



## Common Methods in the Analysis of Heart Rate Variability: A Review Study

**Mohsen Falahati**, Assistant professor, Social Determinates of Health Research Center, Saveh University of Medical Sciences, Saveh, Iran.

**Mojtaba Abbaszadeh**, School of Cognitive Science, Institute for Research in Fundamental Science (IMP) Tehran, Iran.

**Fereshteh Taheri**, Department of Occupational Health Research Center, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

**Mohammad Najafi mojre**, Master of Industrial Safety, Tehran Municipality Health, Safety and Environment Management (HSE) System, Tehran Municipality Health, Safety and Environment Management (HSE) System.

✉ **Mojtaba Zokaei**, (\*Corresponding author), Assistant professor, Social Determinates of Health Research Center, Saveh University of Medical Sciences, Saveh, Iran. [mzokaei@savehums.ac.ir](mailto:mzokaei@savehums.ac.ir)

### Abstract

**Background and aim:** Electrocardiography is one of the most useful and common tools for examining heart function. In studies in the 1960s, heart rate variability (HRV) was introduced and used as a non-invasive tool to evaluate the functions of the autonomic nervous system and other functional disorders of the heart under various conditions. In addition to the clinical applications of heart rate variability, this physiological parameter is also widely used in ergonomics and occupational health. In the study of mental workload, exposure to industrial noise, shift work, stress, and other parameters related to the workplace benefit heart rate variability. Heart rate variability is regulated by the autonomic nervous system and by the sinoatrial (SA) node. The autonomic nervous system is divided into sympathetic and parasympathetic branches, the autonomic nervous system is divided into sympathetic and parasympathetic branches, thereby affecting the heart rate and heart rate variability. Sympathetic activity tends to increase heart rate and decrease heart rate variability, while parasympathetic tend to reduce heart rate and increase heart rate variability. The most prominent component of the variable heart rate period is a respiratory arrhythmia (RSA), which is considered to be 0.15 to 0.4 Hz. The high-frequency component is only affected by parasympathetic neural activity. Another component of heart rate variability is the low-frequency (LF) component in the frequency range, 0.04 to 0.15 Hz. This component is affected by sympathetic and parasympathetic neural activity. Many computational methods have been developed for HRV analysis, each of which is associated with strengths and weaknesses. Although there may still be difficulties in interpreting this index, it provides researchers and health experts with reliable non-invasive physiological information. HRV parameters can be classified in terms of time, frequency, and nonlinear methods. The commercially available ECG equipment does not usually include HRV features due to the lack of standard diagnostic protocols. As an alternative to this commercial software, much simple, online and free, device-independent, and portable software has been developed for HRV analysis and cardiovascular research.

**Heart Rate Variability Quantification:** Heart rate variability can be measured in long-term (24 hours), short-term (5 minutes), and very short-term periods (less than 5 minutes) and can be analyzed as time-domain, frequency-domain, and non-linear.

### Keywords

Heart Rate Variability  
Autonomic nervous system  
Heart Rate  
Analysis Method

Received: 2020-03-05

Accepted: 2020-06-13

### 1. Time-domain measures

The simplest method to analyze heart rate variability is time-domain. Analysis of heart rate variability in the time-domain is performed through both statistical and geometric analysis, both of which are based on heart rate or RR intervals between successive QRS series. Using these methods, the heart rate can be assessed at any point in time or between normal consecutive sets. Statistical parameters recommended by the European Society of Cardiology and the American Society of Pacing Electrophysiology include: 1) SDNN 2) NN50 3) SDSD 4) SDANN 5) RMSSD 6) SDSD 7) NN50 count (Table 1).

**Table 1-** time-domain measures of HRV

Variable	Units	Description
1SDNN	ms	Standard deviation of all NN intervals
SDRR2	ms	standard deviation of RR interval series
SDANN	ms	Standard deviation of the averages of NN intervals in all 5 min segments of the entire recording
SDNN index	ms	Mean of the standard deviations of all NN intervals for all 5 min segments of the entire recording
pNN50	%	NN50 count divided by the total number of all NN intervals
HR Max -HR Min	bmp	The average difference between the highest and lowest HRs during each respiratory cycle
rMSSD	ms	Root mean square of successive RR interval difference
HRV triangular index		Integral of the density of the RR interval histogram divided by its height
TINN	ms	Baseline width of the RR interval histogram

<sup>1</sup> - Standard deviation of NN intervals

<sup>2</sup> - Standard deviation of RR intervals

### 2. Frequency-domain measures

Time-domain measurements information about the overall change in time series or maximum variable amplitude, but no information about periodic heart rate fluctuations. Data frequency domain analysis provides information on how power distribution is a function of frequency. According to the European Society of Cardiology, the power range of a healthy person is usually divided into four main frequency bands. The range of components used is usually: high-frequency (0.4 - 0.15 Hz), low-frequency (0.15-0.04 Hz), very low frequency (0.04 - 0.003 Hz) and infinitely low frequency (<0.003 Hz).

**Table 2-** frequency-domain measures of HRV

Variable	Units	Description
ULF power	ms <sup>2</sup>	Absolute power of the ultra-low-frequency band ( $\leq 0.003$ Hz)
VLF power	ms <sup>2</sup>	Absolute power of the very-low-frequency band (0.0033–0.04 Hz)
LF peak	Hz	Peak frequency of the low-frequency band (0.04–0.15 Hz)
LF power	ms <sup>2</sup>	Absolute power of the low-frequency band (0.04–0.15 Hz)
LF power	nu	Relative power of the low-frequency band (0.04–0.15 Hz) in normal units
LF power	%	Relative power of the low-frequency band (0.04–0.15 Hz)
HF peak	Hz	Peak frequency of the high-frequency band (0.15–0.4 Hz)
HF power	ms <sup>2</sup>	Absolute power of the high-frequency band (0.15–0.4 Hz)
HF power	nu	Relative power of the high-frequency band (0.15–0.4 Hz) in normal units
HF power	%	Relative power of the high-frequency band (0.15–0.4 Hz)
LF/HF	%	Ratio of LF-to-HF power

### 3. Nonlinear measures

The parameters commonly used in the analysis of time and frequency domain HRV are not always suitable for analysis due to the existence of various nonlinear phenomena in physiological signal parameters. Therefore, the use of nonlinear techniques is recommended. Pincus developed Approximate Entropy (ApEn) as a nonlinear complexity index to determine the random quantity of a physiological time series. Richman and Moorman developed a sample entropy (SampEn), a new family of statistics, to measure the complexity and data of clinical and experimental time series, and compared it to ApEn.

**Common heart rate analysis tools:** HRV analysis has led to the development of several commercial and non-commercial software. Most commercial equipment for heart monitoring and HR analysis includes software that depends on devices for HRV analysis, but there are also software-independent. In addition to commercial tools, several free non-commercial software have been developed.

**Kobius:** This powerful software is based on MATLAB. Kobius (version 2.1) is a free and non-commercial software for researchers and physicians (<http://kubios.uef.fi> 7). This software can analyze HRV in time-, frequency-domain, and non-linear indicators. Kobius is compatible with Windows and Linux operating systems, and supports both ECG and RR data formats, and performs the pre-processing operations required to detect QRS and correct corrections.

**gHRV:** gHRV is based on the Python programming language and performs heart rate variability analysis for a specified period of time. The software can be easily run on Windows, Apple OS X Linux, or GNU operating systems. Data and formats supported by gHRV include heart rate in WFDB and ASCII formats, (IBI (InterBeat Intervals ASCII files), heart rate monitoring in polar (common heart rate recording form), and Santo wristbands. The pre-processing step involves deleting and interpolate. Updated versions of gHRV are available for free at <http://ghrv.milegroup.net>. This website provides information on how to download, install, and use. GHRV analyzes HRV in terms of time, frequency, and nonlinear domain.

**KARDIA:** KARDIA is based on MATLAB programming language. All functions of this software are written in a single program (kardia.m) which is available for free (at <http://sourceforge.net/projects/mykardia/>). Execution of m-file requires MATLAB 7 or updated version with MATLAB signal processing toolbox. KARDIA can calculate the heart rate in any method sampled by the user by interpolating using fixed, inear, or splint methods. Linear parameters of heart rate variability in time and frequency range and nonlinear parameters can be quantified by analyzing fluctuations.

**VARVI:** VARVI is free software designed in Python programming language for HRV analysis, in response to various visual stimuli. This HRV software measures the person who is watching a video. This software has wide applications in psychiatry and psychological studies. VARVI software is available at [varvi.milegroup.net](http://varvi.milegroup.net).

**RHRV:** This software is based on R programming language for HRV statistical calculations. This programming language (R) is originally implemented in the S language and is compatible with Windows and MacOSX. Several advantages of this software are available. The data file containing the heart rate in WFDB and ASCII format is entered into the software. Software package is available for download and installation.

**ARTiiFACT:** ARTiiFACT is a MATLAB-based tool with compiler 4.13 for artifact processing and HRV analysis. ARTiiFACT has options for processing a set of data, analyzing HRV by the autoregressive and nonlinear domain model, as well as correcting respiration-related distortions, which allows raw data from the ECG to be applied bypassing the filter over, and over. Set their bypass at the appropriate critical frequency. Software, tutorials and user manuals are available for free upon request (email [tobias.kaufmann@uni-wuerzburg.de](mailto:tobias.kaufmann@uni-wuerzburg.de)).

**LabVIEW:** LabVIEW software is a design-specific operating system that provides a development environment. It can also be used to analyze heart rate variability. LabVIEW is supported by Windows, Linux GNU or Apple OSX.

**POLYAN:** POLYAN is based on MATLAB programming language and has a computing environment with the aim of excellent performance in numerical and visual calculations. The software can be easily run on Windows operating systems, Linux GNU or Apple OS X. POLYAN is a free software specifically designed for the simultaneous analysis of multiple signals (multi-parameter approach) to evaluate the performance of an Autonomic nervous system.

**aHRV:** aHRV is a commercial software developed by Nevrokard for heart rate variability analysis. The software supports data in the form of ASCII, binary files in European data format and many dedicated formats.

**Conclusion:** HRV plays an important role in assessing ANS fluctuations in healthy individuals and heart patients and promoting understanding of disease mechanisms and physiological phenomena. Currently, there are commercial or semi-commercial tools that possible simultaneous ECG recording, respiration, blood pressure. Commercially available recording systems are not usually separated by HRV analysis features. Software developers have not prioritized this because HRV is not yet included in standard diagnostic protocols. However, various developers and research groups are developing software tools tailored to their specific needs.

**Conflicts of interest:** None

**Funding:** None

#### How to cite this article:

Mohsen Falahati, Mojtaba Abbaszadeh, Fereshteh Taheri, Mohammad Najafi mojre, Mojtaba Zokaei. Common Methods in the Analysis of Heart Rate Variability: A Review Study. Iran Occupational Health. 2020 (5 Dec);17:43.

**\*This work is published under CC BY-NC-SA 3.0 licence**



## روش های رایج در تجزیه و تحلیل تغییرپذیری ضربان قلب: مطالعه مروری

**محسن فلاحتی:** استادیار، مرکز تحقیقات عوامل اجتماعی مؤثر بر سلامت، دانشکده علوم پزشکی ساوه، ساوه، ایران.  
**مجتبی عباس زاده:** پژوهشکده علوم شناختی، پژوهشگاه دانش‌های بنیادی (IPM)، تهران، ایران.  
**فرشته طاهری:** دانشجوی دکتری علوم شناختی مرکز تحقیقات بهداشت کار دانشگاه علوم پزشکی ایران، مرکز تحقیقات بهداشت کار دانشگاه علوم پزشکی ایران.  
**محمد نجفی مجره:** کارشناسی ارشد ایمنی صنعتی سامانه مدیریت بهداشت، ایمنی و محیط زیست (HSE) شهرداری تهران، سامانه مدیریت بهداشت، ایمنی و محیط زیست (HSE) شهرداری تهران.  
**مجتبی ذکائی:** \* نویسنده مسئول) استادیار، مرکز تحقیقات عوامل اجتماعی مؤثر بر سلامت، دانشکده علوم پزشکی ساوه، ساوه، ایران. mzokaei@savehums.ac.ir

### چکیده

**کلیدواژه‌ها**  
تغییرپذیری ضربان قلب  
سیستم عصبی خودمختار  
ضربان قلب  
روش‌های تجزیه و تحلیل ضربان قلب

الکتروکاردیوگرافی یکی از ابزارهای مفید و رایج در بررسی عملکرد قلب است. در مطالعات انجام شده در سال ۱۹۶۰م، تغییرپذیری ضربان قلب (HRV)، به‌عنوان ابزاری غیرتهاجمی برای بررسی عملکردهای سیستم خودمختار قلبی و دیگر اختلالات عملکردی قلب در شرایط مختلف معرفی و استفاده شد. علاوه بر کاربردهای بالینی تغییرپذیری ضربان قلب، این پارامتر فیزیولوژیک در حوزه ارگونومی و بهداشت حرفه‌ای نیز کاربردهای فراوانی دارد. در مطالعه بارکار ذهنی، مواجهه با صدای محیط کار، نوبت کاری، استرس و دیگر پارامترهای مرتبط با محیط کار از تغییرپذیری ضربان قلب بهره می‌گیرند. تغییرپذیری ضربان قلب تحت تأثیر سیستم عصبی خودمختار و به‌وسیله گره سینوسی تنظیم می‌شود. سیستم عصبی خودمختار به شاخه‌های سمپاتیک و پاراسمپاتیک تقسیم می‌شود و تأثیرات آن‌ها بر ضربان قلب و تغییرپذیری ضربان قلب کاملاً ثابت شده است. فعالیت سمپاتیک تمایل به افزایش ضربان قلب و کاهش تغییرپذیری ضربان قلب دارد؛ درحالی که پاراسمپاتیک تمایل به کاهش ضربان قلب و افزایش تغییرپذیری ضربان قلب دارد. بارزترین مؤلفه دوره ای تغییرپذیری ضربان قلب، آریتمی سینوس تنفسی (RSA) است که از ۰/۱۵ تا ۰/۴ هرتز در نظر گرفته می‌شود. مؤلفه فرکانس بالا تنها تحت تأثیر فعالیت عصبی پاراسمپاتیک است. یکی دیگر از مؤلفه‌های تغییرپذیری ضربان قلب، مؤلفه فرکانس پایین (LF) در رنج فرکانسی، ۰/۰۴ تا ۰/۱۵ هرتز است. این مؤلفه تحت تأثیر فعالیت عصبی سمپاتیک و پاراسمپاتیک است. روش‌های محاسباتی بسیاری برای تجزیه و تحلیل HRV توسعه داده شده اند که هر یک از این روش‌ها با قوت‌ها و ضعف‌هایی همراه هستند. اگرچه ممکن است در تفسیر این شاخص همچنان دشواری‌هایی وجود داشته باشد، این ابزار، با یک رویکرد غیرتهاجمی اطلاعات فیزیولوژیکی قابل اطمینان را در اختیار محققان، پزشکان و کارشناسان بهداشت و درمان قرار می‌دهد. پارامترهای HRV را می‌توان در حوزه های زمان، فرکانس و روش‌های غیر خطی طبقه بندی کرد. تجهیزات تجاری در دسترس ECG، معمولاً به‌دلیل نبود پروتکل‌های تشخیصی استاندارد شامل ویژگی‌های HRV نیستند. به‌عنوان جایگزین این نرم‌افزارهای تجاری، بسیاری از نرم‌افزارهای ساده، آنلاین و رایگان، مستقل از دستگاه و قابل حمل برای تجزیه و تحلیل HRV و تحقیقات قلبی عروقی تهیه شده‌اند. از مهم‌ترین ابزارهای تجزیه و تحلیل ضربان قلب می‌توان به کوبیوس، VARVI، KARDIA، gHRV، ARTiFACT و RHRV اشاره کرد.

در این مقاله خلاصه ای از روش‌های تجزیه و تحلیل HRV بررسی شده است که برای محققان و متخصصان علاقه‌مند به مطالعه عملکرد قلب و عروق از جمله متخصصان قلب عروق، ارگونومی، طب ورزش، فیزیولوژی و دیگر رشته‌های مرتبط مفید است.

**تعارض منافع:** گزارش نشده است.

**منبع حمایت کننده:** ندارد.

شیوه استناد به این مقاله:

Mohsen Falahati, Mojtaba Abbaszadeh, Fereshteh Taheri, Mohammad Najafi mojre, Mojtaba Zokaei. Common Methods in the Analysis of Heart Rate Variability: A Review Study. Iran Occupational Health. 2020 (5 Dec);17:43

## مقدمه

ضربان قلب از الکتروکاردیوگرام<sup>۱</sup> که منعکس کننده فعالیت (الکتریکی) قلب است، به دست می آید. از این نظر ضربان قلب (HR) تعداد ضربان قلب در یک بازه زمانی معین معمولاً یک دقیقه است؛ در حالی که میانگین دوره قلب یا فاصله بین ضربان (IBI) میانگین مدت زمان ضربان قلب در آن دوره است. در همین راستا محققان حوزه ارگونومی و بهداشت حرفه‌ای به منظور ارزیابی تلاش ذهنی، از شاخص‌های استخراج شده از ضربان قلب در مطالعات خود استفاده می‌کنند. تغییرات الگوی پاسخ قلبی عروقی در بسیاری از مطالعات در بررسی تلاش ذهنی مورد توجه بوده است. در این مطالعات، با افزایش HR و فشارخون و کاهش HRV و تغییرات در تمام باندهای فرکانس مشاهده می‌شود. الگوی پاسخ‌های قلبی عروقی به بارکار ذهنی به‌عنوان واکنش دفاعی قابل بررسی است و عمدتاً در مطالعات آزمایشگاهی با استفاده از طراحی فعالیت‌های کوتاه مدت بررسی می‌گردد. یک یافته مهم تجربی این است که باند فرکانس متوسط حساس‌ترین اندازه برای تغییرات در تلاش ذهنی است. (۱)

الکتروکاردیوگرافی<sup>۲</sup> (ECG) ابزاری مؤثر و مفید در تشخیص بیماری و تجزیه و تحلیل عملکرد قلب است. اصولاً امواج قلبی از طریق چند الکتروود متصل به بدن فرد ثبت می‌شود. به‌طور کلی دامنه فرکانس امواج ECG از ۰/۰۵ تا ۱۲۵ هرتز است و دامنه دینامیکی آن از ۱ تا ۱۰ میلی ولت است. (۲-۴) مورفولوژی سیگنال ECG حتی در افراد سالم متفاوت است و برای هر فرد منحصر به خود اوست. (۵) دوره‌های زمانی در نوار قلب که فواصل RR نیز نامیده می‌شود، معادل مدت زمان بین یک قله R از مجموعه QRS تا قله R بعدی در مجموعه QRS تعریف می‌شود. تغییر مدت زمان این فواصل، پویا و غیرخطی است و در متون تخصصی به‌عنوان تغییرپذیری ضربان قلب شناخته می‌شود. (۶-۷)

در سال‌های گذشته، پزشکان معتقد بودند قلب دارای میزان ثابتی از ضربان است. بعد از توسعه فناوری و اندازه‌گیری دقیق‌تر از ضربان قلب<sup>۳</sup> (HR)، متخصصان متوجه تغییرپذیری فاصله زمانی بین دو ضربان شدند؛ از این رو تغییرپذیری ضربان قلب (HRV)، به‌عنوان

تغییرات بین ضربان‌های متوالی، (فواصل R-R) در الکتروکاردیوگرام تعریف شد. این متغیر در واقع تعامل بین فعالیت‌های سمپاتیک و پاراسمپاتیک سیستم عصبی خودمختار (ANS) را کمی‌سازی می‌کند. (۷) در حالت استراحت، ضربان قلب طبیعی برای بزرگسالان از ۶۰ تا ۱۰۰ ضربان در دقیقه در فواصل منظم است؛ با این حال، ضربان قلب ثابت نیست و تغییرات آن به‌عنوان ابزاری برای سازگاری عوامل استرس داخلی و خارجی ارائه می‌شود. (۸-۹) تغییرپذیری ضربان قلب یک نشانگر غیرتهاجمی برای بیان مقدار کل تغییرات هر دو فواصل ضربان قلب و RR است. تجزیه و تحلیل تغییرپذیری ضربان قلب نشان‌دهنده تعامل مؤلفه‌های سمپاتیک و واگلی دستگاه عصبی خودمختار در گره سینوس قلب است. این تجزیه و تحلیل را می‌توان به‌صورت زمان محور، فرکانس محور و شاخص‌های غیرخطی ضربان قلب انجام داد. (۱۰) روش زمان محور شامل برآورد متغیرهایی از قبیل انحراف معیار فواصل NN (SDNN)، ریشه میانگین مجموع مربعات اختلاف بین فواصل NN مجاور (rMSSD)، درصد تعداد جفت فواصل NN مجاور متفاوت با بیش از ۵۰ میلی ثانیه (pNN50). پارامترهای تغییرپذیری ضربان قلب، دامنه زمانی فاقد توانایی تمایز بین سهم سمپاتیک و پاراسمپاتیک HRV هستند. روش‌های تحلیل طیفی با توجه به این محدودیت ارائه شدند. (۱۱-۱۳)

سیستم قلبی عروقی شامل زیرسیستم‌های مختلفی است که خصوصیات قطعی و تصادفی غیرخطی را نشان می‌دهد؛ در نتیجه توالی زمانی فاصله RR اغلب بسیار غیرخطی، تصادفی و پیچیده است. به همین دلیل اندازه‌گیری زمان و فرکانس تغییرپذیری ضربان قلب ممکن است نتواند دقیق تشخیص داده شود؛ اما تغییرات مهمی در تغییرپذیری ضربان قلب تشخیص می‌دهد؛ بنابراین روش‌های غیرخطی برای تعیین کمیت دینامیکی نوسانات ضربان قلب توسعه داده شده‌اند. امروزه تجهیزات مانیتورینگ قابلیت‌های خود را گسترش داده و نرم‌افزارهای خاصی برای تجزیه و تحلیل تغییرپذیری ضربان قلب در حال ظهور هستند. بیشتر ابزارهای نرم‌افزاری رایگان، تجزیه و تحلیل تغییرپذیری ضربان قلب را در حوزه زمان و فرکانس ارائه می‌دهند. (۱۴-۱۶) برخی از آن‌ها شامل یک رابط کاربری گرافیکی هستند و توسط طیف گسترده‌ای از کاربران قابل استفاده‌اند. برخی از توسعه‌دهندگان ابزارهای خود را بدون مشخص کردن بستر اجرایی یا زبان اجرایی

1 . Electrocardiogram.  
2 . Electrocardiography  
3 . Heart Rate

**جدول ۱ - مؤلفه‌های زمان‌محور در تجزیه و تحلیل HRV**

توصیف	واحد	پارامتر
انحراف معیار از فواصل NN	ms	SDNN <sup>1</sup>
انحراف معیار از فواصل RR	ms	SDRR <sup>2</sup>
انحراف معیار از فواصل متوسط NN برای هر بخش ۵ دقیقه‌ای از ثبت ۲۴ ساعته HRV	ms	SDANN
میانگین انحراف استاندارد از همه فواصل NN برای هر بخش ۵ دقیقه‌ای از ثبت ۲۴ ساعته HRV	ms	SDNN index
درصد فواصل RR متوالی که بیش از ۵۰ میلی ثانیه متفاوت است	%	pNN50
حداکثر و حداقل ضربان قلب	bpm	HR Max –HR Min
ریشه میانگین مجموع مربعات اختلاف بین فواصل متوالی R-R	ms	rMSSD
انتگرال چگالی هیستوگرام فاصله RR تقسیم بر ارتفاع آن		HRV triangular index
پهنای هیستوگرام فاصله RR	ms	TINN

<sup>1</sup> Standard deviation of NN intervals

<sup>2</sup> Standard deviation of RR intervals

مقادیر کوتاه‌مدت و خیلی کوتاه‌مدت با مقادیر ۲۴ ساعت قابل جایگزینی یکدیگر نیستند. معمولاً تغییرپذیری ضربان قلب با چهار روش تجزیه و تحلیل می‌شود: زمان‌محور، فرکانس‌محور، فرکانس - زمان‌محور و روش های غیرخطی. (۱۷)

#### زمان‌محور

نوسانات ضربان قلب به کمک برخی روش‌ها کمی‌سازی می‌شود. شاید ساده‌ترین روش، اندازه‌گیری زمان‌محور باشد. تجزیه و تحلیل تغییرپذیری ضربان قلب در محور زمان از دو طریق تجزیه و تحلیل آماری و هندسی انجام می‌پذیرد که هر دو بر فواصل ضربان قلب یا RR بین مجموعه‌های متوالی QRS نرمال استوار هستند. با استفاده از این روش‌ها ضربان قلب در هر نقطه از زمان یا بین مجموعه‌های متوالی نرمال قابل ارزیابی است.

شاخص‌های آماری توصیه‌شده توسط انجمن قلب و عروق اروپا و انجمن آمریکای شمالی<sup>۱</sup> شامل:

۱. SDNN
  ۲. NN50
  ۳. SDRR
  ۴. SDANN
  ۵. RMSSD
  ۶. SDSD
  ۷. NN50 count (جدول ۱) است.
- یکی دیگر از معیارهای زمان‌محور تغییرپذیری ضربان قلب، HRV Triangular Index (HTI) است. این شاخص یک اندازه‌گیری هندسی براساس ثبت ۲۴ ساعت است و از انتگرال چگالی هیستوگرام فاصله RR تقسیم بر ارتفاع آن (۱۸) محاسبه می‌شود.

توصیف می‌کنند. در میان معدود محیط‌های خاص برای تجزیه و تحلیل تغییرپذیری ضربان قلب، بسیاری از ابزارها اختصاصی هستند و برای اهداف تحقیق در حوزه عمومی در دسترس نیستند.

در این مقاله سعی شده است ویژگی‌ها و محدودیت‌های ابزارهای نرم‌افزاری رایگان و در دسترس برای تجزیه و تحلیل تغییرپذیری ضربان قلب در حوزه زمان، فرکانس و غیرخطی بررسی شود. محققان حوزه‌های بهداشت حرفه‌ای، ارگونومی، فیزیولوژی ورزش، روان‌شناسی و دیگر رشته‌های مرتبط می‌توانند با بهره‌گیری از این مطالعه ابزار مناسب برای پژوهش‌های خود را انتخاب کنند. لازم است یادآوری شود تعداد نرم‌افزارها و برنامه‌های متنوعی در سراسر دنیا برای تجزیه و تحلیل ضربان قلب وجود دارد؛ اما در این مطالعه نرم‌افزارها و برنامه‌های رایگان معرفی شده‌اند و همچنین سهولت دسترسی و سادگی کار با نرم‌افزار نیز مورد توجه نویسندگان بوده است.

#### کمیات تغییرپذیری ضربان قلب

اندازه‌گیری تغییرپذیری ضربان قلب در بازه زمانی بلندمدت (۲۴ ساعت)، کوتاه‌مدت (۵ دقیقه) و خیلی کوتاه‌مدت (کمتر از ۵ دقیقه) به صورت زمان‌محور، فرکانس‌محور و غیرخطی انجام می‌شود. (۱۲) از آنجایی که دوره‌های ثبت امواج قلبی در بازه زمانی طولانی‌تر، فرایندهایی را با نوسانات کندتر (برای مثال ریتم‌های شبانه‌روزی) و پاسخ سیستم قلبی-عروقی به طیف وسیع‌تری از محرک‌ها و رویدادهای محیطی دربر دارد،

1 European Society of Cardiology and North American Society of Pacing Electrophysiology

جدول ۲- مؤلفه‌های فرکانس محور در تجزیه و تحلیل HRV

توصیف	واحد	پارامتر
توان مطلق باند با فرکانس فوق‌العاده کم (کمتر از ۰/۰۳ هرتز)	ms <sup>2</sup>	ULF power
توان مطلق باند با فرکانس خیلی کم (۰/۰۳ تا ۰/۰۴ هرتز)	ms <sup>2</sup>	VLF power
فرکانس حداکثر باند با فرکانس کم (۰/۰۴ تا ۰/۱۵ هرتز)	Hz	LF peak
توان مطلق باند با فرکانس کم (۰/۰۴ تا ۰/۱۵ هرتز)	ms <sup>2</sup>	LF power
توان نسبی باند با فرکانس کم (۰/۰۴ تا ۰/۱۵ هرتز) در واحد نرمال	nu	LF power
توان نسبی باند با فرکانس کم (۰/۰۴ تا ۰/۱۵ هرتز)	%	LF power
فرکانس حداکثر باند با فرکانس زیاد (۰/۱۵ تا ۰/۴ هرتز)	Hz	HF peak
توان مطلق باند با فرکانس زیاد (۰/۱۵ تا ۰/۴ هرتز)	ms <sup>2</sup>	HF power
توان نسبی باند با فرکانس زیاد (۰/۱۵ تا ۰/۴ هرتز) در واحد نرمال	nu	HF power
توان نسبی باند با فرکانس زیاد (۰/۱۵ تا ۰/۴ هرتز)	%	HF power
نسبت توان فرکانس کم به فرکانس زیاد	%	LF/HF

در جدول ۲ آمده است.

اندازه گیری HRV که در ابتدا مورد بحث قرار گرفت، مبتنی بر روش های فرکانس محور است. مشکل اصلی در پردازش فرکانس سری فواصل RR و رفتار غیر ثابت ضربان قلب است. ضربان قلب حتی در یک فرد سالم معمولاً در زمان متغیر است. این بی ثبات در ریتم های غیر طبیعی قلبی شدیدتر می شود؛ بنابراین تکنیک های تخمین طیفی معمولی برای آنالیز سیگنال ضربان قلب که اجزای فرکانس آن به سرعت با زمان تغییر می کند، مناسب نیستند. مشکل مربوط به تخمین زمان متغیر بودن سیگنال در حال حاضر به منبع تحقیقات مبدل شده است. در این راستا توزیع Wigner-Ville و تبدیل موجک توزیع توان فرکانس زمانی قدرتمندی است که زمان و فرکانس با وضوح عالی و سایر خصوصیات را ارائه می دهد؛ به طوری که از آن در بسیاری از زمینه های پردازش سیگنال مانند گفتار، لرزه نگاری و... استفاده می شود. (۸)

اندازه گیری های غیرخطی

پارامترهایی که معمولاً در تجزیه و تحلیل حوزه زمان و فرکانس HRV مورد استفاده قرار می گیرند، به دلیل وجود پدیده های غیرخطی متنوع در پارامترهای سیگنال فیزیولوژیکی، همیشه برای تجزیه و تحلیل مناسب نیستند؛ بنابراین استفاده از تکنیک های غیرخطی پیشنهاد می شود. پینکوس<sup>۵</sup> آنتروپی تقریبی<sup>۶</sup> را به عنوان یک شاخص پیچیدگی غیرخطی برای تعیین کمیت

فرکانس محور

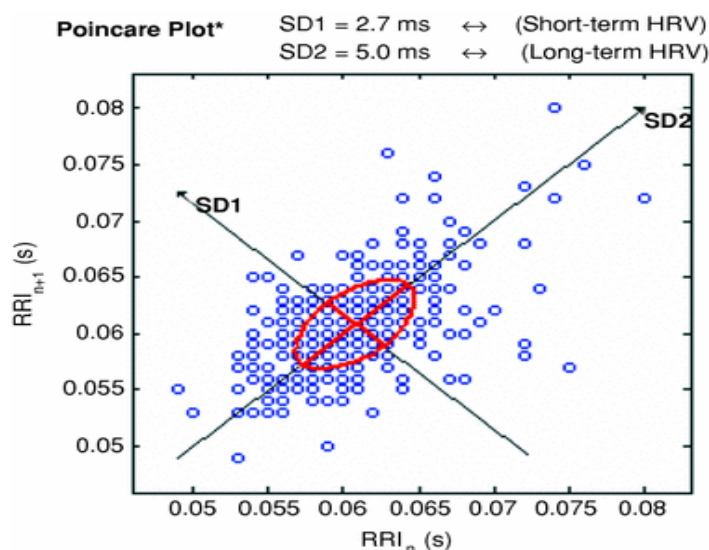
اندازه گیری های زمان محور اطلاعات را در مورد تغییر کلی در سری زمان یا حداکثر دامنه متغیر منتقل می کند؛ اما هیچ اطلاعاتی در مورد نوسانات دوره ای ضربان قلب ندارد. تجزیه و تحلیل دامنه فرکانس اطلاعاتی در مورد نحوه توزیع توان به عنوان تابعی از فرکانس ارائه می دهد. طبق توصیه های انجمن قلب و عروق اروپا، طیف توان یک فرد سالم معمولاً به چهار باند اصلی فرکانس تقسیم می شود. دامنه طیف اجزای مورد استفاده معمولاً عبارتند از: مؤلفه فرکانس بالا (HF<sup>1</sup>) با فرکانس ۰/۴ - ۰/۱۵ هرتز، مؤلفه فرکانس پایین (LF<sup>2</sup>) با فرکانس ۰/۱۵ - ۰/۰۴ هرتز، مؤلفه خیلی پایین (VLF<sup>3</sup>) با فرکانس ۰/۰۴ - ۰/۰۳ هرتز و مؤلفه فرکانس بی نهایت پایین (ULF<sup>4</sup>) با فرکانس ۰/۰۳ < هرتز. توان کل در باند فرکانسی از ۰-۰/۵ هرتز با مساحت کل زیر منحنی طیفی توان نشان داده می شود. توان به عنوان انرژی سیگنال در یک باند فرکانس تعریف می شود. اندازه گیری فرکانس محور را می توان با توان مطلق یا نسبی بیان کرد. توان مطلق از طریق متر \* مجذور سرعت تقسیم بر هرتز (ms<sup>2</sup> / Hz) محاسبه می شود. توان نسبی به عنوان درصد کل توان HRV یا در واحد عادی (nu) تخمین زده می شود. نسبت بین اجزای LF و HF (نسبت LF/HF) نشان دهنده تعادل سمپاتو - واگ نوسان ضربان قلب است. (۱۲، ۱۹) مؤلفه های فرکانس محور در تجزیه و تحلیل تغییر پذیری ضربان قلب

- 1 High-frequency
- 2 Low-frequency
- 3 Very low-frequency
- 4 Ultra low-frequency

5 . Pincus

6 . ApEn





شکل ۱- پلات Poincare

### جدول ۳- مؤلفه‌های غیرخطی در تجزیه و تحلیل HRV

توصیف	واحد	پارامتر
مساحت بیضی‌شکلی که بیانگر HRV کل است.	ms	S
انحراف استاندارد پلات Poincare عمود بر خط مربوط به بازه‌های زمانی R-R	ms	SD1
انحراف استاندارد پلات Poincare در امتداد خط مربوط به بازه‌های زمانی R-R	ms	SD2
نسبت SD1/SD2	%	SD1/SD2
آنتروپی تقریبی، از اندازه‌گیری نظم و پیچیدگی یک سری زمان حاصل می‌شود.	-	ApEn <sup>3</sup>
آنتروپی نمونه، اندازه‌گیری با خطای کمتر و قابلیت اطمینان بیشتری از نظم و پیچیدگی یک سری زمان را فراهم می‌کند.	-	SampEn <sup>4</sup>
نوسانات کوتاه‌مدت را توصیف می‌کند.	-	DFA <sup>5</sup> α1
نوسانات بلندمدت را توصیف می‌کند.	-	DFA α2
حداقل تعداد متغیرهای مورد نیاز برای ساختن یک مدل پویایی سیستم را تخمین می‌زند.	-	D2

<sup>3</sup> Approximate entropy

<sup>4</sup> Sample entropy

<sup>5</sup> Detrended fluctuation analysis

آتروپین کاهش می‌یابد و بیشتر در حین ورزش پس از مهار کامل پاراسمپاتیک کم می‌شود که نشان می‌دهد SD2 تحت تأثیر فعالیت‌های پاراسمپاتیک قرار دارد. مؤلفه‌های اندازه‌گیری‌های غیرخطی در تجزیه و تحلیل HRV در جدول ۳ آمده است.

نمودار Poincare از طریق ترسیم هر بازه R-R در برابر بازه قبلی و ایجاد یک نقشه پراکندگی فواصل R-R رسم می‌شود. تجزیه و تحلیل نمودار Poincare به محققان اجازه می‌دهد تا الگوهای دیداری موجود در یک سری زمان را جست‌وجو کنند (دنباله‌ای از مقادیر اندازه‌گیری‌های پی‌درپی). برخلاف اندازه‌گیری دامنه فرکانس، تجزیه و تحلیل نمودار Poincare نسبت به تغییرات فواصل R-R

تصادفی سری زمانی فیزیولوژیکی توسعه داد. ریچمن و مورمن<sup>۱</sup> آنتروپی نمونه<sup>۲</sup>، یک خانواده جدید از آمار را برای اندازه‌گیری پیچیدگی و داده‌های سری زمانی بالینی و آزمایشی توسعه دادند و آن را با ApEn مقایسه کردند. (۲۰)

تغییرپذیری طولانی‌مدت (SD1) مشتق شده از پلات‌های Poincare (شکل ۱) به عنوان نشانگر فعالیت واگ در نظر گرفته می‌شود؛ زیرا SD1 نیز با وضعیت ایستاده کاهش می‌یابد و در حین ورزش در افراد سالم کم می‌شود. تغییرپذیری کوتاه‌مدت (SD2) در طول تجویز

1 . Richman and Moorman

2 . SampEn

فایل‌های باینری<sup>۳</sup>، داده‌های اروپایی<sup>۴</sup>، داده‌های عمومی<sup>۵</sup> فایل‌های text<sup>۶</sup> هستند. نتایج تجزیه و تحلیل HRV می‌تواند به‌عنوان یک فایل text (ASCII) قابل وارد شدن در MS Excel) ذخیره شود. نتایج آنالیز تغییرپذیری ضربان قلب با استفاده از بسته نرم‌افزاری کوبیوس به‌صورت فایل Matlab MAT یا فرمت PDF. خواهد بود. (۲۲)

### gHRV

gHRV مبتنی بر زبان برنامه‌نویسی پایتون است و تجزیه و تحلیل تغییرپذیری ضربان قلب را برای یک بازه زمانی مشخص انجام می‌دهد. این نرم‌افزار را می‌توان به‌راحتی بر روی سیستم‌عامل‌های ویندوز، لینوکس جی ان یو یا اپل او اس ایکس اجرا کرد. داده‌ها و فرمت‌های قابل پشتیبانی توسط gHRV پشتیبانی شامل ضربان قلب در قالب‌های WFDB و ASCII، (InterBeat Intervals) IBI فایل‌های ASCII، پایش ضربان قلب به‌صورت قطبی (شکل رایج ثبت ضربان قلب) و مچ‌بندهای سانتو هستند. مرحله پیش‌پردازش شامل حذف و درون‌یابی فاصله است. نسخه‌های به‌روزشده gHRV به‌صورت رایگان در <http://ghrv.milegroup.net> در دسترس است. در این وب‌سایت اطلاعات مربوط به شیوه‌دانلود، نصب و استفاده تشریح شده است. gHRV، HRV را در حوزه زمان، فرکانس و دامنه غیرخطی تجزیه و تحلیل می‌کند. (۲۳)

gHRV یک نرم‌افزار گرافیکی ساده و کاربردی است و به‌منظور به حداقل رساندن خطاها و مشکلات عملکردی در آن تعامل لازم برقرار شده است. قابلیت مهم gHRV امکان تمایز علائم مختلف (آپنه، ایسکمی و...)، ایجاد یا اضافه کردن قسمت‌های جدید یا حذف موارد موجود و دستیابی به تکامل زمانی توان در باندهای فرکانسی است. ویژگی‌های اصلی gHRV عبارت‌اند از:

۱. ضربان قلب: بارگذاری و صدور پرونده، فیلتر خودکار، فیلتر دستی و درون‌یابی؛
۲. قسمت‌ها: بارگذاری پرونده، حذف همه قسمت‌ها و ویرایش؛
۳. تکامل ابزار: تکامل زمانی توان در باند فرکانس و پارامترهای غیرخطی و زمانی؛
۴. پلات Poincaré: نمایندگی از پلات‌های Poincaré از فاصله‌های RR. (۲۳)

حساسیت ندارد. (۲۱) پلات Poincaré با قرار دادن یک بیضی در نقاط ترسیم‌شده تجزیه و تحلیل می‌شود. بعد از قرار دادن منحنی بیضی، سه اندازه‌گیری غیرخطی شامل S، SD1 و SD2 به‌دست می‌آید. مساحت بیضی که بیانگر HRV (کل) است با حساسیت بارورفلکس (BRS)، توان LF و HF و RMSSD ارتباط دارد. (۴)

### ابزارهای رایج تجزیه و تحلیل ضربان قلب

تجزیه و تحلیل HRV منجر به توسعه چندین نرم‌افزار تجاری و غیرتجاری شده است. اغلب تجهیزات تجاری پایش قلب و تجزیه و تحلیل HR شامل نرم‌افزارهایی است که به دستگاه‌هایی برای آنالیز HRV وابسته هستند؛ اما نرم‌افزارهای مستقل از دستگاه نیز وجود دارد. علاوه بر ابزارهای تجاری، چندین نرم‌افزار غیرتجاری رایگان نیز توسعه یافته است.

### کوبیوس<sup>۱</sup>

نرم‌افزار کوبیوس یک نرم‌افزار پیشرفته، با کاربری آسان در تجزیه و تحلیل تغییرپذیری ضربان قلب است. این نرم‌افزار از چندین فرمت برای داده‌های ورودی پشتیبانی می‌کند. از مهم‌ترین ویژگی‌های این نرم‌افزار می‌توان به موارد زیر اشاره کرد:

۱. محیط گرافیکی این نرم‌افزار بسیار ساده و قابل فهم است و به‌راحتی می‌توان از آن استفاده کرد.
۲. این نرم‌افزار قابلیت خواندن فرمت‌های مختلف از امواج قلبی را داراست.
۳. دارای ابزاری برای حذف نویزهای مربوط به فواصل R-R است. (۲۲)

این نرم‌افزار قدرتمند برپایه زبان برنامه‌نویسی متلب است. کوبیوس (نسخه ۲،۱) یک نرم‌افزار رایگان و غیرتجاری برای استفاده محققان و پزشکان است (<http://kubios.uef.fi>). این نرم‌افزار می‌تواند HRV را در شاخص‌های زمان‌محور، فرکانس‌محور و غیرخطی تجزیه و تحلیل کند. کوبیوس با سیستم‌عامل‌های ویندوز و لینوکس سازگار است و از دو فرمت داده ECG و RR پشتیبانی می‌کند و عملیات پیش‌پردازش لازم برای تشخیص QRS و تصحیح درست نماها را انجام می‌دهد. قالب‌های سیگنال ورودی پشتیبانی‌شده توسط کوبیوس

1 . Kubios

2 . Artifact

3 . Acq  
4 . Edf  
5 . Gdf  
6 . AscII

## KARDIA

ویدئو نمایش داده شده بر روی صفحه نمایش؛  
۳. امکان تهیه فیلم به صورت ازپیش تعیین شده یا تصادفی در هر بار اجرای برنامه؛  
۴. ضبط سیگنال ضربان قلب و داده های مربوط به هر فیلم (زمان، مدت و برچسب) با فرمتی سازگار با دیگر برنامه های کاربردی برای تجزیه و تحلیل HRV. (۲۵)  
این نرم افزار کاربردهای گسترده ای در روان پزشکی و مطالعات روان شناسی دارد. نرم افزار VARVI در [varvi.milegroup.net](http://varvi.milegroup.net) در دسترس است. نیازی به نصب نرم افزار نیست؛ اما به دنبال برنامه ازپیش نصب شده مورد نیاز است:

- پلت فرم لینوکس در کامپیوتر شما قابل اجرا باشد؛
- پخش کننده (<http://www.mplayerhq.h>) برای پخش فیلم؛
- نیازمند برقراری ارتباط با کتابخانه های PyBluez باند قطبی (<http://pybluez.googlecode.com>) WearLink

## RHRV

این نرم افزار مبتنی بر زبان برنامه نویسی R برای محاسبات آماری HRV است. این زبان برنامه نویسی (R) در اصل در زبان S اجرا می شود و با ویندوز و سیستم عامل های مک اوس<sup>۶</sup> سازگار است. از مزیت های این نرم افزار نمودارهای متعدد در دسترس است. فایل داده های حاوی موقعیت ضربان قلب در قالب WFDB و ASCII وارد نرم افزار می شود و برای دانلود و نصب، بسته نرم افزاری در دسترس است. (۷)

## ARTiiFACT

ARTiiFACT ابزاری مبتنی بر متلب ۲۰۰۹ با کامپایلر ۱۳،۴ برای پردازش ارتیفکت ها و تجزیه و تحلیل HRV است. اگرچه در محیط اختصاصی متلب نوشته شده است، مجوز متلب شرط لازم برای اجرای نرم افزار نیست. نرم افزار، آموزش و کتابچه راهنمای کاربر به صورت رایگان در صورت درخواست (ایمیل [tobias.kaufmann@uni-wuerzburg.de](mailto:tobias.kaufmann@uni-wuerzburg.de)) در دسترس است و برای بارگیری در آدرس زیر نیز موجود است:  
[http://www.artiifact.de/download/C\\_ARTiiFACT/ARTiiFACT\\_V2.01/](http://www.artiifact.de/download/C_ARTiiFACT/ARTiiFACT_V2.01/)

ARTiiFACT دارای گزینه هایی برای پردازش

6 . MacOSX

KARDIA (در یونانی به معنای قلب) مبتنی بر زبان برنامه نویسی متلب است. همه توابع این نرم افزار در یک برنامه واحد نوشته شده اند<sup>۱</sup> که به صورت رایگان (در آدرس <http://sourceforge.net/projects/mykardia/>) در دسترس است. اجرای m-پرونده به متلب ۷ یا نسخه به روز شده با جعبه ابزار پردازش سیگنال متلب نیاز دارد. KARDIA می تواند ضربان قلب، در هر روش نمونه گیری شده توسط کاربر را به وسیله درون یابی از طریق روش های ثابت، خطی یا اسپلین<sup>۲</sup> محاسبه کند. پارامترهای خطی تغییرپذیری ضربان قلب در دامنه زمان و فرکانس و پارامترهای غیر خطی با تجزیه و تحلیل نوسانات قابل کمی سازی هستند. (۲۴)

مزیت اصلی KARDIA در مقایسه با دیگر برنامه ها، ظرفیت آن برای تجزیه و تحلیل هم زمان چندین مجموعه داده، محاسبه میانگین کل در بین افراد و شرایط آزمایشی و تولید نتایج تحلیلی است که به طور مستقیم توسط نرم افزارهای مرتبط قابل تجزیه و تحلیل آماری است؛ علاوه بر این، KARDIA تجزیه و تحلیل پاسخ قلبی فازی<sup>۳</sup> (PCR) را بر اساس کدهای رویداد مربوط به محرک های خارجی ارائه شده در شرایط آزمایشگاهی انجام می دهد. (۲۴) یکی دیگر از مهم ترین مزایای KARDIA نسبت به دیگر نرم افزارهای موجود برای آنالیز IBI، قابلیت بارگذاری داده های بسیاری از افراد به طور هم زمان از طریق GUI<sup>۴</sup> و محاسبه میانگین پاسخ قلبی فازی و تغییرپذیری ضربان قلب در همه افراد است. (۲۴)

## VARVF<sup>5</sup>

VARVI یک برنامه نرم افزاری رایگان است که به زبان پایتون برای تجزیه و تحلیل HRV در پاسخ به محرک های دیداری مختلف طراحی شده است. این نرم افزار HRV فردی را که در حال تماشا کردن یک ویدئو است اندازه گیری می نماید. (۲۵) دیگر قابلیت های ویژه این نرم افزار عبارتند از:

۱. ثبت سیگنال ضربان قلب از یک مدل خاص از سنسور، بند سینه Polar Wear Link با اتصال بلوتوث؛
۲. قابلیت هماهنگ سازی (هم زمانی) بین ضربان قلب و

1 . Kardia.m

2 . Spline

3 . Phasic cardiac responses

4 . Graphical user interface

5 . Variability of the heart rate in response to Visual stimuli

خودمختار طراحی شده است. این نرم‌افزار می‌تواند تغییرپذیری ضربان قلب را در هر دو زمان و فرکانس اندازه‌گیری کند و تفسیر نتایج را با ارائه نمودارهای دقیق تسهیل کند. استفاده از زبان متلب باعث انعطاف‌پذیری و سهولت در گسترش این نرم‌افزار شده است.

#### aHRV

aHRV یک نرم‌افزار تجاری است که توسط Nevrokard برای آنالیز تغییرپذیری ضربان قلب تهیه شده است. (۲۹) این نرم‌افزار داده‌ها را در قالب فایل‌های ASCII، باینری در فرمت داده اروپا و بسیاری از فرمت‌های اختصاصی پشتیبانی می‌کند. نسخه‌های پیشرفته aHRV شامل موارد زیر است: تجزیه و تحلیل ECG با تقسیم LT-HRV یا غربالگری آپنه خواب توسط OSAS. این نرم‌افزار برای تجزیه و تحلیل دامنه‌ی زمان و فرکانس دارای تعامل کاربرپسند است.

### نتیجه‌گیری

HRV پتانسیل قابل توجهی برای ارزیابی نقش نوسانات ANS در افراد سالم و بیماران قلبی و ارتقای درک مکانیسم‌های بیماری و پدیده‌های فیزیولوژیکی دارد. در حال حاضر، تجهیزات تجاری یا نیمه تجاری وجود دارد که ضبط هم‌زمان ECG، تنفس، فشارخون و غیره را ممکن می‌سازد. سیستم‌های ثبت و ضبط ECG در دسترس تجاری معمولاً با ویژگی‌های آنالیز HRV جداسازی نمی‌شوند؛ زیرا توسعه‌دهندگان نرم‌افزار این مسئله را در اولویت قرار نداده‌اند و HRV هنوز در پروتکل‌های تشخیصی استاندارد گنجانده نشده است. با این حال توسعه‌دهندگان مختلف و گروه‌های تحقیقاتی ابزارهای نرم‌افزاری خود را متناسب با نیازهای خاص خود توسعه می‌دهند.

نویسندگان این مقاله استفاده از نرم‌افزار رایگان کوبیوس را برای انجام آنالیز ضربان قلب در هر سه حوزه‌ی زمان، فرکانس و آنالیز غیرخطی توصیه می‌کنند؛ زیرا این نرم‌افزار ضمن سهولت دسترسی رایگان دارای محیط کار بسیار ساده است و می‌تواند محققان حوزه‌ی ارگونومی و بهداشت حرفه‌ای را یاری کند.

### References

1. Stanton NA, Hedge A, Brookhuis K, Salas E, Hendrick

مجموعه‌ای از داده‌ها، تجزیه و تحلیل HRV توسط مدل اتورگرسیو و دامنه‌ی غیرخطی و همچنین اصلاح مخدوش‌کننده‌های مربوط به تنفس است که این امکان را به داده‌های خام ECG می‌دهد تا با اعمال فیلتر بالاگذر و پایین‌گذر آن‌ها را در فرکانس بحرانی مناسب تنظیم کند. (۱۴)

فرمت‌های مختلف فایل متنی (xls, hdf, txt) و همچنین فایل‌های متلب (mat) را می‌توان به‌عنوان فایل ورودی در نظر گرفت. این نرم‌افزار آرتیفکت‌ها را به‌صورت کافی، کارآمد و مؤثر، شناسایی و حذف و محاسبه‌ی تغییرپذیری ضربان قلب را فراهم می‌کند. همگام اجرای این نرم‌افزار، متلب ۷،۱۳ به همراه نرم‌افزار نصب شده است. ARTiiFACT با تمام سیستم‌عامل‌های ویندوز ۳۲ بیتی (XP, Vista, ۷) سازگار است. وضوح مورد نیاز نمایشگری با رزولیشن  $768 \times 768$  پیکسل است. (۲۶)

#### LabVIEW

نرم‌افزار LabVIEW یک سیستم‌عامل اختصاصی برای طراحی است که محیط توسعه را فراهم می‌کند. این ابزار همچنین می‌تواند برای تجزیه و تحلیل تغییرپذیری ضربان قلب استفاده شود. (۲۷) LabVIEW توسط سیستم‌عامل‌های ویندوز، لینوکس جی ان یو یا اپل او اس ایکس پشتیبانی می‌شود. LabVIEW در محیط برنامه‌نویسی G تهیه می‌شود. با وجود توسعه‌ی این نرم‌افزار، اصطلاح LabVIEW اکنون مترادف با زبان G است. LabVIEW همچنین امکانات دیگری از جمله اشکال‌زدایی، چندخط شدن خودکار، رابط کاربری برنامه، مدیریت ساخت‌افزار و رابط کاربری برای طراحی سیستم را فراهم می‌کند.

#### POLYAN

تجزیه و تحلیل چندعاملی POLYAN مبتنی بر زبان برنامه‌نویسی متلب است و دارای یک محیط محاسباتی با هدف عملکرد عالی در محاسبات عددی و دیداری است. این نرم‌افزار را می‌توان به راحتی بر روی سیستم‌عامل‌های ویندوز، لینوکس جی ان یو یا اپل او اس ایکس اجرا کرد. (۲۸) POLYAN یک نرم‌افزار رایگان است که به‌طور خاص برای تجزیه و تحلیل هم‌زمان سیگنال‌های چندگانه (رویکرد چندپارامتری) برای ارزیابی عملکرد سیستم

- Lancet. 1996;347(9011):1312-4.
17. Kleiger RE, Stein PK, Bigger Jr JT. Heart rate variability: measurement and clinical utility. *Annals of Noninvasive Electrocardiology*. 2005; 10(1): 88-101.
  18. Cardiolog TFotESo, North A. American Society of pacing and Electrophysiology. Heart rate variability standards of measurement, physiological interpretation and clinical use [J~ *Circulation*, 1996, 93: 1043. 1996.
  19. Massaro S, Pecchia L. Heart rate variability (HRV) analysis: A methodology for organizational neuroscience. *Organizational Research Methods*. 2019; 22(1): 354-93.
  20. Germán-Salló Z, Germán-Salló M. Non-linear methods in HRV analysis. *Procedia technology*. 2016; 22: 645-51.
  21. Behbahani S, Dabanloo NJ, Nasrabadi AM. Ictal Heart Rate Variability Assessment with Focus on Secondary Generalized and Complex Partial Epileptic Seizures. *Advances in Bioresearch*. 2013; 4(1). [Persian]
  22. Tarvainen MP, Niskanen J-P, Lipponen JA, Ranta-Aho PO, Karjalainen PA. Kubios HRV-heart rate variability analysis software. *Computer methods and programs in biomedicine*. 2014; 113(1): 210-20.
  23. Rodríguez-Liñares L, Méndez AJ, Vila XA, Lado MJ, editors. gHRV: A user friendly application for HRV analysis. 7th Iberian Conference on Information Systems and Technologies (CISTI 2012); 2012: IEEE.
  24. Perakakis P, Joffily M, Taylor M, Guerra P, Vila J. KARDIA: a Matlab software for the analysis of cardiac interbeat intervals. *Computer methods and programs in biomedicine*. 2010; 98(1): 83-9.
  25. Rodríguez-Liñares L, Cuesta P, Alonso R, Méndez A, Lado M, Vila X, editors. VARVI: A software tool for analyzing the variability of the heart rate in response to visual stimuli. *Computing in Cardiology 2013*; 2013: IEEE.
  26. Kaufmann T, Sütterlin S, Schulz SM, Vögele C. ARTiFACT: a tool for heart rate artifact processing and heart rate variability analysis. *Behavior research methods*. 2011; 43(4): 1161-70.
  27. Kiviniemi A, Tulppo M, Eskelinen J, Savolainen A, Kapanen J, Heinonen I, et al. Autonomic function predicts fitness response to short-term high-intensity interval training. *International journal of sports medicine*. 2015; 94(11): 915-21.
  28. Unser M, Aldroubi A. A review of wavelets in biomedical applications. *Proceedings of the IEEE*. 1996; 84(4): 626-38.
  29. Wiklund U, Akay M, Niklasson U. Short-term analysis of heart-rate variability of adapted wavelet transforms. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 1997; 16(5): 113-8.
  - HW. *Handbook of human factors and ergonomics methods*: CRC press; 2004.
  2. Coppini G, Colantonio S. Self-monitoring systems for personalised health-care and lifestyle surveillance. Elsevier; 2017.
  3. Cãnovas MMM. HRV in smartphone for biofeedback application. Universidade Technica de Lisboa. 2011.
  4. Stein PK, Reddy A. Non-linear heart rate variability and risk stratification in cardiovascular disease. *Indian Pacing and Electrophysiology Journal*. 2005; 5(3): 210.
  5. Acharya R, Krishnan SM, Spaan JA, Suri JS. *Advances in cardiac signal processing*: Springer; 2007.
  6. Clifford GD. *Signal processing methods for heart rate variability*: Oxford University, UK; 2002.
  7. Kleiger RE, Stein PK, Bigger Jr JT. Heart rate variability: measurement and clinical utility. *Annals of Noninvasive Electrocardiology*. 2005; 10(1): 88-101.
  8. Acharya UR, Joseph KP, Kannathal N, Lim CM, Suri JS. Heart rate variability: a review. *Medical and biological engineering and computing*. 2006; 44(12): 1031-51.
  9. Signorini MG, Ferrario M, Marchetti M, Marseglia A, editors. Nonlinear analysis of heart rate variability signal for the characterization of cardiac heart failure patients. 2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; 2006: IEEE.
  10. Medeiros AR, del Rosso S, Leicht AS, Hautala AJ, Boulosa DA. Methods of assessment of the post-exercise cardiac autonomic recovery: Additional important factors to be considered. *International journal of cardiology*. 2017; 239: 23.
  11. Zhang J, Nassef A, Mahfouf M, Linkens D, El-Samahy E, Hockey G, et al. Modelling and analysis of HRV under physical and mental workloads. *IFAC Proceedings Volumes*. 2006;39(18):189-94.
  12. Shaffer F, Ginsberg J. An overview of heart rate variability metrics and norms. *Frontiers in public health*. 2017; 5: 258.
  13. Martiniano EC, Santana MDR, Barros ÉLD, da Silva MdS, Garner DM, De Abreu LC, et al. Musical auditory stimulus acutely influences heart rate dynamic responses to medication in subjects with well-controlled hypertension. *Scientific reports*. 2018; 8(1): 1-9.
  14. Brennan M, Palaniswami M, Kamen P. Do existing measures of Poincare plot geometry reflect nonlinear features of heart rate variability? *IEEE transactions on biomedical engineering*. 2001; 48(11): 1342-7.
  15. Eckberg DL. Sympathovagal balance: a critical appraisal. *Circulation*. 1997; 96(9): 3224-32.
  16. Golberger A. Non-linear dynamics for clinicians: chaos theory, fractals, and complexity at the bedside. *The*