Iran Occupational Health

Original Article

Iran Occupational Health. 2020 (5 Dec);17:43.

http://ioh.iums.ac.ir

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

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 nervoussystem 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

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-11-19]

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 AmericanSociety 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

[1] - Standard deviation of NN intervals
[2] - Standard deviation of RR intervals

2. Frequency-domainmeasures

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^2	Absolute power of the ultra-low-frequency band (≤0.003 Hz)
VLF power	ms^2	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^2	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^2	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.

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-11-19]

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-domine, 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 Pythonprogramming 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, orGNUoperating 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.

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).

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-11-19]

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-commercialtools 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

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-11-19]

سلامت کار ایران
دوره ۱۷ - ۴۳/۱۳۹۹
مقاله پژوهشی
http://ioh.iums.ac.ir

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

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

چکیده

الکتروکاردیوگرافی یکی از ابزارهای مفید و رایج در بررسی عملکرد قلب است. در مطالعات انجام‌شده 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. علاوه‌بر کاربردهای بالینی تغییرپذیری ضربان قلب، این پارامتر فیزیولوژیک در حوزهٔ ارگونومی و بهداشت حرفه‌ای نیز کاربردهای فراوانی دارد. در مطالعهٔ بارکار ذهنی، مواجهه با صدای محیط کار، نوبت کاری، استرس و دیگر پارامترهای مرتبط با محیط کار از تغییرپذیری ضربان قلب بهره می گیرند. تغییرپذیری ضربان قلب تحت تأثیر سیستم عصبی خودمختار و به‌وسیلهٔ گرهٔ سینوسی تنظیم می شود. 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 مؤلفهٔ دوره ای تغییرپذیری ضربان قلب، آریتمی سینوس تنفسی (RSA) است که از ۰/۱۵ تا ۰/۴ هرتز درنظر گرفته می‌شود. مؤلفهٔ فرکانس بالا تنها تحت تأثیر فعالیت عصبی پاراسمپاتیک است. یکی دیگر از مؤلفه‌های تغییرپذیری ضربان قلب، مؤلفهٔ فرکانس پایین (LF) در رنج فرکانسی، ۰/۰۴ تا ۰/۱۵ هرتز است. این مؤلفه تحت تأثیر فعالیت عصبی سمپاتیک و پاراسمپاتیک است. روش های محاسباتی بسیاری برای تجزیه و تحلیل HRV توسعه داده شده اند که هریک از این روش ها با قوّت‌ها و ضعف‌هایی همراه هستند. اگرچه ممکن است در تفسیر این شاخص همچنان دشواری هایی وجود داشته باشد، این ابزار، با یک رویکرد غیرتهاجمی اطلاعات فیزیولوژیکی قابل اطمینان را در اختیار محققان، پزشکان و کارشناسان بهداشت و درمان قرار می دهد. پارامترهای HRV را می توان در حوزه های زمان، فرکانس و روش های غیر خطی طبقه بندی کرد. تجهیزات تجاری در دسترس ECG، معمولاً به‌دلیل نبودِ پروتکل های تشخیصی استاندارد شامل ویژگی های 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 قلبی‌عروقی تهیه شده‌اند. از مهم‌ترین ابزارهای تجزیه و تحلیل ضربان قلب می‌توان به کوبیوس، gHRV، KARDIA، VARVI، ARTiiFACT و RHRV اشاره کرد.

در این مقاله خلاصه ای از روش های تجزیه و تحلیل HRV بررسی شده است که برای محققان و متخصصان علاقه‌مند به مطالعهٔ عملکرد قلب و عروق ازجمله متخصصان قلب عروق، ارگونومی، طب ورزش، فیزیولوژی و دیگر رشته های مرتبط مفید است.

تعارض منافع: *گزارش نشده است.*

منبع حمایت کننده: *ندارد.*

کلیدواژه‌ها

تغییرپذیری ضربان قلب

سیستم عصبی خودمختار

ضربان قلب

روش‌های تجزیه و تحلیل ضربان قلب

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۱۲/۱۵

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۳/۲۴

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

*انتشار این مقاله به صورت دسترسی آزاد مطابق با CC BY-NC-SA 3.0 صورت گرفته است

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-11-19]

مقدمه

ضربان قلب از الکتروکاردیوگرام[1] که منعکس‌کنندهٔ فعالیت (الکتریکی) قلب است، به‌دست می‌آید. از این نظر ضربان قلب (HR) تعداد ضربان قلب در یک بازهٔ زمانی معیّن معمولاً یک دقیقه است؛ درحالی‌که میانگین دورهٔ قلب یا فاصلهٔ بین ضربان (IBI) میانگین مدت زمان ضربان قلب در آن دوره است. در همین راستا محققان حوزهٔ ارگونومی و بهداشت حرفه‌ای به‌منظور ارزیابی تلاش ذهنی، از شاخص‌های استخراج‌شده از ضربان قلب در مطالعات خود استفاده می‌کنند. تغییرات الگوی پاسخ قلبی‌عروقی 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 قلبی‌عروقی به بارکار ذهنی به‌عنوان واکنش دفاعی قابل بررسی است و عمدتاً در مطالعات آزمایشگاهی با استفاده از طراحی فعالیت‌های کوتاه‌مدت بررسی می‌گردد. یک یافتهٔ مهم تجربی این است که باند فرکانس متوسط حساس‌ترین اندازه برای تغییرات در تلاش ذهنی است. (۱)

الکتروکاردیوگرافی[2] (ECG) ابزاری مؤثر و مفید در تشخیص بیماری و تجزیه و تحلیل عملکرد قلب است. اصولاً امواج قلبی از طریق چند الکترود متصل به بدن فرد ثبت می شود. به‌طورکلی دامنهٔ فرکانس امواج ECG از ۰/۰۵ تا ۱۲۵ هرتز است و دامنهٔ دینامیکی آن از ۱ تا ۱۰ میلی ولت است. (۲ـ۴) مورفولوژی سیگنال ECG حتی در افراد سالم متفاوت است و برای هر فرد منحصر به خود اوست. (۵) دوره های زمانی در نوار قلب که فواصل RR نیز نامیده می شود، معادل مدت زمان بین یک قلهٔ R از مجموعهٔ QRS تا قلهٔ R بعدی در مجموعهٔ QRS تعریف می شود. تغییر مدت زمان این فواصل، پویا و غیرخطی است و در متون تخصصی به‌عنوان تغییرپذیری ضربان قلب شناخته می شود. (۶ـ۷)

در سال های گذشته، پزشکان معتقد بودند قلب دارای میزان ثابتی از ضربان است. بعد از توسعهٔ فناوری و اندازه گیری دقیق تر از ضربان قلب[3] (HR)، متخصصان متوجه تغییرپذیری فاصلهٔ زمانی بین دو ضربان شدند؛ از این رو تغییرپذیری ضربان قلب (HRV)، به‌عنوان تغییرات بین ضربان های متوالی، (فواصل R-R) در الکتروکاردیوگرام تعریف شد. این متغیر درواقع تعامل بین فعالیت های سمپاتیک و پاراسمپاتیک سیستم عصبی خودمختار (ANS) را کمّی سازی می کند. (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 می شود. (۸ـ۹) 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 نشان‌دهندهٔ تعامل مؤلفه های سمپاتیک و واگلی دستگاه عصبی خودمختار در گرهٔ سینوس قلب است. این تجزیه و تحلیل را می توان به‌صورت زمان‌محور، فرکانس‌محور و شاخص های غیرخطی ضربان قلب انجام داد. (۱۰) روش زمان‌محور شامل برآورد متغیرهایی ازقبیل انحراف معیار فواصل NN (SDNN)، ریشهٔ 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، دامنهٔ زمانی فاقد توانایی تمایز بین سهم سمپاتیک و پاراسمپاتیک HRV هستند. روش های تحلیل طیفی با توجه به این محدودیت ارائه شدند. (۱۱ـ۱۳)

سیستم قلبی‌عروقی شامل زیرسیستم های مختلفی است که خصوصیات قطعی و تصادفی غیرخطی را نشان می دهد؛ درنتیجه توالی زمانی فاصلهٔ RR اغلب بسیار غیرخطی، تصادفی و پیچیده است. به همین دلیل اندازه گیری زمان و فرکانس تغییرپذیری ضربان قلب ممکن است نتواند دقیق تشخیص داده شود؛ اما تغییرات مهمی در تغییرپذیری ضربان قلب تشخیص می دهد؛ بنابراین روش های غیرخطی برای تعیین کمیت دینامیکی نوسانات ضربان قلب توسعه داده شده اند. امروزه تجهیزات مانیتورینگ قابلیت های خود را گسترش داده و نرم‌افزارهای خاصی برای تجزیه و تحلیل تغییرپذیری ضربان قلب درحال ظهور هستند. بیشتر ابزارهای نرم‌افزاری رایگان، تجزیه و تحلیل تغییرپذیری ضربان قلب را در حوزهٔ زمان و فرکانس ارائه می دهند. (۱۴ـ۱۶) برخی از آن‌ها شامل یک رابط کاربری گرافیکی هستند و توسط طیف گسترده ای از کاربران قابل استفاده اند. برخی از توسعه‌دهندگان ابزارهای خود را بدون مشخص کردن بستر اجرایی یا زبان اجرایی

1 . Electrocardiogram.
2 . Electrocardiography
3 . Heart Rate

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-11-19]

جدول ۱ ـ مؤلفه‌های زمان‌محور در تجزیه و تحلیل HRV

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

[1] Standard deviation of NN intervals
[2] Standard deviation of RR intervals

توصیف می کنند. در میان معدود محیط های خاص برای تجزیه و تحلیل تغییرپذیری ضربان قلب، بسیاری از ابزارها اختصاصی هستند و برای اهداف تحقیق در حوزهٔ عمومی در دسترس نیستند.

در این مقاله سعی شده است ویژگی ها و محدودیت های ابزارهای نرم افزاری رایگان و در دسترس برای تجزیه و تحلیل تغییرپذیری ضربان قلب در حوزهٔ زمان، فرکانس و غیرخطی بررسی شود. محققان حوزه های بهداشت حرفه ای، ارگونومی، فیزیولوژی ورزش، روان‌شانسی و دیگر رشته‌های مرتبط می‌توانند با بهره گیری 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

اندازه گیری تغییرپذیری ضربان قلب در بازهٔ زمانی بلندمدت (۲۴ ساعت)، کوتاه‌مدت (۵ دقیقه) و خیلی کوتاه‌مدت (کمتر از ۵ دقیقه) به‌صورت زمان‌محور، فرکانس‌محور و غیرخطی انجام می‌شود. (۱۲) از آنجایی که دوره های ثبت امواج قلبی در بازهٔ زمانی طولانی تر، فرایندهایی را با نوسانات کندتر (برای مثال ریتم های شبانه روزی) و پاسخ سیستم قلبی‌عروقی به طیف وسیع تری از محرک ها و رویدادهای محیطی دربر دارد، مقادیر کوتاه‌مدت و خیلی کوتاه‌مدت با مقادیر ۲۴ ساعت قابل جایگزینی یکدیگر نیستند. معمولاً تغییرپذیری ضربان قلب با چهار روش تجزیه و تحلیل می شود: زمان‌محور، فرکانس‌محور، فرکانس ـ زمان‌محور و روش های غیرخطی. (۱۷)

زمان‌محور

نوسانات ضربان قلب به کمک برخی روش ها کمّی سازی می شود. شاید ساده ترین روش، اندازه گیری زمان‌محور باشد. تجزیه و تحلیل تغییرپذیری ضربان قلب در محور زمان از دو طریق تجزیه و تحلیل آماری و هندسی انجام می پذیرد که هر دو بر فواصل ضربان قلب یا RR بین مجموعه های متوالی QRS نرمال استوار هستند. با استفاده از این روش ها ضربان قلب در هر نقطه از زمان یا بین مجموعه های متوالی نرمال قابل ارزیابی است.

شاخص های آماری توصیه‌شده توسط انجمن قلب و عروق اروپا و انجمن آمریکای شمالی[1] شامل:

۱. SDNN ۲. NN50 ۳. SDSD 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 فاصلهٔ RR تقسیم بر ارتفاع آن (۱۸) محاسبه می شود.

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

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-11-19]

جدول ۲ـ مؤلفه‌های فرکانس‌محور در تجزیه و تحلیل HRV

پارامتر	واحد	توصیف
ULF power	ms^2	توان مطلق باند با فرکانس فوق‌العاده کم (کمتر از ۰/۰۰۳ هرتز)
VLF power	ms^2	توان مطلق باند با فرکانس خیلی کم (۰/۰۰۳ تا ۰/۰۴ هرتز)
LF peak	Hz	فرکانس حداکثر باند با فرکانس کم (۰/۰۴ تا ۰/۱۵ هرتز)
LF power	ms^2	توان مطلق باند با فرکانس کم (۰/۰۴ تا ۰/۱۵ هرتز)
LF power	nu	توان نسبی باند با فرکانس کم (۰/۰۴ تا ۰/۱۵ هرتز) در واحد نرمال
LF power	%	توان نسبی باند با فرکانس کم (۰/۰۴ تا ۰/۱۵ هرتز)
HF peak	Hz	فرکانس حداکثر باند با فرکانس زیاد (۰/۱۵ تا ۰/۴ هرتز)
HF power	ms^2	توان مطلق باند با فرکانس زیاد (۰/۱۵ تا ۰/۴ هرتز)
HF power	nu	توان نسبی باند با فرکانس زیاد (۰/۱۵ تا ۰/۴ هرتز) در واحد نرمال
HF power	%	توان نسبی باند با فرکانس زیاد (۰/۱۵ تا ۰/۴ هرتز)
LF/HF	%	نسبت توان فرکانس کم به فرکانس زیاد

فرکانس‌محور

اندازه گیری های زمان‌محور اطلاعات را درمورد تغییر کلی در سری زمان یا حداکثر دامنهٔ متغیر منتقل می کند؛ اما هیچ اطلاعاتی درمورد نوسانات دوره ای ضربان قلب ندارد. تجزیه و تحلیل دامنهٔ فرکانس اطلاعاتی درمورد نحوهٔ توزیع توان به‌عنوان 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. دامنهٔ طیف اجزای مورد استفاده معمولاً عبارت‌اند از: مؤلفهٔ فرکانس بالا (HF[1]) با فرکانس ۰/۴ - ۰/۱۵ هرتز، مؤلفهٔ فرکانس پایین (LF[2]) با فرکانس ۰/۱۵ -۰/۰۴ هرتز، مؤلفهٔ خیلی پایین (VLF[3]) با فرکانس ۰/۰۴ -۰/۰۰۳ هرتز و مؤلفهٔ فرکانس بی‌نهایت پایین (ULF[4]) با فرکانس ۰/۰۰۳ > هرتز. توان کل در باند فرکانسی از ۰-۰/۵ هرتز با مساحت کل زیر منحنی طیفی توان نشان داده می‌شود. توان به‌عنوان انرژی سیگنال در یک باند فرکانس تعریف می شود. اندازه گیری فرکانس‌محور را می توان با توان مطلق یا نسبی بیان کرد. توان مطلق از طریق متر * مجذور سرعت تقسیم بر هرتز (ms^2 / Hz) محاسبه می شود. توان نسبی به‌عنوان درصد کل توان HRV یا در واحد عادی (nu) تخمین زده می‌شود. نسبت بین اجزای LF و HF (نسبت LF/HF) نشان‌دهندهٔ تعادل سمپاتو ـ واگ نوسان ضربان قلب است. (۱۲، ۱۹) مؤلفه‌های فرکانس‌محور در تجزیه و تحلیل تغییرپذیری ضربان قلب در جدول ۲ آمده است.

اندازه گیری HRV که در ابتدا مورد بحث قرار گرفت، مبتنی بر روش های فرکانس‌محور است. مشکل اصلی در پردازش فرکانس سری فواصل RR و رفتار غیرثابت ضربان قلب است. ضربان قلب حتی در یک فرد سالم معمولاً در زمان متغیر است. این بی‌ثبات در ریتم های غیرطبیعی قلبی شدیدتر می شود؛ بنابراین تکنیک های تخمین طیفی معمولی برای آنالیز سیگنال ضربان قلب که اجزای فرکانس آن به‌سرعت با زمان تغییر می کند، مناسب نیستند. مشکل مربوط به تخمین زمان متغیربودن سیگنال درحال 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؛ به‌طوری که از آن در بسیاری از زمینه‌های پردازش سیگنال مانند گفتار ، لرزه‌نگاری و... استفاده می شود. (۸)

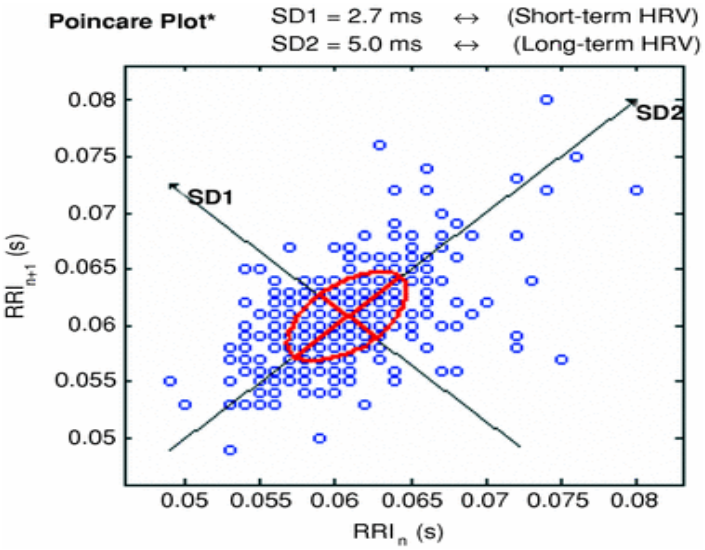
اندازه گیری های غیرخطی

پارامترهایی که معمولاً در تجزیه و تحلیل حوزهٔ زمان و فرکانس HRV مورد استفاده قرار می گیرند ، به‌دلیل 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[5] آنتروپی تقریبی[6] را به‌عنوان یک شاخص پیچیدگی غیرخطی برای تعیین کمیت

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

5 . Pincus
6 . ApEn

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-11-19]



شکل ۱ـ پلات Poincare

جدول ۳ـ مؤلفه‌های غیرخطی در تجزیه و تحلیل HRV

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

[3] Approximate entropy
[4] Sample entropy
[5] Detrended fluctuation analysis

تصادفی سری زمانی فیزیولوژیکی توسعه داد. ریچمن و مورمن[1] آنتروپی نمونه[2]، یک خانوادهٔ جدید از آمار را برای اندازه گیری پیچیدگی و داده های سری زمانی بالینی و آزمایشی توسعه دادند و آن را با ApEn مقایسه کردند. (۲۰)

تغییرپذیری طولانی‌مدت (SD1) مشتق شده از پلات های Poincare (شکل ۱) به‌عنوان نشانگر فعالیت واگ درنظر گرفته می شود؛ زیرا SD1 نیز با وضعیت ایستاده کاهش می‌یابد و در حین ورزش در افراد سالم کم می‌شود. تغییرپذیری کوتاه‌مدت (SD2) در طول تجویز آتروپین کاهش می‌یابد و بیشتر در حین ورزش پس از مهار کامل پاراسمپاتیک کم می‌شود که نشان می دهد SD2 تحت تأثیر فعالیت های پاراسمپاتیک قرار دارد. مؤلفه‌های اندازه‌گیری‌های غیرخطی در تجزیه و تحلیل HRV در جدول ۳ آمده است.

نمودار Poincare از طریق ترسیم هر بازهٔ R-R دربرابر بازهٔ قبلی و ایجاد یک نقشهٔ پراکندگی فواصل R-R رسم می شود. 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 دامنهٔ فرکانس، تجزیه و تحلیل نمودار Poincare نسبت به تغییرات فواصل R-R

1 . Richman and Moorman
2 . SampEn

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-11-19]

حساسیت ندارد. (۲۱) پلات Poincare با قرار دادن یک بیضی در نقاط ترسیم‌شده تجزیه و تحلیل می شود. بعد از قرار دادن منحنی بیضی، سه اندازه گیری غیرخطی شامل S، SD1 و SD2 به‌دست می آید. 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 توسعهٔ چندین نرم‌افزار تجاری و غیرتجاری شده است. اغلب تجهیزات تجاری پایش قلب و تجزیه و تحلیل HR شامل نرم‌افزارهایی است که به دستگاه هایی برای آنالیز HRV وابسته هستند؛ اما نرم افزارهای مستقل از دستگاه نیز وجود دارد. علاوه‌بر ابزارهای تجاری، چندین نرم‌افزار غیرتجاری رایگان نیز توسعه یافته است.

کوبیوس[1]

نرم‌افزار کوبیوس یک نرم‌افزار پیشرفته، با کاربری آسان در تجزیه و تحلیل تغییرپذیری ضربان قلب است. این نرم‌افزار از چندین فرمت برای داده های ورودی پشتیبانی می کند. از مهم‌ترین ویژگی های این نرم‌افزار می توان به موارد زیر اشاره کرد:

۱. محیط گرافیکی این نرم‌افزار بسیار ساده و قابل‌فهم است و به‌راحتی می توان از آن استفاده کرد.

۲. این نرم‌افزار قابلیت خواندن فرمت های مختلف از امواج قلبی را داراست.

۳. دارای ابزاری برای حذف نویزهای مربوط به فواصل R- R است. (۲۲)

این نرم‌افزار قدرتمند برپایهٔ زبان برنامه‌نویسی متلب است. کوبیوس (نسخهٔ ۲،۱) یک نرم‌افزار رایگان و غیرتجاری برای استفادهٔ محققان و پزشکان است (http://kubios.uef.fi 7). این نرم‌افزار می تواند HRV را در شاخص‌های زمان‌محور، فرکانس‌محور و غیرخطی تجزیه و تحلیل کند. کوبیوس با سیستم‌عامل‌های ویندوز و لینوکس سازگار است و از دو فرمت دادهٔ ECG و RR پشتیبانی می کند و عملیات پیش‌پردازش لازم برای تشخیص QRS و تصحیح درست نما[2]ها را انجام می دهد. قالب های سیگنال ورودی پشتیبانی‌شده توسط کوبیوس فایل‌های باینری[3]، داده های اروپایی[4]، داده های عمومی[5] فایل‌های text[6] هستند. نتایج تجزیه و تحلیل HRV می تواند به‌عنوان یک فایل text (ASCII)(قابل وارد شدن در MS Excel) ذخیره شود. نتایج آنالیز تغییرپذیری ضربان قلب با استفاده از بستهٔ 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 بازهٔ زمانی مشخص انجام می دهد. این نرم‌افزار را می توان به‌راحتی بر روی سیستم‌عامل‌های ویندوز، لینوکس جی ان یو یا اپل او اس ایکس اجرا کرد. داده‌ها و فرمت های قابل پشتیبانی توسط gHRV پشتیبانی شامل ضربان قلب در قالب های WFDB و ASCII، IBI (InterBeat Intervals) فایل های ASCII، پایش ضربان قلب به‌صورت قطبی (شکل رایج ثبت ضربان قلب) و مچ‌بندهای سانتو هستند. مرحلهٔ پیش‌پردازش شامل حذف و درون‌یابی فاصله است. نسخه های به‌روزشدهٔ gHRV به‌صورت رایگان در http:// ghrv.milegroup.net در دسترس است. در این وب‌سایت اطلاعات مربوط به شیوهٔ دانلود، نصب و استفاده تشریح شده است. gHRV، HRV را در حوزهٔ زمان، فرکانس و دامنهٔ 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 اضافه‌کردن قسمت های 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 همهٔ قسمت‌ها و ویرایش؛

۳. تکامل ابزار: تکامل زمانی توان در باند فرکانس و پارامترهای غیرخطی و زمانی؛

۴. پلات Poincaré: نمایندگی از پلات های Poincare از فاصله‌های RR. (۲۳)

1 . Kubios
2 . Artifact
3 . Acq
4 . Edf
5 . Gdf
6 . AscII

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-11-19]

KARDIA

KARDIA (در یونانی به‌معنای قلب) مبتنی بر زبان برنامه‌نویسی متلب است. همهٔ توابع این نرم‌افزار در یک برنامهٔ واحد نوشته شده اند[1] که به‌صورت رایگان (در آدرس http://sourceforge.net/projects/mykardia/) در دسترس است. اجرای m-پرونده به متلب ۷ یا نسخهٔ به‌روزشده با جعبه‌ابزار پردازش سیگنال متلب نیاز دارد. KARDIA می تواند ضربان قلب، در هر روش نمونه‌گیری‌شده توسط کاربر را به‌وسیلهٔ درون‌یابی از طریق روش های ثابت، خطی یا اسپلین[2] محاسبه کند. پارامترهای خطی تغییرپذیری ضربان قلب در دامنهٔ زمان و فرکانس و پارامترهای غیرخطی با تجزیه و تحلیل نوسانات قابل کمّی‌سازی هستند. (۲۴)

مزیت اصلی KARDIA در مقایسه با دیگر برنامه ها، ظرفیت آن برای تجزیه و تحلیل هم‌زمان چندین مجموعه داده، محاسبهٔ میانگین کل در بین افراد و شرایط آزمایشی و تولید نتایج تحلیلی است که به‌طور مستقیم توسط نرم‌افزارهای مرتبط قابل تجزیه و تحلیل آماری است؛ علاوه‌بر این، KARDIA تجزیه و تحلیل پاسخ قلبی فازی[3] (PCR) را براساس کدهای رویداد مربوط به محرک های خارجی ارائه‌شده در شرایط آزمایشگاهی انجام می‌دهد. (۲۴) یکی دیگر از مهم‌ترین مزایای KARDIA نسبت به دیگر نرم‌افزارهای موجود برای آنالیز IBI، قابلیت بارگذاری داده های بسیاری از افراد به‌طور هم‌زمان از طریق GUI[4] و محاسبهٔ میانگین پاسخ قلبی فازی و تغییرپذیری ضربان قلب در همهٔ افراد است. (۲۴)

VARVI[5]

VARVI یک برنامهٔ نرم افزاری رایگان است که به زبان پایتون برای تجزیه و تحلیل HRV در پاسخ به محرک‌های دیداری مختلف طراحی شده است. این نرم‌افزار HRV فردی را که درحال تماشا کردن یک ویدئو است اندازه گیری می نماید. (۲۵) دیگر قابلیت های ویژهٔ این نرم‌افزار عبارت‌اند از:

۱. ثبت سیگنال ضربان قلب از یک مدل خاص از سنسور، بند سینه Polar Wear Link با اتصال بلوتوث؛

۲. قابلیت هماهنگ سازی (هم‌زمانی) بین ضربان قلب و ویدئو نمایش داده‌شده بر روی صفحهٔ نمایش؛

۳. امکان تهیهٔ فیلم به‌صورت ازپیش تعیین‌شده 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 تجزیه‌وتحلیل HRV. (۲۵)

این نرم‌افزار کاربردهای گسترده ای در روان‌پزشکی و مطالعات روان‌شناسی دارد. نرم‌افزار VARVI در varvi.milegroup.net در دسترس است. نیازی به نصب نرم‌افزار نیست؛ اما به‌دنبال برنامهٔ ازپیش نصب‌شدهٔ مورد نیاز است:

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

RHRV

این نرم‌افزار مبتنی بر زبان برنامه‌نویسی R برای محاسبات آماری HRV است. این زبان برنامه‌نویسی (R) در اصل در زبان S اجرا می شود و با ویندوز و سیستم‌عامل‌های مک اوس[6] سازگار است. از مزیت های این نرم‌افزار نمودارهای متعدد در دسترس است. فایل داده های حاوی موقعیت ضربان قلب در قالب WFDB و ASCII وارد نرم‌افزار می شود و برای دانلود و نصب، بستهٔ نرم‌افزاری در دسترس است. (۷)

ARTiiFACT

ARTiiFACT ابزاری مبتنی بر متلب ۲۰۰۹ با کامپایلر ۱۳،۴ برای پردازش ارتیفکت‌ها و تجزیه و تحلیل HRV است. اگرچه در محیط اختصاصی متلب نوشته شده است، مجوز متلب شرط لازم برای اجرای نرم‌افزار نیست. نرم‌افزار، آموزش و کتابچهٔ راهنمای کاربر به‌صورت رایگان درصورت درخواست (ایمیل 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./

ARTiiFACT دارای گزینه هایی برای پردازش

1 . Kardia.m
2 . Spline
3 . Phasic cardiac responses
4 . Graphical user interface
5 . Variability of the he Art Rate in response to Visual stimuli
6 . MacOSX

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-11-19]

مجموعه ای از داده ها، تجزیه و تحلیل HRV توسط مدل اتورگرسیو و دامنهٔ غیرخطی و همچنین اصلاح مخدوش‌کننده‌های مربوط به تنفس است که این امکان را به داده های خام ECG می دهد تا با اعمال فیلتر بالاگذر و پایین گذر آن‌ها را در فرکانس بحرانی مناسب تنظیم کند. (۱۴)

فرمت های مختلف فایل متنی (txt، hdf، xls) و همچنین فایل های متلب (mat) را می توان به‌عنوان فایل ورودی درنظر گرفت. این نرم‌افزار آرتیفکت‌ها را به‌صورت کافی، کارآمد و مؤثر، شناسایی و حذف و محاسبهٔ تغییرپذیری ضربان قلب را فراهم می کند. همگام اجرای این نرم افزار، متلب ۷،۱۳ به همراه نرم‌افزار نصب شده است. ARTiiFACT با تمام سیستم‌عامل‌های ویندوز ۳۲ بیتی (XP، Vista و ۷) سازگار است. وضوح مورد نیاز نمایشگری با رزولیشن ۷۶۸ × ۷۶۸ پیکسل است. (۲۶)

LabVIEW

نرم‌افزار LabVIEW یک سیستم‌عامل اختصاصی برای طراحی است که محیط توسعه را فراهم می کند. این ابزار همچنین می تواند 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. باوجود توسعهٔ این نرم‌افزار، اصطلاح LabVIEW اکنون مترادف با زبان G است. LabVIEW همچنین امکانات دیگری ازجمله اشکال‌زدایی، چندخط شدن خودکار، رابط کاربری برنامه، مدیریت سخت‌افزار 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 می توان به‌راحتی 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 خودمختار طراحی شده است. این نرم‌افزار می تواند تغییرپذیری ضربان قلب را در هر دو زمان و فرکانس اندازه گیری کند و تفسیر نتایج را با ارائهٔ 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 داده ها را در قالب فایل های ASCII، باینری در فرمت دادهٔ اروپا و بسیاری از فرمت‌های اختصاصی پشتیبانی می کند. نسخه های 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 دامنهٔ 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. درحال حاضر، تجهیزات تجاری یا نیمه تجاری وجود دارد که ضبط هم‌زمان ECG، تنفس، فشارخون و غیره را ممکن می سازد. سیستم های ثبت و ضبط ECG در دسترس تجاری معمولاً با ویژگی های آنالیز HRV جداسازی نمی شوند؛ زیرا توسعه‌دهندگان نرم‌افزار این مسئله را در اولویت قرار نداده اند و HRV هنوز در پروتکل های تشخیصی استاندارد گنجانده نشده است. با این حال توسعه‌دهندگان مختلف و گروه های تحقیقاتی ابزارهای نرم‌افزاری خود را متناسب با نیازهای خاص خود توسعه می دهند.

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

References

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

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-11-19]

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. Cânovas 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, Boullosa 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 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. Cardiology TFotESo, North A. merican Society of pacing and Electrophysiology. Heart rate vari-ability 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. ARTiiFACT: 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.

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-11-19]