

技术方法

基于胸阻抗的人体肺功能参数测量方法

杨建明¹, 钟胜河¹, 梁妃学¹, 郭劲松¹, 李伟龙², 李金明¹¹南方医科大学基础医学院生物信息学系, 广东 广州 510515; ²杨森电子科技有限公司, 广东 广州 510515

摘要:目的 研制一种基于人体胸阻抗变化的测量, 获取人体肺功能参数的新方法。方法 基于生物阻抗法研究用力呼吸过程中胸阻抗的变化与肺功能参数值的关系, 研制了胸阻抗测量仪实验样机, 分别采用所研制的实验样机和基于传统流量计进行肺功能测量的MIR公司的spirolab III肺功能仪, 对10例健康人进行对比实验, 所测肺功能参数包括: 用力肺活量、一秒率和峰值流量。结果 所测数据均落于其均值的正负两倍标准差范围之内因为两种方法具有较好的一致性。结论 基于生物阻抗法研制的实验样机所测肺功能参数与市售肺功能仪(基于流量计测量方法)的测量结果有较好的一致性。

关键词:胸阻抗; 阻抗变化; 用力肺活量; 一秒率; 峰值流量

A new method for measuring pulmonary function parameters

YANG Jianming¹, ZHONG Shenghe¹, LIANG Feixue¹, GUO Jinsong¹, LI Weilong², LI Jinming¹¹Institute of Bioinformatics, School of Basic Medical Sciences, Southern Medical University, Guangzhou 510515, China; ²Senyang Company Ltd. of Electronics & Technology, Guangzhou 510515, China

Abstract: Objective To propose a new method for acquiring pulmonary function parameters based on measurement of volume changes of thoracic impedance. **Methods** We studied the relationship between the volume changes of thoracic impedance and pulmonary function parameters during forced breathing based on bioimpedance measurement, and developed an instrument for measuring thoracic impedance. Using this instrument and a MRI spirolab III lung function test instrument, both based on flowmeter measurement, we measured such pulmonary function parameters including forced vital capacity (FVC), forced expiratory volume in one second/FVC (FEV1/FVC), and peak expiratory flow in 10 healthy volunteers and compared the measurement results. **Results** The differences in the parameters measured using the two instruments were all within two folds of the positive and negative standard deviations of the average values, demonstrating good consistency in the measurement between the two methods. **Conclusions** The measurement results of the bioimpedance-based instrument we developed show good consistency with those by the commercially available pulmonary function test instrument.

Key words: thoracic impedance; volume change of impedance; forced vital capacity; forced expiratory volume in one second; peak expiratory flow

空气污染和快速的老龄化, 致使我国的呼吸道疾病发病率呈逐年上升趋势, 如今慢性呼吸道疾病死亡率已占全国疾病死亡率的16.0%^[1]。国内外医学界均把肺功能参数的测量作为评估慢性呼吸道疾病的重要指针^[2]。但市售肺功能测量仪普遍价格昂贵(均在万元以上), 难以进入家庭; 且传统的测量方法是直接通过口腔对流量计吸气与呼气进行测量, 无法适用于长时间监护。临床采用与心电电极共用的方法, 通过检测胸阻抗的变化已实现了对呼吸频率的测量, 本研究将拓展胸阻抗测量的应用, 探索通过测量胸阻抗的变化达到对人体肺功能参数较全面的测量。

1 测量原理

收稿日期: 2013-01-08

基金项目: 广东省科技计划项目(2010A030500007, 2011B010200009); 广州市科技计划项目(11A32120831)

作者简介: 杨建明, 在读硕士研究生, E-mail: 361879471@qq.com

通信作者: 李金明, 教授, E-mail: jmli@smu.edu.cn; 郭劲松, 高级工程师, E-mail: guojs@fimmu.com

1.1 生物阻抗法原理

生物组织内单个细胞的等效电路模型如图1A所示, 在低频范围内(低于1 MHz), 细胞膜的漏电阻 R_m 很大, 可视为开路, 而内外液的并联电容 C_i 和 C_e 很小, 也可视为开路, 这样就可以得到如图1B所示的简化等效电路模型, 此模型又被称为并联等效电路模型^[3]。对于整个生物组织而言, 由于生物组织是由大量的细胞组成, 可视为许多细胞的集合, 因此生物组织的电路模型也可用图1B所示的电路等效, 只是此时的 R_i, R_e, C_m 已不再是代表某个细胞内、外液电阻和细胞膜电容, 而是代表整个生物组织的等效内、外液电阻和膜电容, 任何生物组织都可用如图1B所述的R-C三元件电路模型等效, 若用 Z_t 代表组织等效电路两端的总阻抗, $Z_t = R + jX$, 则等效电路两端组织的电阻抗模值为:

$$|Z_t| = \sqrt{R^2 + X^2} \quad (1)$$

式(1)中 Z_t 是复阻抗。当电流频率很低时, 跨膜电容将电流阻隔在细胞外, $1/Z_i$ 接近于0, 故 $Z_t \approx Z_e = R_e$, 本研究所测值为 R_e , 为了统一, 本文用 Z 表示 R_e 。人体胸腔由于呼吸引起容积的扩大或缩小时, 胸腔的电阻抗

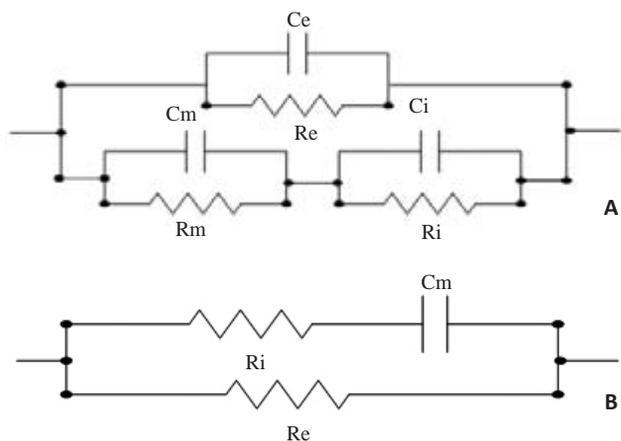


图1 生物阻抗等效模型图

Fig.1 Bioimpedance equivalent model. A: Design of the model in full details; B: Simplified model. Re: Resistance of extracellular fluid; Ce: Parallel capacity of extracellular fluid; Rm: Resistance of cell membrane; Cm: Parallel capacity of cell membrane; Ri: Resistance of intracellular fluid; Ci: Parallel capacity of intracellular fluid.

随之改变,阻抗的变化(ΔZ)可以通过给人体表面安置电极,经电极施加微弱的高频恒定电流,再从测量电极上以电压信号检测出来,经处理后在显示器上显示呼吸波轨迹^[4]。

实验证明, ΔZ 与其中的非导体成份,主要是空气紧密相关,吸气时肺容量增加,阻抗增大;呼气时肺容量减少,阻抗减小,因此,记录呼吸时的阻抗变化(ΔZ)即可反映出肺容量的变化(ΔV)。

全胸阻抗:

$$Z = Z_0 + \Delta Z \quad (2)$$

其中 Z_0 为基础阻抗,在正常人为静息呼气末水平(即功能残气量FRC)时的阻抗值。在人体一呼一吸这一短暂的检测过程中,可以认为 Z_0 是不变的,不影响 ΔZ 的测量^[5]。

1.2 拟测定的肺功能参数及其定义

肺功能参数如图2所示,现简述如下:(1)肺总量(total lung capacity, TLC):深吸气后肺内所含气量;(2)用力肺活量(forced vital capacity, FVC):它是从最大吸气位置(即TLC)用力迅速呼出时的总呼出量;(3)每秒钟用力呼出量(forced expiratory volume in one second,

FEV1):它是从TLC用力呼气,经1s时间呼出的气体量;(4)一秒率:(FEV1/FVC) $\times 100\%$;(5)呼气峰流量(peak expiratory flow, PEF)是指用力呼气时的最高流量,一般以L/min为单位。

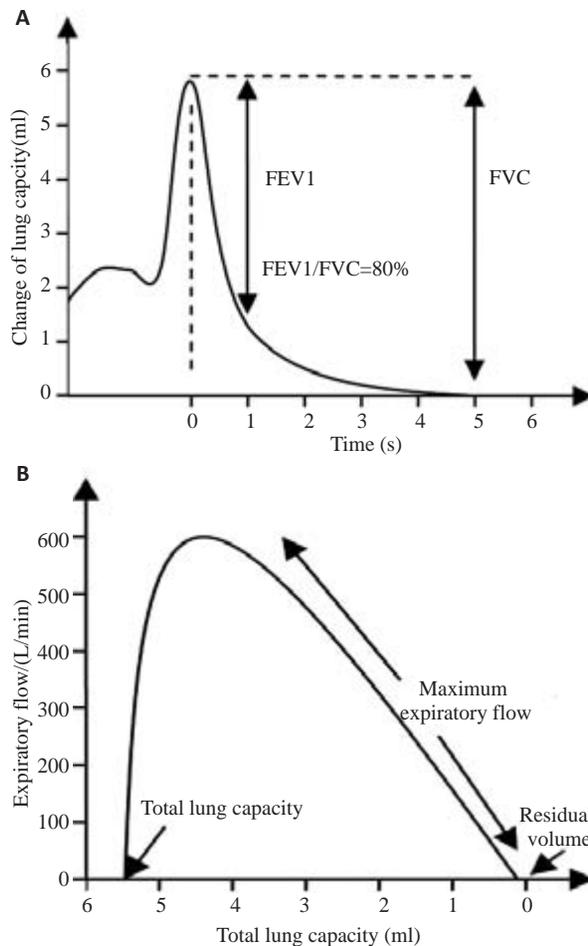


图2 图示肺功能参数相关定义

Fig.2 Illustration of the definitions of some lung function parameters. A: Relation between lung volume change and time; B: Relation between velocity of breath flow and lung volume.

2 测量仪设计

2.1 测量仪电路设计

呼吸波信号的获取由一次性心电电极实现^[6-7]。电路设计总框图如图3所示。

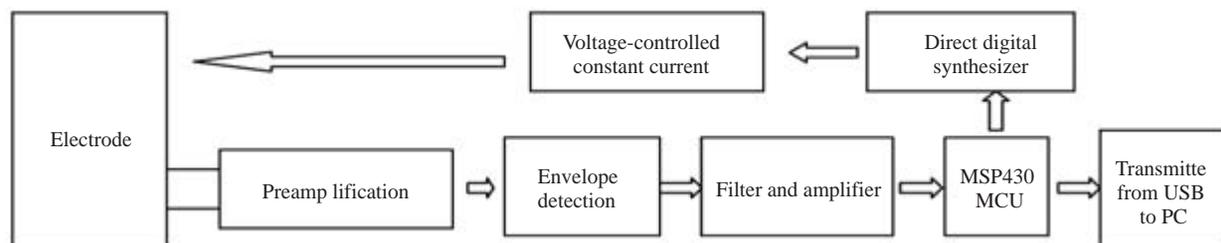


图3 电路设计总框图

Fig.3 Block diagram of the circuit design.

胸阻抗测量由高频激励输出模块、压控恒流源、包络检波、放大、滤波、电平转换等电路共同组成^[8]。在进行胸阻抗测量时,需要保持刺激电流的恒定。因此在AD9850输出的正弦激励信号用于刺激之前应该加入压控恒流电路。压控恒流源的设计电路需要满足以下特性:第一,在40 MHz以下具备较强的带负载能力;第二,刺激电流应该能在一定范围内调节,在测量人体生物阻抗时需要用不同大小电流源作为刺激源。

基于微型化、便携式和低功耗设计的考虑,样机采用MSP430F1612单片机作为电路控制和数据处理与传输的核心。MSP430F1612单片机是美国德州仪器(TI)推出的16位Flash型超低功耗混合信号处理器的一种。12位ADC的高精度数模转换,多达48个通用I/O端口,满足了样机数据采集与电路控制的要求。

高频激励输出模块为DDS直接数字合成器,其主芯片为AD9850。单片机的I/O引脚与之相连,通过I/O引脚的输出配置控制模块的激励输出频率。

本设计较为关键的压控恒流源电路(图4),它应该能消除直流成分,因为直流成分在测量人体阻抗的时候容易造成极化现象,从而造成实验结果的误差。图中所用到的仪用运放AD847、AD844、LT1220均具备宽频带放大的特点,能够满足本研究所需要的频带范围要求。

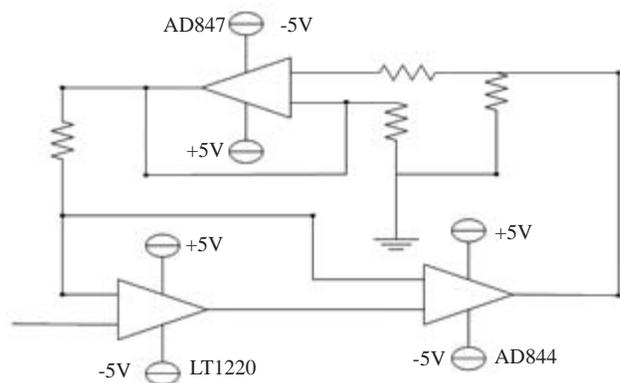


图4 压控恒流电路
Fig.4 Voltage-controlled constant current circuit.

2.2 测量仪器程序设计

基于MSP430单片机内的程序设计,包括AD9850驱动、数据信号采集、数字信号处理、参数计算和数据传输与显示(图5)。

本文所测参数包括胸阻抗变化量的最大值,一定时间段内胸阻抗的变化量以及变化率等。所有参数的计算与处理均由msp430单片机完成。其中包括呼吸波峰值与谷值的检测,阻抗变化的瞬时速率测量,胸阻抗信号的平滑,用力肺活量,一秒率,呼吸峰值流量相对值的

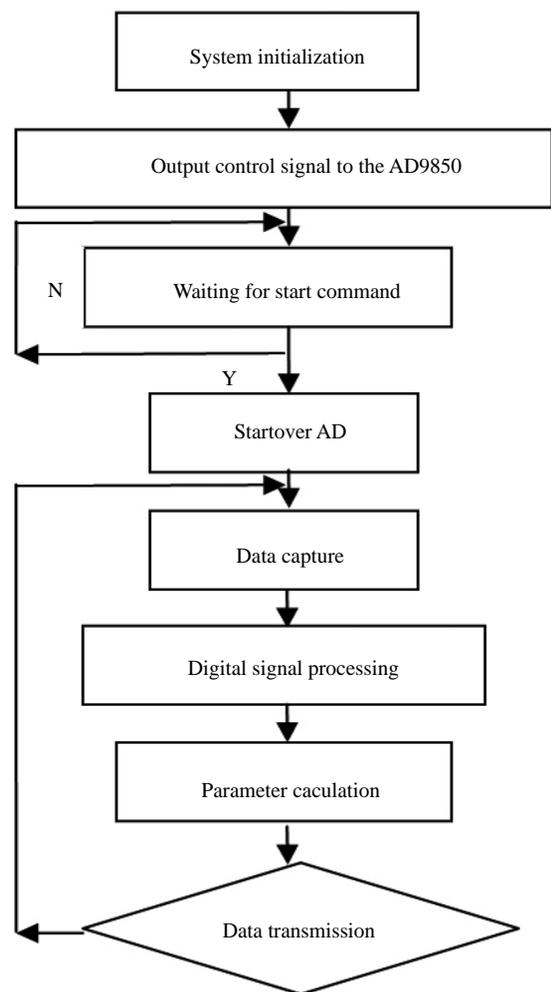


图5 程序流程图
Fig.5 Flow diagram of data acquisition by the designed instrument.

计算。肺活量,一秒率,呼吸峰值流量相对值到实际值的转化。

3 实验验证

3.1 实验方法

首先用所研制的胸阻抗测量仪测出实验对象在用力呼吸过程中阻抗的变化量以及变化率,并在MCU上计算出对应的肺功能参数值;再用基于传统流量计进行肺功能测量的MIR公司的spirolab III肺功能仪测出实验对象的肺功能参数值,最后对两种方法所测肺功能参数进行对比即一致性分析。

3.2 数据来源

实验对象10名,身体健康,男性,年龄在23~28岁。实验安排在每天早上8点至10及晚上8点至10。对同一个体分别在早上与晚上各测量1次。实验前夜实验对象保证充足的睡眠,实验前避免烟、酒等可能影响呼吸活动食物与药物,避免激烈运动。实验对象静坐10 min,待心情平静后在实验对象的胸腔左右外廓上分

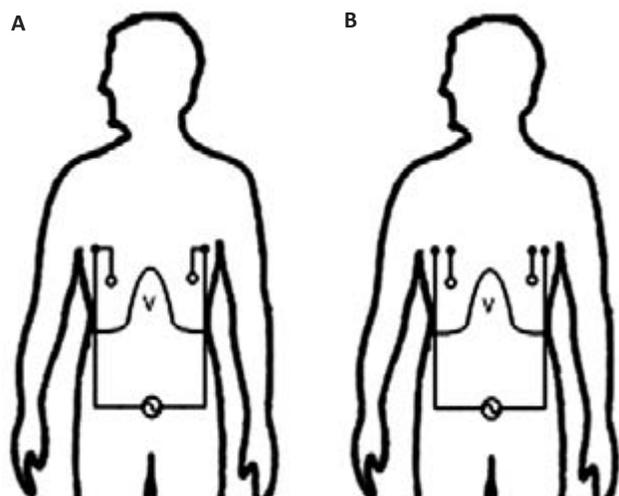


图6 胸阻抗呼吸测量电极安置图
Fig.6 Electrode placement for thoracic impedance measurement during respiration.

别贴上医用电极,人体呼吸的胸阻抗测量有二电极法和四电极法^[9],本研究中采用的是二电极法(图6)。测量开始时,实验对象先平静呼吸3次后用力吸气,然后用力呼气。此测量完成后实验对象休息1 min,然后再用传统肺功能仪测出相应的肺功能参数。

3.3 实验数据分析

由两种测量方法测得的数据所绘座标图(图7)明显具有相同变化趋势,且呼吸的速率与阻抗的变化率成正比。它们分别针对10例健康人所测的三组肺功能参数列于表1。

根据所测数据(表1),采用适合于两种测量方法一致性分析的Bland-Altman^[10]法(又叫标准差-平均值法或“散点图法”),分别绘制出两种测量方法所得到的三组肺功能参数的散点图(图8)。

Bland-Altman 一致性分析结果:(1)用力肺活量FVC与bFVC的比较(图8A): $\overline{bFVC-FVC}=0.521L$, $s=0.768L$,在置信度为95%时, $\overline{bFVC-FVC}$ 的置信区间为(-0.028, 1.070), $\overline{bFVC-FVC}-2s$ 的置信区间为(-1.966, -0.063), $\overline{bFVC-FVC}+2s$ 的置信区间为(1.105, 3.008);(2)一秒率FEV1/FVC与bFEV1/bFVC的比较(图8B): $\overline{bFEV1/bFVC-FEV1/FVC}=-5.31%$, $s=1.30%$,在置信度为95%时, $\overline{bFEV1/bFVC-FEV1/FVC}$ 的置信区间为(-0.062, -0.044), $\overline{bFEV1/bFVC-FEV1/FVC}-2s$ 的置信区间为(-0.095, -0.063), $\overline{bFEV1/bFVC-FEV1/FVC}+2s$ 的置信区间为(-0.043, -0.012);(3)呼吸峰值流量PEF与bPEF的比较(图8C): $\overline{bPEF-PEF}=-0.39 L/min$, $s=0.36 L/min$ 。在置信度为95%时, $\overline{bPEF-PEF}$ 的置信区间为(-0.650, -0.136), $\overline{bPEF-PEF}-2s$ 的置信区间为(-1.554, -0.666), $\overline{bPEF-PEF}+2s$ 的置信区间为(-0.120, 0.769)。分析结果表明:两种测量方法所测三组数据均

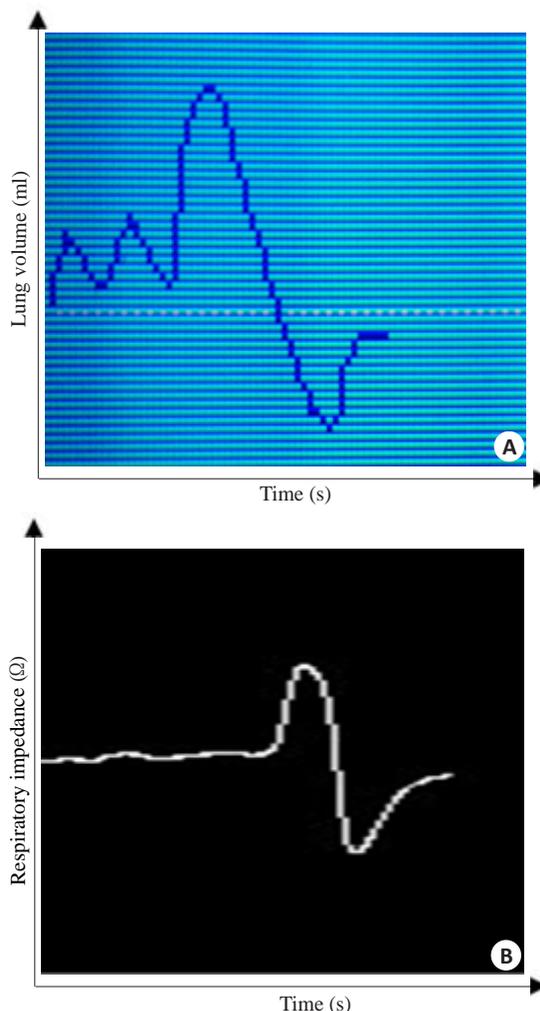


图7 肺容量与呼吸阻抗对比图
Fig.7 Comparison chart of changes in lung volume measured by Spriolab III (A) and respiratory impedance (B) during respiration.

具有较好的一致性。

4 结论

本文提出了通过人体呼吸时测量胸阻抗变化对肺功能参数进行测量的新方法,所测量肺功能主要参数包括FVC、FEV1/FVC、PEF等,并与市售肺功能仪进行了比较。针对10例健康人的测量(表1)与Bland-Altman一致性分析结果表明:本文基于生物阻抗法研制的实验样机所测肺功能主要参数与传统肺功能仪(基于流量计进行肺功能测量)的测量结果有较好的一致性。本方法在进一步扩大实验规模和完善设计与制作工艺后可望应用于临床。

参考文献:

[1] 城市居民呼吸到疾病及癌症死亡率统计限[EB/OL].[2008-1-10].
http://www.chinaenvironment.com.
[2] 凌春华.慢性阻塞性肺疾病肺功能检查的重要性[J].苏州医学,2007,
30(1): 5-6.

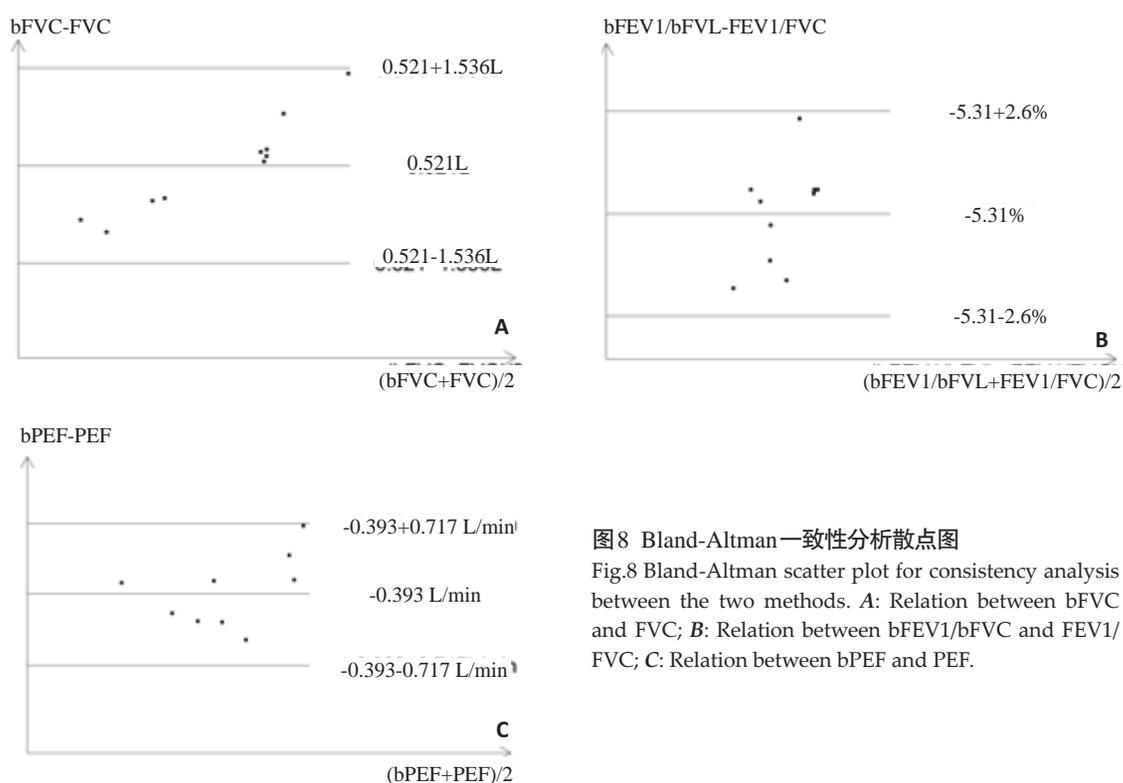


图8 Bland-Altman一致性分析散点图
 Fig.8 Bland-Altman scatter plot for consistency analysis between the two methods. A: Relation between bFVC and FVC; B: Relation between bFEV1/bFVL and FEV1/FVC; C: Relation between bPEF and PEF.

[3] 唐敏. 生物电阻抗测量原理与测量技术[J]. 生物医学工程学杂志, 1997, 14(2): 152-5.
 [4] 赵硕峰, 王智运, 邓亲恺, 等. 家猪骨与软组织电阻抗特性研究[J]. 中国医疗设备, 2011, 26(4): 17-21.
 [5] 齐颂扬. 新生儿呼吸状态监护仪设计[J]. 医学物理, 1985, 2(2): 6-10.
 [6] 宋宜明, 关力, 宗伟, 等. 阻抗技术在呼吸监测中的应用[J]. 临床麻醉学杂志, 1995, 11(2): 86-8.
 [7] 沈德麟, 唐庆玉, 曹宇. 监护仪用呼吸波检测电路的研制[J]. 中国医

疗器械杂志, 1996, 20(2): 104-5, 97.
 [8] 王建波, 邓亲恺, 郭劲松, 等. 一种新型的阻抗式呼吸检测系统[J]. 中国医疗器械杂志, 2009, 33(2): 91-4.
 [9] 邓亲恺. 现代医学仪器设计原理[M]. 北京: 科学出版社, 2004: 254-5.
 [10] Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement[J]. Lancet, 1986, 1 (8476): 307-10.

(编辑: 吴锦雅)