

- Матковський І.І., Матковський А.В., Маляренко Ю.Е. Расширение функциональных резервов организма немедикаментозными методами// Валеология. – 2001. - №3. – С. 14-21.
6. Жаров В.П., Латышев А.С. Лазерные бесконтактные методы введения лекарств: математическое и экспериментальное обоснование// Биомедицинская радиоэлектроника. – 1999. - №6. – С. 16-25.
7. Ахмеров Н.У. Механизмы лечебных эффектов восточной акупунктуры. – Казань: Изд-во Казанского ун-та, 1991. – 304с.
8. Ли Дин, Румянцева Н.Д., Макаров А.К. Су-Джок терапия – метод реализации резервных возможностей организма спортсменов// Теория и практика физической культуры. – 2001. - №9. – С. 26, 39, 40.
9. Пак Чжэ Ву. Лекции по Су-Джок терапии. – М.: Су-Джок Академия, 1995. – Т.1.- 335с.; Т.2. – 371с.
10. Ситько С.П., Мкртчян Л.Х. Введение в квантовую медицину. – К.: Паттерн, 1994. – 168с.

EXPANSION OF FUNCTIONAL RESERVE RESOURCES OF ATHLETE'S ORGANISM WITH THE HELP OF NONMEDICINAL METHODS

Oksana ANTONJUK, Ella VASILJEVA, Yuiry CHOVNJUK

Kiev National University of Construction and Architecture

The hypothesis of the research was the assumption that the harmonizing influence of the fields and radiation of different physical nature on (mini-) acupuncture channels and their biological active points can realize an athlete's organism reserves and will raise the sports results. Such methods are effective for the optimization of an athlete's functional condition, the correction of training process and the increase of athlete's productivity in elite sports.

СПЕКТРАЛЬНИЙ АНАЛІЗ ХВИЛЬОВОЇ СТРУКТУРИ РІЗНИХ ТИПІВ АВТОКОРЕЛОГРАМИ

Людмила БЄЛОВА

Державний медичний університет ім. Данила Галицького, Львів

Дослідницький ряд кардіоінтервалів на стаціонарному відрізку запису електрокардіограми (ЕКГ), зареєстрованому в умовах відносного спокою, в останній частині став об'єктом уваги фізіологів, клініцистів, спортивних медиків, спеціалістів з функціональної діагностики, кардіологів. Описано ряд методів математичного аналізу ритму кардіоциклів, серед яких найчастіше використовується комп'ютерна графіка гістограмів гістограми кардіоінтервалів або варіаційної пульсограми (ВПГ), варіаційної ритмограми або скатерограми (КРГ), автокорелограми (АКГ) [1,4,6,7].

Особливою увагою користується добовий холтерівський моніторинг кардіоритму [9, 10], на основі якого проводиться спектральний аналіз хвильової структури варіативності кардіоритму на 2-5 хвилинних відрізках запису [9]. Методика розрахунку її параметрів розроблена цільовою групою Європейського товариства кардіологів Північно-американського товариства стимуляції і електрофізіології [9, 10]. Встановлено, що за допомогою аналізу хвильової структури серцевого ритму можна встановити ступінь збалансованості ваготонічних і симпатотонічних впливів на кардіоритм, оцінити ефективність лікування або тренувального процесу [3, 6, 8].

Розрізняють параметричний і непараметричний методи розрахунку спектральних характеристик хвиль АКГ. При параметричному методі визначають тривалість амплітуду кожної хвилі АКГ-ми у “вікні Хеммінга”. При непараметричному методі за допомогою комп’ютерних програм визначають інтегральні параметри дихальних недихальних повільних хвиль.

Нами складена характеристика комп’ютерних графіків ВПГ, АКГ і КРГ, які визначаються одночасно на одному відрізку кардіоінтервалів, описані їх типи [4]. Проведено спектральний аналіз хвиль АКГ [2].

Мета дослідження: вивчити і порівняти спектральну характеристику різних типів АКГ, використовуючи сучасну номенклатуру і технологію розрахунків [9, 10], що допоможе оцінити вплив відділів вегетативної нервової системи на кардіоритм. Це має велике значення для оцінки ефективності адаптації серцево-судинної системи до фізичних навантажень у спортсменів з різним рівнем фізичної аеробної працездатності, для пошуку ранніх відхилень від норми, особливо, ознак електричної нестабільності серця.

Методика дослідження. У 23 футболістів команди “Карпати” виконувалося тестування PWC-170 на велоергометрі “Монарх”. До і через 5 хв після тесту реєструвалися ЕКГ в 12 відведеннях і двоххвилинні відрізки ЕКГ у 12 відведеннях. Кардіоінтервали піддані комп’ютерному аналізу за трьома програмами: ВПГ, КРГ і АКГ з їх графічним моделюванням [4]. В даній роботі висвітлюються дані щодо параметрів дихальних (ДХ) і повільних хвиль (ПХ) різних типів АКГ, які вираховувалися за допомогою “вікна” Хеммінга [2]. Тип АКГ оцінювався наочно залежності від переважання типу хвиль (дихальних або повільних недихальних) зони кардіорегуляції за розташуванням графіка ВПГ. Перший тип АКГ характеризується регулярними дихальними хвилями частотою 8-18 в 1 хв. при розташуванні графіка ВПГ у ваготонічній зоні кардіорегуляції. Другий тип АКГ відрізняється нерегулярними дихальними хвилями при ВПГ в тій же зоні. Дихальні хвилі позначаються терміном високочастотні – high fasting (HF) [10]. Третій тип АКГ утримує як дихальні, так і повільні, низькочастотні хвилі – low fasting (LF) частотою нижче 8 в 1 хв. Він реєструється при ВПГ в нормо-тонічній зоні кардіорегуляції. Четвертий тип АКГ характеризується регулярними повільними хвилями (LF) частотою 3-7 в 1 хв, також переважно в нормотонічній зоні кардіорегуляції. П’ятий і шостий типи АКГ формуються “трендом” автокорелограми з невеликими дихальними хвилями (п’ятий тип) або як “чистий тренд” (шостий тип). Вони переважно зустрічаються в симпатотонічній зоні кардіорегуляції, наприклад, після фізичного навантаження. Слід відмітити, що типи ВПГ і АКГ можуть не співпадати, що відбиває різні регуляторні впливи на генерацію кардіоімпульсів і їх послідовність при тій самій ЧСС.

Результати досліджень та їх обговорення.

Експериментальні характеристики хвильової структури титла автокорелограми
у спортсменів (параметричний аналіз) ($X \pm m$)

Параметри хвильової структури серцевого ритму	Розмірність	Нова номенклатура [14]	Зона переважання впливу відділу ВНС					
			ваготонічна		нормотонічна		симпатотонічна	
			Тип автокорелограми					
			І – регулярні ДХ	П – нерівномірні ДХ	Ш – комбінація ДХ:ПХ	ІV – чисті ПХ	V – ДХ на тлі тренду	VI – “чистий” тренд
Значення першого КК	г	ІКК	0,45±0,02	0,42±0,03	0,75±0,02 ^{x)}	0,68±0,03 ^{x)xx)}	0,82±0,02 ^{x)}	0,82±0,02 ^{x)}
Кількість КК до 0 рівня	п	КК ₀	5,21±0,33	4,20±0,24	28,3±1,60 ^{x)}	14,5±0,02 ^{x)xx)}	28,2±2,4 ^{x)}	29,1±3,1 ^{x)}
Середня частота ДХ	в 1хв	N-HF	13,9±0,23	13,9±0,46	13,9±0,12	-	15,8±0,23 ^{x)}	-
Середня тривалість ДХ	с	T-HF	4,81±0,18	4,81±0,22	4,3±0,18	-	3,79±0,20	-
Середня тривалість ДХ	Гц	T-HF	0,208±0,032	0,208±0,032	0,208±0,030	-	0,260±0,050 ^{x)}	-
Середня амплітуда ДХ	КК, г	H-HF	0,57±0,03	0,29±0,04 ^{x)}	0,24±0,03 ^{x)}	-	0,18±0,030 ^{x)xx)}	-
Хвилинна потужність ДХ	КК·NHF в 1хв	So-HF	7,92±0,41	4,03±0,23 ^{x)}	3,34±0,22 ^{x)}	-	2,84±0,31 ^{x)xx)}	-
Середня частота ПХ	в 1 хв	N-LF	-	-	3,3±0,33	5,2±1,11 ^{xx)}	1,30±0,03 ^{xx)}	1,3±0,22 ^{xx)}
Середня тривалість ПХ	с	T-LF	-	-	18,18±1,31	11,5±2,13 ^{xx)}	46,18±0,33 ^{xx)}	46,15±0,31 ^{xx)}
Середня тривалість ПХ	Гц	T-LF	-	-	0,050±0,05	0,079±0,05 ^{xx)}	0,022±0,03 ^{xx)}	0,022±0,05
Середня амплітуда ПХ	КК, г	H-LF	-	-	0,51±0,04	0,68±0,64 ^{xx)}	0,70±0,14	0,70±0,21
Хвилинна потужність ПХ	КК·N в 1 хв	So-LF	-	-	1,68±0,07	3,54±0,22 ^{xx)}	0,91±0,03 ^{xx)}	0,91±0,03 ^{xx)}
Коефіцієнт тривалості хвиль	у.о.	$KT = \frac{TLF}{THF}$	-	-	4,29±0,07	-	12,2±0,06 ^{xx)}	-
Коефіцієнт потужності хвиль	у.о.	$KSo = \frac{SoLF}{SoHF}$	-	-	0,50±0,01	-	0,32±0,02 ^{xx)}	-

Примітка ^{x)} достовірні розбіжності параметрів ДХ між І, П і іншими типами АКГ
^{xx)} достовірні розбіжності параметрів між Ш і іншими типами АКГ.

В таблиці 1 наведені розраховані нами для першого-шостого типів АКГ та показники. Значення першого КК автокорелограми (1КК) показує, як швидко знижується запис АКГ, від чого залежать параметри хвиль. При першому і другому типах АКГ кардіоцикли яких розташовані у ваготонічній зоні кардіорегуляції, 1 КК становить 0,47-0,45 г. Якщо в АКГ-мі є повільні не дихальні хвилі (LF), що вказує на переважання симпатотонічних впливів (III-VI типи АКГ), перший КК буде достовірно вищим, що вказує на більш повільне зниження автокорелограми, особливо, коли є тільки "тренд" – (V-VI типи АКГ). У зв'язку з цим і кількість КК до досягнення автокорелограмою нульового рівня (ККо) буде значно більшою при переважанні повільних хвиль – 28-29 КК. Їх кількість буде залежати від частоти або тривалості повільної хвилі.

Середня частота (N-HF) і тривалість (T-HF) дихальних хвиль (ДХ) визначається і в секундах і в герцах тому, що в новій номенклатурі переважають визначення в Гц [9, 10]. Вона знаходиться в звичайних середніх межах частоти дихання (8-18 в 1 хв). Середня амплітуда ДХ (N-HF) визначається у значеннях коефіцієнта кореляції (r) від максимуму до мінімуму хвилі і становить 0,57-0,18 г і знижується від I до V типу АКГ. Хвилинна потужність дихальних хвиль (So-HF) розраховується множенням середньої амплітуди на частоту дихальних хвиль в 1 хв. Вона найбільша в першого типу АКГ ($7,92 \pm 0,10$ у.о.) і поступово зменшується до V типу ($2,84 \pm 0,31$ у.о.). Цей показник свідчить про переважання впливу парасимпатичного відділу ВНС на серцевий ритм.

Середня частота повільних хвиль (ПХ1) в 1 хвилину (N-LF) складає 3,3-5,2 в 1 хв а дуже повільних (VLF), відображенням частки яких є тренд автокорелограми, – $1,3 \pm 0,22$ і менше в 1 хв. VLF-хвилі аналізуються тільки при холтерівському моніторингу в п'ятихвилинних відрізках запису [10]. Середня тривалість повільних хвиль у с і Гц (T-LF) – відповідна їх частоті, а середня амплітуда – в КК (N-LF) складає 0,50-0,70 г і охоплює значну кількість КК. Хвилинна потужність ПХ (So-LF) найбільша в четвертому типі, де переважають тільки ПХ. Вони свідчать про вплив симпатичного відділу ВНС на кардіоритм до тесту. Разом з тим, при тахікардії (після тестування) реєструється тренд автокорелограми (тобто ULF – дуже повільні хвилі), що вказує на вплив значного збудження симпатичного відділу ВНС на кардіоритм. Коефіцієнти тривалості і потужності об'єктивно вказують на ступінь взаємовідношень, переважання симпатотонічних чи ваготонічних впливів, або по-іншому переважання впливів центрального (симпатотонічного) чи периферійного (ваготонічного) [1] контурів кардіорегуляції, що може бути використано для контролю динаміки цих станів в різних умовах.

В наших попередніх дослідженнях [2, 3, 4] показано, що комп'ютерні типи ВПГ, КРГ і АКГ несуть додаткову важливу інформацію щодо ефективності адаптивних зрушень серцево-судинної системи при розвитку тренуваності у спортсменів, вказують на характер адаптації – оптимальна, напружена, дизадаптивна. В кардіологічній практиці варіабельність серцевого ритму використовується для виявлення електричної нестабільності міокарда [5], оцінки аритмій серця [6] з метою діагностики і контролю за лікуванням [7, 8]. Спектральна характеристика типів АКГ дозволяє математично об'єктивно довести рівень цих впливів і використати їх значення в динамічному функціональному контролі [8] за ефективністю тренувального процесу.

Висновки

1. Розраховані параметри хвильової структури серцевого ритму різних типів автокорелограми спортсменів відповідно нової номенклатури Цільової групи Європейського товариства кардіології і Північно-Американського товариства стимуляції і електрофізіології.

2. Достовірні розбіжності між параметрами хвиль першого, другого і інших типів АКГ мають: значення коефіцієнта кореляції, кількість КК до нульового рівня, середня амплітуда дихальних хвиль, їх хвилинна потужність. Вони є ознакою переважання впливів симпатотонічного контуру кардіорегуляції.

3. Достовірні розбіжності між параметрами повільних хвиль третього, четвертого-п'ятого типів АКГ мають: значення першого КК, кількість КК до нульового рівня, середня частота ПХ, їх тривалість в сек і Гц, амплітуда, хвилинна потужність, коефіцієнт тривалості і коефіцієнт потужності. Вони вказують на ступінь впливів центрального (симпатотонічного) контуру кардіорегуляції.

4. Коефіцієнти тривалості і потужності відношення ПХ до ДХ розраховуються тільки для третього і п'ятого типів АКГ, де є обидва спектри хвиль.

5. Значення коефіцієнта потужності хвиль у III і V типах АКГ ($0,50 \pm 0,01$ і $0,32 \pm 0,02$ у.о.) відповідають даним літератури і вказують на переважання впливу центрального симпатотонічного контуру кардіорегуляції.

6. Дані можуть бути використані для характеристики типів АКГ, розрахованих параметричним методом і побудованих комп'ютером із 100 і більше КК.

Література

1. Баевский Р.М., Кириллов О.И., Клецкин С.З. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе. / М.: Наука, 1984.- 221 с.
2. Белова Л.А. Спектральный анализ хвильовой структуры сердцевого ритма у спортсменов с разным уровнем физической работоспособности. // Роль физической культуры и спорта в здоровом способе жизни. Львів.- 1999.- С.18-19.
3. Белова Л.А. Добовий холтерівський моніторинг електрокардіограми у спортсменів з великим стажем // Науковий вісник ВДУ.- 1999.- № 7.- С.113-115.
4. Белова Л.А., Панчишина М.В. Комплексна оцінка кардіорегуляції за даними трьох програм математичного аналізу кардіоритму. // Експериментальна та клінічна фізіологія.- Львів: ЛДУ.- 1995.- С. 100-102.
5. Бобров В.А., Малиновский Ч.С., Тащук В.К. и др. Комплексная оценка электрической нестабильности миокарда при обострении ишемической болезни сердца. // Врач. дело.- 1993.- № 9.- С. 60-63.
6. Бобров В.А., Яблчанский Н.И. Аритмии сердца – состояние проблемы и новые подходы к лечению // Український кардіологічний журнал.- 1996.- № 1.- С. 5-8.
7. Бобров В.О., Чубучний В.М., Жарінов О.Й. і ін. Дослідження варіабельності серцевого ритму у кардіологічній практиці (Методичні рекомендації).- Київ.- 1999.- 25 с.
8. Коркушко О.В., Шатило В.Б., Шатило Т.В., Короткая Г.В. Анализ вегетативной регуляции сердечного ритма на разных этапах индивидуального развития человека // Физиология человека.- 1991.- Т. 17, № 2.- С. 31-39.
9. Дабровски А., Дабровски Б., Пиотрович Р. Суточное мониторирование ЭКГ: Перекл. з польської мови.- Oxford Polska, Warszawa.- 2000.- 208 с.
10. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. // Europ.Heart.J.-1996.- N 17.- P. 353-381.

SPECTRAL ANALYSIS OF WAVES STRUCTURE IN DIFFERENT TYPES OF AUTOCORRELOGRAMS

Ludmila BELOVA

Lviv medical university n. D. Galutsky

We have analyzed a spectral structure of high and low fasting (HF and LF) waves in sex types autocorrelograms. The first and the second types - have high fasting (HF) respiratory waves 8-16 minute. The third types АКГ have both of the types of waves – high and low fasting. The fourth – only low fasting waves 3-8 per minutes. The fifth and sixth – have low (LF) or very low fasting (VLF) waves. It has been established different parameters of these waves according to a new recommenda-

ФУНКЦІОНАЛЬНІ МОЖЛИВОСТІ БРОНХО-ЛЕГЕНЕВОЇ СИСТЕМИ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ АДАПТАЦІЇ ДО ФІЗИЧНИХ НАВАНТАЖЕНЬ

Юрій БУКОВ, Євген УРЮПІН, Ніна САФРОНОВА, Олена ОСАДЧА

Таврійський національний університет ім. В.І. Вернадського

Серед великої кількості факторів, що визначають ефективність адаптації до фізичних навантажень циклічного характеру, особлива роль належить системі зовнішнього дихання. Розглядаючи дихальну функцію яка легень, спрямована, у першу чергу, на забезпечення адекватної напруги респіраторних газів у альвеолярному повітрі та артеріальній крові підтримування кислотно-основної рівноваги, основну увагу слід приділяти газобинувальній функції та, у меншій мірі, функціональним можливостям дихальних шляхів. Разом з тим механічні характеристики дихального апарату та раціональні зміни легеневої об'ємності забезпечують оптимізацію режиму вентиляції при фізичних навантаженнях [2]. Очевидно, що підвищення аеробних можливостей організму пов'язано ще й зі зміною функціонального стану провідних шляхів бронхо-легеневого апарату.

Мета та методи дослідження.

Основною метою нашої праці було вивчення дихання у осіб з різним рівнем адаптованості до фізичних навантажень. У дослідженнях взяли участь 45 осіб віці 18-20 років. Усі залучені до дослідження були поділені на три групи по 15 осіб кожна в залежності від рівня фізичної підготовленості. Перша група складалася зі студентів, які практично не використовували рухову активність з метою фізичного здоров'я. Друга була укомплектована студентами, які регулярно займаються фізичним вихованням згідно до програми ВНЗ. У третю групу увійшли студенти-спортсмени. Механіку бронхо-легеневого апарату досліджували спірографічним методом за допомогою приладу "Спіро Тест РС" з комп'ютерною обробкою зареєстрованих показників. В дослідженні використовували такі функціональні параметри: об'єм форсованої життєвої ємності легень (ФЖЄЛ, л), резервний об'єм вдиху (РОвд, л), видиху (РОВид, л), піковий та максимальні об'єми швидкостей форсованого видиху при 25, 50, та 75% ЖЄЛ (ПОШ, МОШ25, МОШ50, МОШ75, л/с), середню швидкість