere , a measuring respiratory signal theoretical model was developed based on the motion characteristics. Some simulations were implemented to analyze the relationship between the thoracic impedance and volume variation , as well as the effect of sensor coil radius on the measurement results. At last , the testing experiments was carried out to discuss the effects of the coil sensor parameters , the conductivity and volume of the NaCl liquid , measuring distance and respiration motion on the measurement circuit. The results showed that the respiratory signal measurement based on magnetic induction will be one of the effective solutions for non-contact , long-term respiratory signal detection and has further research value.

Key words : magnetic induction ; bio-impedance ; thorax ; conductivity ; respiration signal

呼吸信号是人体重要的生理参数 ,能够反映人的生理状态. 实时有效监测呼吸信号 ,对于睡眠状态综合症及心肺功能异常等疾病的早期发现、预防及临床诊断都具有重要意义. 传统的呼吸信号检测主要采用接触式的方法 ,通过传感器直接与人体皮肤接触来采集人体的呼吸信号. 目前主要的测量方法有阻抗容积法^[1]、口鼻气流传感器法^[2]. 接触式测呼吸的方法虽然可以对人体的呼吸信号进行准确采集 ,但是当长时间检测时 ,受测人会有不适感觉 ,影响受测人的休息.

非接触式呼吸检测方法主要优点是能够在不影响人体正常活动的条件下对人体的呼吸信号进行检测. Uenoyama 等^[3]研究了无线微波探测人体呼吸信号技术. Suzuki 等^[4]利用雷达技术对睡眠障碍病人在睡眠过程中的呼吸频率进行了评估.

基于磁感应非接触式传感器呼吸测量方法^[5]常被称为电磁传感器、电涡流传感器法^[6-8] ,

相比传统的生物医学技术测量人体的阻抗,电磁传感器的优势在于这种方法不需要电极,并且信号由骨头和皮肤发射出来,没有任何衰减.本文根据呼吸运动的特点,测量电磁耦合回路中振荡频率的变化,提出测量呼吸信号的方法.在建立理论测量模型基础上,推导振荡频率与生物阻抗变化的关系,且探讨了线圈传感器的参数设置.最后,通过实验研究,验证所提测量方法的可行性.

1 测量方法的理论模型

1.1 单线圈磁感应的胸腔生物阻抗测量

假定人体胸腔为半径 r_0 的球体,且胸腔内电导率和介电常数是各向同性,线圈传感器(匝数为 N ,半径为 R)置于胸腔中心轴距离为 z_0 的位置,如图 1 所示.

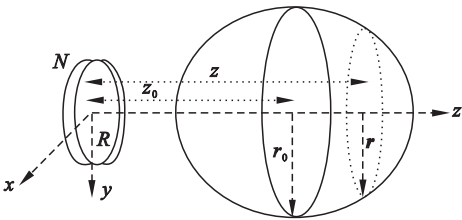


图 1 胸腔生物阻抗测量模型
Fig. 1 Thoracic bio-impedance model

根据毕奥-萨伐尔定律,线圈上的激励电流 I 产生交互磁场 B_1 :

$$B_1 = \frac{\mu_0 N I}{4\pi} \int \frac{dl \times r}{|r|^3} \tag{1}$$

其中 μ_0 为真空磁导率; dl 为线圈上电流方向所取的线元.

根据法拉第定律,人体内产生的电场 E :

$$E = -\frac{1}{2\pi\rho} \int_0^{2\pi} r B_1 d\varphi dr \tag{2}$$

其中 ρ 为胸腔球体横切面半径 $|r|$ 的中间变量,且 $|r| = \sqrt{r_0^2 - (z_0 - z)^2}$,角度 φ 从 $0 \sim 2\pi$ 变化.

根据欧姆定律,电流密度 J :

$$J = (\sigma + j\omega\epsilon_r) E \tag{3}$$

其中 σ 表示人体胸腔的电导率; ϵ_r 表示人体胸腔的介电常数; ω 为电流角频率.

电场产生涡流 I_c :

$$I_c = \int J d\alpha \tag{4}$$

其中 $d\alpha$ 为涡流通过一个横截面的面元.

在涡流 I_c 的影响下产生的扰动磁场 ΔB :

$$\Delta B = \frac{\mu_0 N}{4\pi} \int \frac{dI_c \times r'}{|r'|^3} \tag{5}$$

其中 $|r'|$ 为扰动磁场 ΔB 的 z 轴分量在 $x-y$ 平面内的映射半径,且假设 $|r'| = |r|$.

扰动磁场 ΔB 引起的磁通量 Φ 变化为

$$\Phi = \int_0^R \int_0^{2\pi} r' \cdot \Delta B d\varphi dr' \tag{6}$$

变化的磁通量 Φ 会产生感应电动势 ε :

$$\varepsilon = N \frac{d\Phi}{dt} \tag{7}$$

根据欧姆定律,阻抗 Z 可通过带激励电流 I 的线圈产生的感应电动势 ε 求解:

$$Z = \frac{\varepsilon}{I} \tag{8}$$

根据上述分析可以推出,线圈阻抗随被测物体电导率和介电常数的变化满足

$$\Delta Z \propto \omega^2 N (\Delta\sigma + j\omega\epsilon_0\epsilon_r) F(R) \tag{9}$$

其中 $\Delta\sigma$ 是胸腔容积变化引起的电导率变化; ϵ_0 为检测物体所处空间(如空气)的介电常数; R 为线圈半径; N 为线圈的匝数; $F(R)$ 是关于线圈传感器半径 R 的有关非线性函数.在生物组织的电参数测量中,电导率变化远大于介电常数:

$$\frac{\omega\epsilon_0\Delta\epsilon_r}{\Delta\sigma} \ll 1$$

所以,式(9)近似为

$$\Delta Z \propto \omega^2 N \Delta\sigma F(R)$$

1.2 磁感应呼吸信号的耦合电路模型

人的呼吸影响胸腔生物阻抗变化,基于 1.1 节讨论可通过磁耦合的方法进行测量.基于 Colpitts 振荡电路的生物阻抗测量如图 2 所示.其中,左侧人体生物组织 C_{body} 和 R_{body} 分别为人体的等效电容和电阻; Z_{body} 为人体等效阻抗;右侧为具有反馈环节的 Colpitts 振荡电路, C_{osc} 为 Colpitts 振荡电路的电容, $I(t)$ 为通入线圈传感器的交变电流, L_{coil} 为测量线圈等效电感, $B_{primary}$ 为线圈传感器产生的主磁场, $B_{secondary}$ 为产生的涡流磁场.

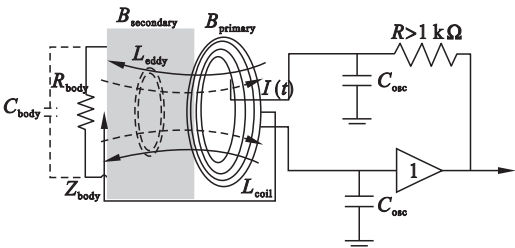


图 2 基于 Colpitts 振荡电路的人体胸腔阻抗测量
Fig. 2 Thoracic impedance measurement using Colpitts circuits

耦合电路的工作原理:人呼吸时,胸腔生物阻抗发生变化,通过互感作用影响线圈传感器的阻抗参数,产生 ΔZ_{coil} 的阻抗变化,使得 Colpitts 振荡

器的振荡频率发生 $\Delta\omega_{\text{osc}}$ 变化, $\Delta\omega_{\text{osc}}$ 变化与 ΔZ_{coil} 相关, 满足

$$\Delta\omega_{\text{osc}} = \left(L \frac{RC_{\text{osc}}}{\Delta Z_{\text{coil}} + 2R} \right)^{-\frac{1}{2}}. \quad (10)$$

2 理论仿真及实验分析

2.1 理论仿真

根据第 1.1 节的理论模型, 本文进行了仿真实验. 参数设置: 真空电导率 $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7} \text{ N/A}^2$; 介电常数 $\varepsilon_0 = 8.85 \times 10^{-12} \text{ C}^2/(\text{N} \cdot \text{m}^2)$; 人体胸腔等效的球心距离线圈中心的距离 $z = 22 \text{ cm}$; Colpitts 振荡电路的振荡频率 $f_0 = 8.2 \text{ MHz}$; 线圈匝数 $N = 5$.

2.1.1 胸腔容积变化与测量回路中阻抗的关系

人体胸腔无相对运动时, 男性胸腔的等效半径 $r_0 = 6.94 \text{ cm}$, 女性 $r_0 = 6.6 \text{ cm}$; 人正常呼吸时胸腔容积的变化为 0.25 L , 引起的体积变化此时对应的胸腔等效球半径 $r = 7.33 \text{ cm}$ (男), $r = 7.03 \text{ cm}$ (女); 在深吸气时, 胸腔容积变化为 1.25 L , 此时的半径变化 $r_{\text{max}} = 8.85 \text{ cm}$ (男), $r_{\text{max}} = 8.64 \text{ cm}$ (女); 在深呼气时, 胸腔容积的变化为 0.75 L , 此时的半径变化 $r_{\text{min}} = 5.37 \text{ cm}$ (男), $r_{\text{min}} = 4.74 \text{ cm}$ (女).

人呼吸运动时胸腔等效球半径与阻抗变化的对应曲线如图 3 所示. 从图 3 可知, 在深呼吸过程中, 等效球体模型半径增大, 阻抗 Z 增加; 与正常呼吸时相比, 阻抗变化大, 可检测出较强信号; 男性的阻抗变化值比女性的大.

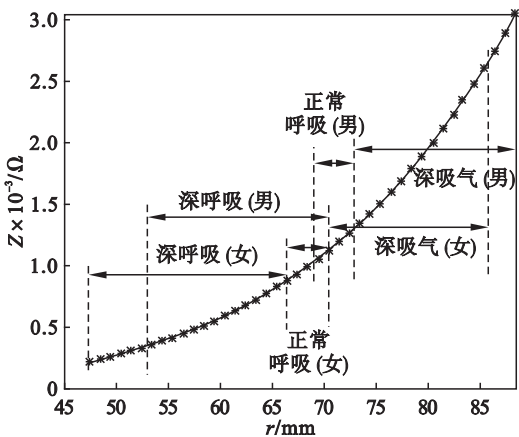


图 3 阻抗与胸腔等效球半径的关系

Fig. 3 Impedance change with radius of thorax volume

2.1.2 线圈传感器半径 R 对测量结果的影响

正常情况下每个胸腔内功能性残余肺容量成年男子为 1.4 L , 成年女子为 1.205 L , 对应胸腔球

体半径分别为 $r_0 = 6.94 \text{ cm}$, $r_0 = 6.6 \text{ cm}$. 线圈半径的取值从 $R = 1 \text{ cm}$ 到 $R = 40 \text{ cm}$, 间隔为 2 cm . 图 4 给出线圈半径和检测阻抗之间的关系, 从图中可以看到, 随着线圈半径的增加, 检测出的阻抗值越来越大, 且当线圈半径 $R = 6 \text{ cm}$ 其 dZ/dR 变化最快. 同时, 当线圈半径逐渐增大时, 测出的阻抗值变化缓慢, 即 Z 值基本不变. 这说明了测量中如果线圈过大, 变化的磁通量已经全部通过线圈, 即使半径再次增加, 也不再有任何作用. 因此线圈传感器半径选择需要测试分辨率和灵敏度两大要素.

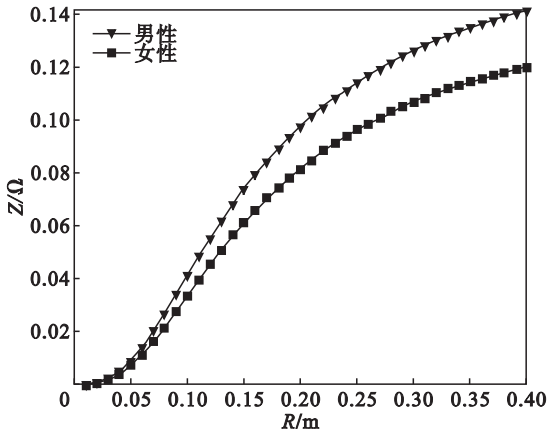


图 4 阻抗与线圈传感器半径的关系

Fig. 4 Impedance change with radius of coil

2.2 实验测试与分析

2.2.1 实验测试

本文搭建基于 Colpitts 的振荡电路, 用装有不同电导率的 NaCl 溶液模拟人体组织, 振荡电路的频率利用 Tektronix 2024 200 MHz 示波器进行测量观察, 为了减少电路中的干扰, 设置屏蔽罩, 并自制高稳定度的 $12 \sim 5 \text{ V}$ 的供电电源. 将线圈置于无底纸盒下以减少人为影响. 实际测量电路如图 5 所示. 实验探讨线圈传感器参数、溶液电导率、容量及呼吸行为对振荡电路频率的影响.



图 5 实际的测量电路

Fig. 5 Actual measurement circuit

1) 线圈传感器参数及位置对测量的影响. 线圈传感器参数是影响测量结果的重要因素. 实验中手工制作线圈, 并针对 N 和距离受试者距离 z 对电路的振荡频率影响进行实验. 依据理论分析固定线圈传感器的半径为 4.5 cm, 测试线圈匝数分别为 3、5、8, 选取 400 mL 电导率为 2 S/m 的 NaCl 溶液模拟生物组织. 这三种线圈在容器中没有溶液时, 振荡电路频率测量值与理论值见表 1. N 与 z 对振荡频率的影响变化见表 2.

表 1 不同匝数线圈的振荡电路频率的理论值和测量值

Table 1 Theoretical and measured values of oscillation circuit frequency with different turns of coil

N	3	5	8
理论值/MHz	13.9	8.2	5.5
测量值/MHz	10.1	6.9	3.7

表 2 N 与 z 对振荡电路频率变化的影响

Table 2 Effect of N and z on change of oscillation circuit frequency

N	z /cm				Hz
	5	10	15	20	
3	300	200	120	40	
5	400	310	200	110	
8	480	330	220	160	

2) 电导率和容积变化对频率的影响. 将不同电导率的 NaCl 溶液注入不同容积的圆柱容器. 将检测线圈(匝数 10, 半径 4.5 cm)放在圆柱容器的底部. 振荡电路的起振频率为 6.9 MHz. NaCl 溶液的电导率分别 0.7、1、1.5、2 S/m. 实验中没有 NaCl 溶液时, 振荡电路的频率不是恒定不变的, 需要考虑外界干扰及温度对振荡频率的影响, 测量结果如表 3 所示. 起振频率 f_0 表示在容器中不装溶液时振荡电路的振荡频率, $\Delta f = f - f_0 \pm 400$ Hz.

表 3 容积和电导率对 $\Delta f/f_0$ 的影响

Table 3 Effect of volume and conductivity on $\Delta f/f_0$

电导率/(S·m ⁻¹)	容积/mL			
	100	200	300	400
0.7	190	400	400	480
1.0	200	400	430	520
1.5	0	200	400	400
2.0	227	400	480	600

3) 呼吸运动对振荡电路频率的影响. 传感器线圈固定在受试者靠近胸部的位置(线圈半径 4.5 cm, 匝数 5). 受试者的呼吸行为分三种: 正常呼吸中的吸气及呼气、屏住呼吸及最大能力的深呼吸. 在实验中将线圈置于人体后背, 进行了几种呼吸行为的测试, 结果如图 6 所示.

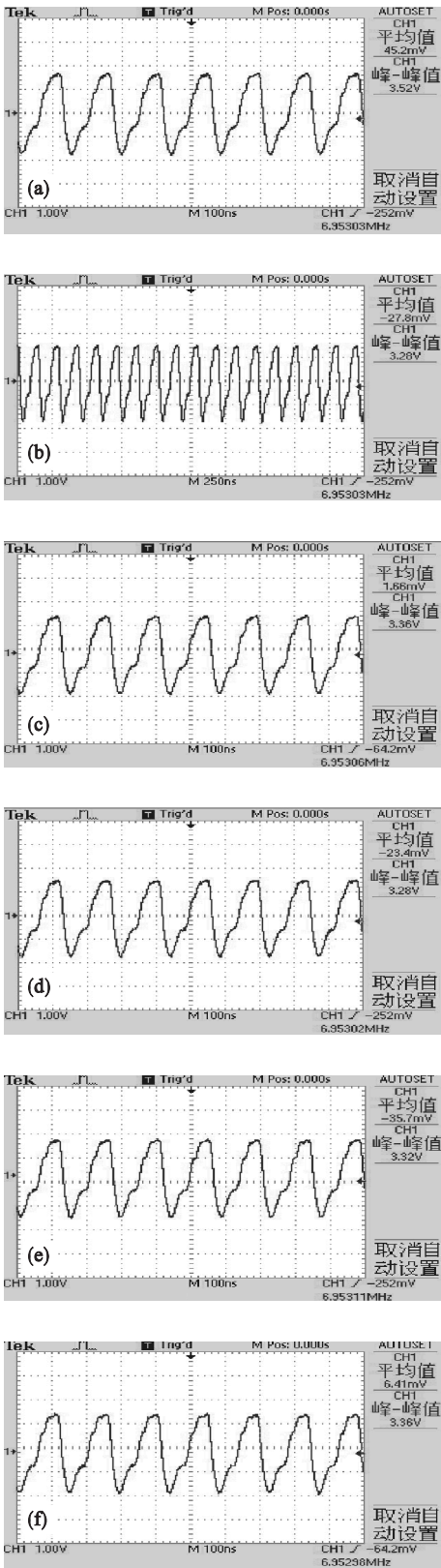


图 6 不同呼吸行为的振荡电路频率

Fig. 6 Oscillation circuit frequency by various respiratory motions

- (a)—无受试者时振荡电路初始频率;
(b)—受试者屏气时信号频率;(c)—受试者正常吸气时信号频率;(d)—受试者正常呼气时信号频率;
(e)—受试者进行深呼吸时信号频率;(f)—受试者进行深呼气时信号频率.

2.2.2 结果分析

本文采用磁场耦合的方法,通过振荡电路的振荡频率反映生物阻抗变化.实验中考虑的几个问题.

1) 振荡电路的起振频率.考虑到胸腔内血液所占比重最大,而血液的电导率和介电常数在 1~10 MHz 范围内的取值最高,所以在整个实验中振荡器的起振频率都选择在 1~10 MHz 之间;另外考虑到线圈传感器阻抗、振荡电路的高品质因数及稳定等因素,设定的起振频率都在 6 MHz 以上.

2) 线圈传感器对测量结果影响.在 2.2.1 节的理论分析中,已说明线圈传感器的敏感度与线圈的半径在一定范围内成正比.但作为振荡电路的一部分,线圈传感器的参数会影响振荡电路的起振频率.本文对三种手动制作的线圈传感器进行实验,同时,对耦合生物阻抗变化的最佳位置进行实验.结果如表 2 所示.随着线圈匝数增加,耦合变化信号越大,在相同匝数下,离线圈传感器越近,测量得到的变化信号越大.

3) 用 NaCl 溶液模拟人体生物组织.由表 1 知,在不同线圈匝数下,电路起振频率的理论值和测量值存在较大误差.主要考虑电路中存在大量的电感会对高频电路产生很大干扰,同时周围空气流动和电路热稳定性都会影响所设计电路的频率稳定性.

4) 文中还进行了既定呼吸行为的振荡电路测量,如图 6 所示.当屏气时与振荡器的本振信号相似,在带有载波情况下的频率约为 6.953 03 MHz,见图 6a 和 6b;进行正常的呼气时频率约为 6.953 06 MHz,吸气时频率约为 6.953 02 MHz,则正常呼吸之间频率变化约为 40 Hz,见图 6c 与 6d;当进行深呼气时频率约为 6.953 11 MHz,深吸气时频率约为 6.952 98 MHz,则深呼吸之间频率变化约为 130 Hz,见图 6e 与 6f.比较上述几种呼吸情况可知,深呼吸时频率变化最大,对其解调后输出的变化同样是最大的,且急促呼吸的频率相对于平缓呼吸时的频率变化较大.结果反映出呼吸过程中因胸腔内阻抗的变化,导致频率变化的过程.

3 结 论

本文利用磁感应的电磁耦合测量方法,通过测量 Colpitts 振荡电路的振荡频率变化测量呼吸信号的变化.对提出的测量方法,进行理论建模并仿真验证,通过实验研究,证明振荡电路频率的变化能反映呼吸信号的变化特点,基于磁感应的呼吸信号测量为非接触式、长期的呼吸信号测量提供一种解决方案.在未来的工作中,需要从几个方面进行深入实验:优化传感器线圈的设计,进一步优化振荡电路,或采用调幅的方法进行测量,比较两种方法的差异,进一步标定呼吸信号的周期性.通过进一步完善实验,真正将基于磁感应的呼吸信号测量发展成一种有效的非接触式心肺监测方法.

参考文献：

- [1] Bonato P. Wearable sensors systems and their impact on biomedical engineering [J]. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* 2003 22(3):18-20.
- [2] 石岭.基于 VC++ 的睡眠呼吸监测系统研究与实现 [D].重庆:重庆大学 2013.
(Shi Ling. Research and implementation of sleep apnea monitoring system based on VC++ [D]. Chongqing: Chongqing University 2013.)
- [3] Uenoyama M, Yamada K. Non-contact respiratory monitoring system using a ceiling-attached microwave antenna [J]. *Medical Biological Engineering Computing*, 2006, 44(9): 835-840.
- [4] Suzuki S, Matsui T, Kawaharaha M. A non-contact vital sign monitoring system for ambulances using dual-frequency microwave radars [J]. *Medical Biological Engineering Computing* 2009 47(1):101-105.
- [5] Cordes A, Foussier J. A portable magnetic induction measurement system [J]. *Biomedizinische Technik Biomedical Engineering* 2012 57(2):131-138.
- [6] Doga G, Scharfetter H. Magnetic induction pneumography: a planar coil system for continuous monitoring of lung function via contactless measurements [J]. *Journal of Electrical Bioimpedance* 2010 1: 56-62.
- [7] Teichmann D, Kuhn A. The main shirt: a textile-integrated magnetic induction sensor array [J]. *Sensors*, 2014, 14(1): 1039-1056.
- [8] Richer A, Adler A. Eddy current based flexible sensor for contactless measurement of breathing [C]//IEEE Instrumentation Measurement Technology Conference. Ottawa 2005 257-260.