

# 心冲击图心率变异性分析的可行性

曹欣荣<sup>1</sup>, 王昆<sup>2</sup>, 张晶<sup>3</sup>, 唐劲天<sup>1</sup>

1. 清华大学医学物理与工程研究所, 北京 100084

2. 清华大学第二附属医院, 北京 100049

3. 河北工业大学电气工程学院, 天津 300401

**摘要** 心冲击图(BCG)是一种无接触检测心脏活动的方法。本文研究利用心冲击图进行的心率变异性(HRV)检测。同步采集了20名测试者在平静、瓦氏动作、瓦氏动作后、运动后4种生理状态下的心电图(ECG)信号和心冲击图信号;分析了 $HRV_{BCG}$ 和 $HRV_{ECG}$ 在时域、频域、非线性域的测定值;计算了相应测定值的相关性,并利用成对 $t$ 检验分析了两种方法的测定值的差异显著性。研究结果表明,在平静、瓦氏动作后和运动后的HRV测定值无显著性差异。在时间较短的瓦氏动作中,两种方法测定的测定值中 $nPNN50$ 、 $LF/HF$ 和 $SD_1$ 有显著性差异。

**关键词** 心率变异性;心冲击图;成对 $t$ 检验

**中图分类号** 318.6

**文献标志码** A

**doi** 10.3981/j.issn.1000-7857.2014.h1.014

## Possibility of Heart Rate Variability Analysis Using Ballistocardiogram

CAO Xinrong<sup>1</sup>, WANG Kun<sup>2</sup>, ZHANG Jing<sup>3</sup>, TANG Jintian<sup>1</sup>

1. Institute of Medical Physics and Engineering, Tsinghua University, Beijing 100084, China

2. The Second Affiliated Hospital of Tsinghua University, Beijing 100049, China

3. School of Electrical Engineering, Hebei University of Technology, Tianjin 300401, China

**Abstract** Ballistocardiogram (BCG) is a non-contact cardiac activity monitoring method. Our preliminary research of heart rate variability (HRV) was carried out using BCG. BCG signal and electrocardiography (ECG) signal of 20 subjects were measured synchronously in static, valsalva maneuver, post valsalva maneuver and post exercise states. Cardiac periods of these two signals were calculated using RR intervals of ECG and JJ intervals of BCG respectively. HRV parameters in time domain analysis, in frequency domain analysis and nonlinear analysis were calculated. The correlation of  $HRV_{BCG}$  parameters and  $HRV_{ECG}$  parameters were checked; the significant differences between  $HRV_{BCG}$  and  $HRV_{ECG}$  parameters were tested using paired  $t$ -test. Results showed that the variance trends of cardiac periods calculated by ECG and BCG were the same; the correlations of  $HRV_{BCG}$  and  $HRV_{ECG}$  parameters were all above 0.81;  $HRV_{BCG}$  parameters showed no significant differences with  $HRV_{ECG}$  during static, post valsalva maneuver and post exercise state while  $nPNN50$ ,  $LF/HF$  and  $SD_1$  showed significant differences during Valsalva maneuver state.

**Keywords** heart rate variability; ballistocardiogram (BCG); paired  $t$ -test

心脏射血时会引起人体重力的变化,心冲击图就是利用压力传感器获取的射血引起的重力变化信号。心冲击图是一种无接触检测心脏活动的方法,与传统心血管检测手段相比,心冲击图具有不与人体直接接触、检测隐蔽等优势<sup>[1]</sup>。研究表明,心冲击图在心脏收缩性评价、心输出量变化分析有潜在的应用价值<sup>[2]</sup>。

心率变异性(HRV)是一种分析逐次窦性心率差异的方法,一般通过心电图的RR间隔获取的心动周期计算获取<sup>[3]</sup>。按照检测时间的长短,心率变异性检测有长时检测(一般24 h)和短时检测(2~5 min)两种。一般研究表明心率变异性可以应用到冠心病、高血压和心力衰竭检测上<sup>[3]</sup>。

本文通过同步采集的20名志愿者的心冲击图和心电图

收稿日期:2013-07-23;修回日期:2013-09-12

基金项目:国家科技支撑计划项目(20121857818)

作者简介:曹欣荣,博士研究生,研究方向为医学物理与工程,电子邮箱:auroracao@gmail.com;唐劲天(通信作者),教授,研究方向为医学物理与工程,

电子邮箱:tangjl@mail.tsinghua.edu.cn

引用格式:曹欣荣,王昆,张晶,等.心冲击图心率变异性分析的可行性[J].科技导报,2014,32(4/5):86-90.

信号,计算两种信号的心率变异性时域、频域和非线性特征值,并对两种信号的心率变异性测定值相关性计算和差异显著性检验,探讨心冲击图在心率变异性检测方面的应用。

## 1 心率变异性测定方法

心率变异性的测定方法主要分为3类:时域、频域和非线性分析方法<sup>[4,5]</sup>,每种方法又有多种分析指标。时域分析的主要测定值有RR间期均值 $AVNN$ 、RR间期标准差 $SDNN$ 、相邻RR间期差值均方的平方根 $RMSSD$ 、相邻心动周期差值大于50 ms的百分比 $nPNN50$ 等。频域分析主要是利用功率谱分析在各个HRV频段的能量分布,心率变异性的频谱可以分为极低频( $VLf < 0.04$  Hz)、低频( $LF$ 为0.004~0.15 Hz)和高频( $HF$ 为0.15~0.4 Hz),一般频域分析主要测定值有低频能量 $LF$ 及其百分比 $nLF$ 、高频能量 $HF$ 及其百分比 $nHF$ ,以及低频高频能量比 $LF/HF$ 等; $HRV$ 非线性分析方法主要有Poincaré图、熵分析和去趋势分析等<sup>[4]</sup>。

本文主要计算的时域测定值有 $AVNN$ 、 $SDNN$ 、 $nPNN50$ ,部分测定值的计算方法为

$$AVNN = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M NN_i \quad (1)$$

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M (NN_i - AVNN)^2} \quad (2)$$

式中, $i$ 为心动周期间隔数; $NN_i$ 为第 $i$ 个心动周期间隔,ms; $M$ 为心动周期间隔总数。

本文主要计算的频域测定值有低频能量比 $nLF$ 、高频能量比 $nHF$ 、低频高频能量比 $LF/HF$ 。计算采用自回归(AR)模型进行谱估计<sup>[6]</sup>,采用Yuler-Walker方法计算,阶数为20。

对于非线性测定值,本文主要计算了Poincaré图中的短轴的均方根值 $SD_1$ 和长轴的均方根值 $SD_2$ 。其中, $SD_1$ 反映了瞬时心率变异性, $SD_2$ 反映了长时心率变异性指标<sup>[7,8]</sup>。其计算公式为

$$SD_1 = \sqrt{\text{var}\left(\frac{NN_i - NN_{i+1}}{\sqrt{2}}\right)} \quad (3)$$

$$SD_2 = \sqrt{\text{var}\left(\frac{NN_i + NN_{i+1}}{\sqrt{2}}\right)} \quad (4)$$

式中,var表示方差。

## 2 实验采集及数据处理

通过自主研发的心冲击图采集装置,同步采集心电图和心冲击图。心冲击图采用置于轮椅底部的悬臂梁压力传感器(精度:0.05%,量程:150 kg)采集,经过带通滤波(0.5~30 Hz)放大500倍。心电图通过I型导联测量,经过带通滤波(0.5~30 Hz)放大1000倍后采集。心冲击图信号和心电信号通过采集卡(采样率500 Hz)传送到电脑中<sup>[9]</sup>。

为了验证心冲击图在心率变异性检测方面的应用,采集了4种不同生理状态(平静、瓦氏动作、瓦氏动作恢复、运动后)的ECG和BCG信号。实验采集处理流程如下:

1) 首先测试者静坐在心冲击图采集装置上面,连接心电图导线。10 min后开始采集平静状态信号,在16 min时提醒进行瓦氏动作,瓦氏动作结束后进行再继续测量6 min。

2) 志愿者做一个30 s 30次的蹲起动作,动作结束后立刻回到采集装置上,进行心冲击图信号和心电图信号采集,时间为6 min。

心率变异性测定值计算流程如下:

1) 从平静、瓦氏动作后恢复以及蹲起中结果中选择5 min的数据进行计算。瓦氏动作时间较短,而且每个人的时间不尽相同,选择尽可能长的时间计算(22~54 s,  $34.07 \pm 9.98$  s)。

2) 计算心电图和心冲击图的心动周期间隔,心电图的间隔是通过RR间期计算获取的,心冲击图的心动周期间隔是通过JJ间期获取<sup>[10]</sup>。计算波峰的相互关系如图1所示。

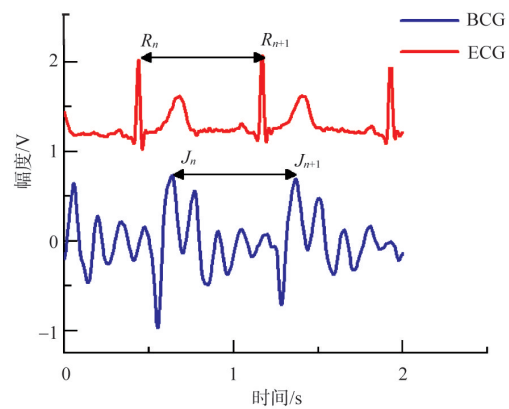


图1 心电图和心冲击图心动周期的计算示意

Fig. 1 Illustration of cardiac period interval calculation using BCG and ECG

3) 计算不同生理状态下的心冲击图心率变异性 $HRV_{BCG}$ 和心电图心率变异性 $HRV_{ECG}$ 在时域、频域和非线性测定值,并对同一种状态下 $HRV_{BCG}$ 和 $HRV_{ECG}$ 的测定值进行相关性分析和差异性显著分析。

## 3 计算结果

### 3.1 两种方法计算的心率变化

图2展示了经过计算心冲击图和心电图得到的心动周期。从图2看出,两种方法计算得到的心动周期间隔相似,变化趋势一致。图3为心冲击图JJ间期和心电图RR间期获取的相邻心动周期的时间间隔概率密度分布。由图3可见,两种方法计算得到的结果基本一致,相邻心动周期时间间隔主要分布在0~78.4 ms之间( $P > 95\%$ )。

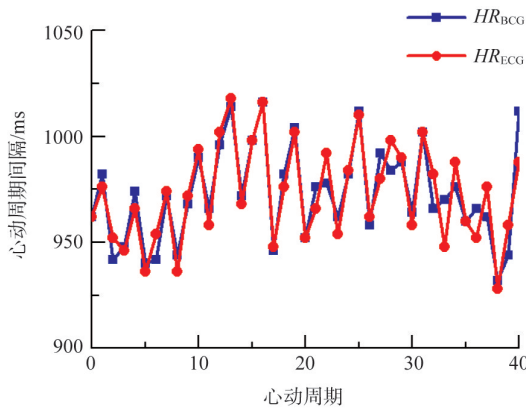


图2 平静状态下一段时间内两种方法计算的心动周期间隔  
Fig. 2 Intervals of cardiac period calculated from ECG and BCG

### 3.2 AR 频谱

通过 AR 谱估计计算获取的某个受试者蹲起运动后的心率变异性功率谱分布如图 4 所示。可以看出,在 0.1、0.3 Hz 附近功率谱有明显的波峰。与 ECG 得到的功率谱  $PSD_{ECG}$  相比,  $HRV_{BCG}$  功率谱  $PSD_{BCG}$  在 0.1 Hz 的波峰高于  $PSD_{ECG}$  的波

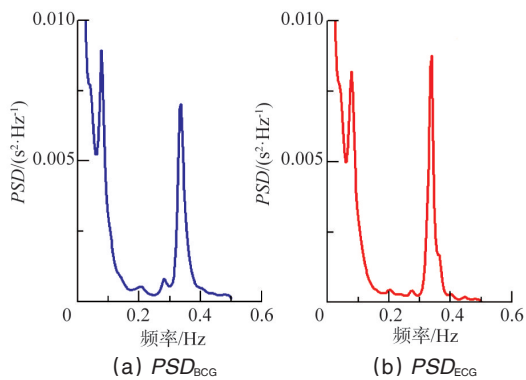


图 4 同一名测试者蹲起运动后  $HRV_{BCG}$  和  $HRV_{ECG}$  功率谱分布  
Fig. 4 Power spectra of  $HRV_{BCG}$  and  $HRV_{ECG}$  of a subject after exercise

### 3.4 特征计算结果

4 种状态下的  $HRV_{BCG}$  和  $HRV_{ECG}$  时域、频域和非线性测定值相应的均值和方差、差值、相关系数和  $P$  值见表 1~表 4。

由表 1~表 4 可以看出,  $HRV_{BCG}$  和  $HRV_{ECG}$  的测定值的相关

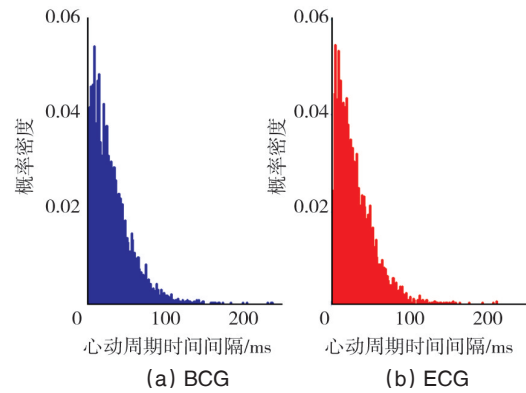


图 3 一名测试者 BCG 和 ECG 计算获取的相邻心动周期的时间间隔概率密度分布  
Fig. 3 Probability distribution of time interval calculated from BCG and ECG

峰,而在 0.3 Hz 左右的波峰处低于  $HRV_{ECG}$  计算的波峰。

### 3.3 Poincaré 图

BCG 和 ECG 获取的心动周期间隔的 Poincaré 图如图 5 所示,可以看出两种采集方法获取的分布较为相似,因此利用 BCG 和 ECG 计算获取的轴长  $SD_1$  和  $SD_2$  值有可能接近。

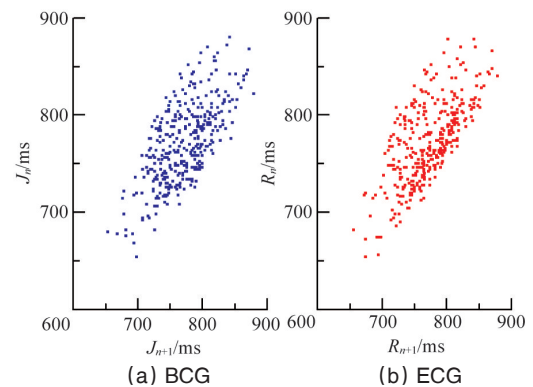


图 5 同一名测试者的 BCG 和 ECG 的 Poincaré 图  
Fig. 5 Poincaré plots of BCG and ECG of a subject

性均较高(相关系数  $\rho > 0.81$ )。  $HRV_{BCG}$  和  $HRV_{ECG}$  在平静、瓦氏动作恢复和运动后的大部分测定值无显著性差异。在瓦氏动作时  $HRV_{BCG}$  与  $HRV_{ECG}$  测定值  $nPNN50$  ( $P=0.04$ )、 $LF/HF$  ( $P=0.00$ ) 和  $SD_1$  ( $P=0.00$ ) 有显著性差异。

表 1 平静状态下  $HRV_{BCG}$  和  $HRV_{ECG}$  测定值均值、方差、相关系数和  $P$  值

Table 1 Mean difference, correlation value and  $P$ -value of ECG and BCG during static state

参数	$HRV_{BCG}$	$HRV_{ECG}$	差值	相关系数	$P$ 值
AVNN/ms	864.68±95.09	864.74±95.14	-0.0±0.11	1.00	0.74
SDNN/ms	44.42±15.65	44.23±15.49	0.20±0.77	0.99	0.23
nPNN50/%	17.15±14.82	15.64±13.90	0.02±0.05	0.94	0.18
nLF	0.36±0.14	0.36±0.15	0.00±0.02	0.99	0.39
nHF	0.31±0.15	0.32±0.16	-0.0±0.02	0.99	0.38
LF/HF	1.71±1.53	1.70±1.55	0.01±0.29	0.98	0.93
$SD_1$ /ms	27.26±10.22	26.11±10.26	1.15±2.30	0.98	0.13
$SD_2$ /ms	56.69±20.32	56.86±20.25	-0.1±0.71	1.00	0.27

表2 瓦氏动作状态下 $HRV_{BCG}$ 和 $HRV_{ECG}$ 测定值均值、方差、相关系数和 $P$ 值Table 2 Mean difference, correlation value and  $P$ -value of ECG and BCG during valsalva maneuver state

参数	$HRV_{BCG}$	$HRV_{ECG}$	差值	相关系数	$P$ 值
AVNN/ms	878.35±111.06	878.05±110.90	0.30±0.46	1.00	0.82
SDNN/ms	53.45±16.28	51.70±16.28	1.75±1.35	1.00	0.20
nPNN50/%	5.96±5.93	3.24±4.23	2.72±0.37	0.85	0.04
nLF	0.37±0.18	0.38±0.18	-0.00±0.02	0.99	0.28
nHF	0.11±0.08	0.09±0.02	0.02±0.02	0.96	0.10
LF/HF	4.96±4.37	6.45±5.13	-1.50±2.06	0.92	0.00
$SD_1$ /ms	19.15±6.80	15.48±6.65	3.67±4.13	0.81	0.00
$SD_2$ /ms	72.33±23.37	70.79±23.11	1.54±1.26	1.00	0.15

表3 瓦氏动作状态下 $HRV_{BCG}$ 和 $HRV_{ECG}$ 测定值均值、方差、相关系数和 $P$ 值Table 3 Mean difference, correlation value and  $P$ -value of ECG and BCG during post valsalva maneuver state

参数	$HRV_{BCG}$	$HRV_{ECG}$	差值	相关系数	$P$ 值
AVNN/ms	854.35±80.02	854.28±80.00	0.07±0.11	1.00	0.51
SDNN/ms	55.41±15.86	55.38±15.97	0.03±1.11	1.00	0.91
nPNN50/%	19.68±13.69	18.07±13.13	1.61±4.52	0.94	0.14
nLF	0.27±0.12	0.26±0.11	0.01±0.01	0.99	0.26
nHF	0.24±0.16	0.25±0.17	-0.01±0.02	0.99	0.18
LF/HF	1.68±1.28	1.79±1.58	-0.10±0.60	0.93	0.45
$SD_1$ /ms	28.78±9.94	27.60±10.38	1.18±3.38	0.95	0.14
$SD_2$ /ms	72.14±21.33	72.46±21.57	-0.32±0.96	1.00	0.17

表4 运动后 $HRV_{BCG}$ 和 $HRV_{ECG}$ 测定值均值、方差、相关系数和 $P$ 值Table 4 Mean difference, correlation value and  $P$ -value of ECG and BCG during exercise state

参数	$HRV_{BCG}$	$HRV_{ECG}$	差值	相关系数	$P$ 值
AVNN/ms	802.96±89.32	802.92±89.39	0.04±0.12	1.00	0.23
SDNN/ms	74.47±33.63	73.99±34.40	0.49±2.19	1.00	0.37
nPNN50/%	22.75±16.49	23.33±18.22	-0.01±0.05	0.97	0.64
nLF	0.17±0.10	0.17±0.11	0.00±0.04	0.95	0.96
nHF	0.18±0.13	0.18±0.13	0.00±0.08	0.81	0.90
LF/HF	1.49±1.55	1.69±1.91	-0.20±1.04	0.84	0.43
$SD_1$ /ms	34.84±17.54	32.68±18.77	2.16±4.59	0.97	0.07
$SD_2$ /ms	98.66±45.64	98.65±46.29	0.01±1.40	1.00	0.98

#### 4 分析与讨论

结果表明,ECG和BCG获取心动周期间隔基本一致,但不完全相同,在HRV测定值结算结果上也有一定的差异,但是两种方法获取的测定值在实验样本中大部分没有统计学的差异,只有在瓦氏动作过程中部分测定值有显著性差异。测定值的差异,一方面是因为ECG与BCG的计算心动周期的方法不同,ECG计算采用的是RR间期,心冲击图采用的是JJ间期计算。ECG的R峰表示的是左心室收缩开始的时刻<sup>[11]</sup>,BCG的J峰是血液在主动脉弓处血流最大的时刻,发生在左心室射血中期<sup>[12]</sup>,因此两种方法计算的心动周期间隔存在一

定的差异,会造成一定的系统误差。同时,心电图的R峰较为陡峭,心冲击图的J峰较为平坦,因此,J峰时刻的计算偶然误差有可能大于R峰时刻,从而造成JJ间隔计算获取的心动周期误差有可能大于ECG的误差<sup>[10]</sup>。

通过结果可以发现,短时的HRV分析如果分析时间太短(15~40 s),ECG和BCG之间的误差会较为明显, $HRV_{BCG}$ 和 $HRV_{ECG}$ 的部分测定值的差异显著。一方面原因是两种方法计算的误差没有经过足够长的数据进行消除;另外在瓦氏动作期间心率变化较快,两种方法计算的心动周期间隔在心动周期的位置不同。这表明在利用BCG进行心率变异性分析时,

时间不能太短。

另外,计算结果中 $HRV_{BCC}$ 和 $HRV_{ECC}$ 的测定值相关性均较高( $\rho > 0.81$ )这表明2种方法在心率变异性测定值的分析中的趋势是一致的。

## 5 结论

研究了心冲击图在心率变异性检测方面的应用。研究结果表明,心冲击图在心率变异性的时域、频域、非线性域的部分测定值,在5 min长度的不同生理状态下的测定结果与心电图测定值无显著性差异,表明心冲击图可以作为一种无接触心率变异性的检测手段。心冲击图可以采用站姿、卧姿和坐姿采集,因此,未来可以设计基于心冲击图的心率变异性分析装置,用于家庭心脏健康监护。

### 参考文献 (References)

[1] Giovangrandi L, Inan O T, Wiard R M, et al. Ballistocardiography: A method worth revisiting[C]//Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC. 2011 Annual International Conference of the IEEE, Boston, USA: IEEE, 2011(1): 4279-4282.

[2] Etemadi M, Inan O T, Giovangrandi L, et al. Rapid assessment of cardiac contractility on a home bathroom scale[J]. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 2011, 15(6): 864-869.

[3] 陈灏珠. 心率变异性的测定及其临床意义[J]. 临床心电学杂志, 1994, 3(4): 168-172.  
Chen Haozhu. Heart rate variability and the clinical significance[J]. Journal of Clinical Electrocardiology, 1994, 3(4): 168-172

[4] Acharya U R, Joseph K P, Kannathal N, et al. Heart rate variability: A review[J]. Medical and Biological Engineering and Computing, 2006, 44(12): 1031-1051.

[5] 孙京霞, 白延强. 心率变异分析方法的研究进展[J]. 航天医学与医学工程, 2001, 14(3): 230-234.  
Sun Jingxia, Bai Yanqiang. Research progress of methods of heart rate variability analysis[J]. Space Medicine & Medical Engineering, 2001, 14(3): 230-234.

[6] 楚东雨, 宁新宝. 心率变异性的自回归模型功率谱分析[J]. 数据采集与处理, 2000, 15(2): 259-262.  
Chu Dongyu, Ning Xinbao. PSD analysis of heart rate variability with ar model[J]. Journal of Data Acquisition & Processing, 2000, 15(2): 259-262.

[7] Kamen P W, Tonkin A M. Application of the Poincaré plot to heart rate variability: A new measure of functional status in heart failure[J]. Australian and New Zealand Journal of Medicine, 1995, 25(1): 18-26.

[8] Brennan M, Palaniswami M, Kamen P. New insights into the relationship between Poincaré plot geometry and linear measures of heart rate variability[C]//Engineering in Medicine and Biology Society, 2001. Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE, 2001(1): 526-529.

[9] Cao X, Guo H, Tang J. Heart rate extraction of ballistocardiogram based on hilbert-huang transformation[C]//World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Beijing, China: Springer Berlin Heidelberg, 2013: 619-622.

[10] Gonzalez-Landaeta R, Casas O, Pallas-Areny R. Heart rate detection from an electronic weighing scale[J]. Physiological Measurement, 2008, 29(8): 979.

[11] Mohrman D E, Heller L J. Cardiovascular physiology [M]. New York: McGraw-Hill Medical, 2002.

[12] Inan O T, Etemadi M, Wiard R M, et al. Robust ballistocardiogram acquisition for home monitoring[J]. Physiological Measurement, 2009, 30(2): 169.

(编辑 田恬)

·学术动态·



## 《知识就是力量》全新改版, 申维辰撰写卷首语

在中央领导同志的亲切关心下,经过多方的共同努力,《知识就是力量》全新改版,2014年1月正式与广大读者见面。

中国科协常务副主席、党组书记、书记处第一书记申维辰为改版的《知识就是力量》撰写卷首语“踏上科普新征程”,期望改版后的《知识就是力量》能够更多地贴近青少年读者,增强他们对科学的兴趣,成为激励和推动中国科技人才不断涌现的重要力量;改版后的《知识就是力量》能够更好地传播科学理性,弘扬科学精神。帮助公众理解科学,引导公众欣赏科学,促进公众参与科学;改版后的《知识就是力量》能够更快地成长为具有时代风格、科普特色和广泛影响力的优秀期刊,更好地运用信息技术的手段,适应读者阅读习惯的改变,为提高公民科学素质做出新的贡献。

详见中国科协网 <http://www.cast.org.cn/n35081/n35096/n10225918/15340098.html>。