

Все описанные фазы отражают в большей мере лишь эмоциональный аспект групповой динамики, оставляя в стороне поведенческий, связанный с ролевым статусом члена группы. Это не совсем правильно, так как именно ролевая динамика в группе является показателем развития группы как самоорганизующейся системы. Ведь роль – это функция члена группы как ее элемента. Поэтому возможность человека исполнять различные роли является важным признаком ее устойчивости. Особенно важно это подчеркнуть в отношении третьей стадии развития группы. В нашей модели каждый элемент системы на этой стадии потенциально гождественен ядерному, что означает выполнение каждым членом группы роли лидера и наличие у него соответствующих качеств, развитие которых и должно, как уже отмечалось, являться конечной целью тренинга личностного роста и групповой психотерапии. В этом случае происходит совпадение личностных и групповых

целей, что и характеризует высшую стадию в развитии самоорганизующихся систем, будь-то личность или группа.

Таким образом, предложенная модель самоорганизующихся систем позволяет более глубоко, а следовательно, и более точно ставить цели групповой психотерапии в работе как с личностью, так и с группой. Эта же модель позволяет подробно исследовать и сами механизмы психотерапии и групповой динамики, но это требует отдельного рассмотрения.

Литература

- 1 Александров А. А. Современная психотерапия – С.-Петербург, 1997
- 2 Вачков И. Основы технологии группового тренинга – М., 2000.
- 3 Групповая психотерапия – М., 1990
- 4 Поддубный Н. В. Синергетика. диалектика самоорганизующихся систем. – Ростов-на-Дону; Белгород, 1999
- 5 Роджерс К. О групповой психотерапии – М., 1993
- 6 Рудестам К. Групповая психотерапия – М., 1990.

ИНФОРМАЦИОННЫЙ И УСЛОВНО-ВЕРОЯТНЫЙ АНАЛИЗ HRV

Ф. А. Пятакович

Кафедра пропедевтики внутренних болезней БелГУ

Из обширной литературы по математическому анализу сердечного ритма известно, что сердечно-сосудистая система может служить индикатором адаптационно-приспособительных реакций организма.

В связи со сказанным нами были использованы различные математические приемы анализа временной упорядоченности пульса, обозначаемой в англоязычной литературе как «heart rate variability» или термином HRV (4). Методы анализа основаны на непрерывной регистрации электрофизиологической информации, вводимой в режиме ON-LINE.

В начале 60-х годов считалось, что оценка межпульсовых интервалов необходима прежде всего для описания частоты ритма сердца. Однако, как показали более поздние исследования, и прежде всего оте-

чественных авторов, измерение межпульсовых интервалов с последующим математическим анализом их вариабельности получило собственное диагностическое значение (1,2,6,9,10)

Установлено, что анализ HRV является важным методом оценки функции автономной вегетативной системы сердца, а также ценным прогностическим показателем у больных язвенной болезнью желудка и 12-перстной кишки, а также у пациентов после перенесенного инфаркта миокарда и с недостаточностью кровоснабжения сердечной мышцы (8, 16, 18, 17, 19)

HVR в течение суток зависит от взаимодействия между вегетативной автономной системой сердца, дыхательной и кровеносной системами (3, 11, 20, 15, 21, 22).

В результате такого анализа исследователь получает возможность классифицировать состояние вегетативного профиля пациента. Использование автокорреляционного и спектрального анализов обеспечивает возможность косвенной оценки степени мобилизации подкорковых нервных центров в процессе формирования приспособительных реакций.

Хронодиагностический модуль в системе распознавания функциональных состояний человека

К хронодиагностическим алгоритмам могут быть отнесены только те, которые позволяют оценивать динамику регуляторных возможностей конкретной биосистемы, а также учитывают характер и вид временного рассогласования определенных процессов в биосистеме с измерением не абсолютных значений параметров, а значений их соотношений в одинаковых единицах времени.

Реализация хронодиагностического подхода требует использования биотехнических систем, обеспечивающих ввод медико-биологической информации в режиме реального времени. Для этих целей был использован блок ввода пульсометрической информации, разработанный по нашим медико-техническим требованиям.

Блок выполнен в виде печатной платы стандартного для ПЭВМ размера. В качестве интерфейса с ПЭВМ используется 16-разрядный ISA-разъем. Плата практически не использует ресурсов ПЭВМ (требуется лишь 8-битный порт ввода-вывода с адресом по умолчанию 544_{10} [0220_{16}]), не требует какой-либо специальной аппаратной настройки и корректно работает с операционными системами DOS, Windows. Если 544_{10} порт уже используется каким-либо другим периферийным устройством (например звуковой картой), плату легко можно перенастроить с помощью перемычек.

Старший бит порта 544 – информативный. Установка этого бита в «1» говорит о том, что обнаружен признак очередной пульсовой волны. Момент появления единицы в этом разряде считается в программе

началом очередного межпульсового интервала (биологической секунды). Структурная схема блока обработки сигналов пульса показана на рис. 1.

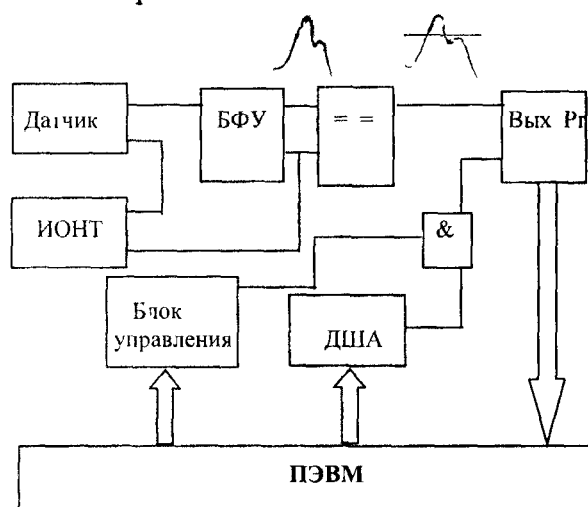


Рис 1 Структурная схема датчика пульса

1. Собственно датчик пульса выполнен в виде пары светодиод-фототранзистора, работающей в инфракрасном диапазоне. Датчик имеет надежную гальваническую развязку с пациентом и служит для получения диагностической информации о состоянии больного, а также для синхронизации и биоуправления воздействием.

Датчик пульса работает следующим образом. С источника опорного напряжения/тока (ИОНТ) подается постоянный ток, проходящий через светодиод датчика в прямом направлении. Излучение, испускаемое светодиодом, проходит через живую ткань пациента (ногтевая фаланга пальца или мочка уха). После очередного сердечного сокращения капилляры наполняются кровью. За счет этого «прозрачность» живой ткани для излучения, испускаемого светодиодом, изменяется и, следовательно, фототранзистор «принимает» искаженное излучение, из которого можно выделить межпульсовый интервал. Отфильтрованный и усиленный с помощью блока фильтрации-усиления (БФУ) сигнал подается на один вход компаратора. На другой вход компаратора подается опорное напряжение с ИОНТ. В результате сравнения двух сигналов, на выходе которых формируются импульсы

прямоугольной формы с периодом, равным межпульсовому интервалу. Эти импульсы отражаются в старшем разряде выходного регистра (544 порт).

Программный модуль регулярно опрашивает состояние старшего бита порта 544. При этом на системной магистрали ПЭВМ формируется адрес выходного регистра в сочетании с сигналами управления (адрес и сигнал управления воспринимаются и декодируются с помощью дешифратора адреса (ДША) и блока управления на плате). В случае успешного декодирования содержимое выходного регистра считывается в оперативную память ПЭВМ и далее обрабатывается программой управления.

Методы обработки и оценки информации

Алгоритмы обработки временной упорядоченности пульса, основанные на общестатистических подходах, информационном анализе, позволяют дать оценку взаимодействия симпатического и парасимпатического отделов вегетативной нервной системы. Для анализа же скрытых периодичностей в структуре колеблемости синусового ритма приходится прибегать к не совсем корректному для данного случая методу – изучению автокорреляционной функции и спектрального анализа.

В то же время оценки микроструктуры синусового ритма могут быть основаны на анализе двумерных гистограмм, полученных в результате раздельного нанесения на оси координат последующих и предыдущих кардиоинтервалов. Однако из-за отсутствия разработанного математического аппарата для анализа подобного рода авторегрессионных облаков этот метод не нашел широкого практического применения.

Использование условно-вероятностного анализа также позволяет изучать «микроструктуру» синусового ритма (5).

Для этого вся шкала длительностей межпульсовых интервалов делится на классовые интервалы по 0,04 с и каждый кардиоинтервал временного ряда регистрируе-

мой плетизмограммы кодируется номером классового интервала, соответствующего его длительности. Полученный временной ряд преобразовывается в матрицу переходов кардиоинтервалов из i -го класса в $i+n$ класс, где последовательности строк составляют номера классов предшествующих интервалов, а ячейки на их пересечении содержат количество переходов определенного предшествующего кардиоинтервала к соответствующему последующему.

Если последующий интервал попадает в тот же i -й класс (независимо от его номера), что и предыдущий (т.е. его изменения в пределах ширины классового интервала-0,04 с), то это считается нулевой коррекцией. Если последующий интервал увеличивается относительно предыдущего настолько, что попадает в другие – $i+1$ или в $i+2$, или в $i+3 \dots i+n$ (где $n > 3$) – классы, то такие изменения определяются как замедляющие (трофотропные) коррекции I, II, III, IV порядка соответственно. Если последующий кардиоинтервал попадает в $i-1$ или в $i-2$, или в $i-3 \dots i-n$ класс, то такие укорочения интервала определяются как ускоряющие (эрготропные) коррекции I, II, III, IV порядка.

Таким образом, чем выше порядок коррекции, тем интенсивнее замедление или ускорение каждого последующего интервала относительно предыдущего. Далее подсчитывается количество и вероятность реализации коррекций каждого типа.

Для получения полной картины рассматриваемых правил классификации необходимо изучить временную упорядоченность пульса испытуемых, которые испытывают различного рода функциональные нагрузки повседневной жизнедеятельности, включая корковые механизмы торможения во время сна.

Для анализа микроструктуры разброса синусового ритма измерялись длительности 100 последовательных кардиоинтервалов, зарегистрированных в пяти основных функциональных состояниях: 1) оперативный покой – дневной отдых, когда регистрируют

гармоническое взаимодействие холинергических и адренергических механизмов регуляции; 2) состояние, определяемое восприятием и переработкой информации – игра на музыкальных инструментах, чтение лекции, доклада; 3) состояние эмоциональной напряженности, обусловленное сдачей ответственного экзамена; 4) состояние, определяемое физической нагрузкой на велоэргометре (150

Вт, 60 об. мин в течение 6 минут), зарегистрированное сразу после нее; 5) дремота-сон, когда отмечается преобладание в регуляции холинергических механизмов – сразу после проведения физиопроцедуры «электросон»; 6) ночной сон (фаза глубокого сна).

Результаты подобных исследований суммированы в нижепредставленной табл. 1.

Таблица 1

Распределение эрготропных и трофотропных коррекций межпульсовых интервалов у здоровых в зависимости от тонуса вегетативной нервной системы

| Порядок коррекции | Преобладание в регуляции вегетативной нервной системы | | | | | |
|-------------------|---|-----|----|-------|----|------|
| | СНС | | | Норма | | ПСНС |
| | функциональные классы | | | | | |
| | IV | III | II | I | V | VI |
| i-5 | | | | 01 | | 01 |
| i-4 | | | | 01 | | 03 |
| i-3 | | | 03 | 03 | 01 | 06 |
| i-2 | | | 05 | 03 | 14 | 12 |
| i-1 | 01 | 02 | 12 | 14 | 14 | 07 |
| i±0 | 99 | 97 | 70 | 54 | 45 | 30 |
| i+1 | | 01 | 07 | 16 | 13 | 20 |
| i+2 | | | 03 | 06 | 11 | 13 |
| i+3 | | | | 02 | 02 | 08 |

Таблица 2

Суммарная таблица распределений эрготропных и трофотропных коррекций

| Сумма коррекций | Функциональные классы | | | | | |
|-----------------|-----------------------|-----|----|-------|----|------|
| | СНС | | | норма | | ПСНС |
| | IV | III | II | I | V | VI |
| положительные | 00 | 01 | 10 | 24 | 26 | 41 |
| нулевые | 99 | 97 | 70 | 54 | 45 | 30 |
| отрицательные | 01 | 02 | 20 | 22 | 29 | 29 |

Как видно из представленных в таблицах данных, при гармоническом взаимодействии адренергических и холинергических механизмов регуляции (1-й функциональный класс) отмечается 22% ускоряющих коррекций и 24% замедляющих коррекций при 54% нулевых коррекций. Таким образом, ряд распределения довольно симметричен.

В следующей таблице 2 рассмотрены интегрированные результаты замедляющих и ускоряющих коррекций в различных функциональных состояниях практически здоровых испытуемых.

В состояниях 2-4 отмечают постепенное нарастание в регуляции адренергических механизмов: постепенно снижаются вероятности

перехода из модального в другие классы за счет того, что возрастает удельный вес нулевых коррекций. Отмечается и относительное преобладание ускоряющих коррекций.

В состояниях 5-6 отмечают постепенное нарастание в регуляции холинергических механизмов: умеренное преобладание холинергических механизмов регуляции характеризуется как снижением нулевых коррекций, по сравнению с другими функциональными классами, так и возрастанием числа положительных коррекций.

Дальнейшее возрастание в регуляции роли парасимпатической нервной системы сопровождается еще большим снижением процента нулевых коррекций, а также увеличением вероятностей переходов из модального в классы замедляющих коррекций.

Резюмируя представленный материал можно отметить, что вероятность появления кардиоинтервала той же длительности, что и предыдущий, возрастает от одного функционального класса к другому при преобладающем влиянии симпатического отдела вегетативной нервной системы. В каждом же функциональном классе вероятность коррекций определенного вида тем больше, чем меньше их порядок, т.е. величина. При смене функционального класса вероятности ускоряющих и замедляющих коррекций изменяются практически одновременно. В

этом случае вероятность самых длинных коррекций возрастает, а нулевых – уменьшается при росте вклада холинергических механизмов регуляции. Вероятность наиболее коротких изменений длительностей кардиоинтервалов увеличивается параллельно с ростом нулевых коррекций при возрастании роли адренергических механизмов в регуляции.

Таким образом прослеживаются две тенденции: дестабилизация синусового ритма при переходе от I-го к V-му и VI-му функциональным классам и стабилизация синусового ритма при переходе от I-го к II-IV функциональным классам.

Подобная динамика стабилизации или дестабилизации синусового ритма при смене функциональных состояний испытуемых зависит, по нашему мнению, и от изменений числа степеней свободы синусового ритма в результате изменений его микроструктуры. Наиболее полно о динамике микроструктуры синусового ритма возможно судить по динамике энтропийных характеристик (7,12,13,14).

Результаты таких исследований представлены в табл. 3, а алгоритм принятия решения – на рис. 2.

Таблица 3

Показатели энтропии коррекций временной упорядоченности пульса здоровых в условиях повседневной жизнедеятельности

| Функциональное состояние | Информационные показатели ритма сердца | | | | |
|--------------------------|--|--------------|--------------|--------------|--------------|
| | Но ±m | H ±m | h ±m | D ±m | S ±m |
| дневной отдых | 3,17 ± 0,180 | 2,09 ± 0,090 | 0,66 ± 0,005 | 0,34 ± 0,003 | 1,9 ± 0,090 |
| чтение | 2,58 ± 0,320 | 1,50 ± 0,090 | 0,58 ± 0,004 | 0,32 ± 0,005 | 1,4 ± 0,060 |
| экзамен | 1,58 ± 0,180 | 0,22 ± 0,005 | 0,14 ± 0,003 | 0,86 ± 0,009 | 0,16 ± 0,005 |
| работа 100 Вт | 1,00 ± 0,008 | 0,08 ± 0,003 | 0,08 ± 0,001 | 0,92 ± 0,009 | 0,09 ± 0,003 |
| дремота | 2,8 ± 0,170 | 2,2 ± 0,120 | 0,79 ± 0,005 | 0,21 ± 0,006 | 3,7 ± 0,090 |
| глубокий сон | 3,17 ± 0,320 | 2,76 ± 0,210 | 0,87 ± 0,004 | 0,13 ± 0,002 | 6,7 ± 0,020 |

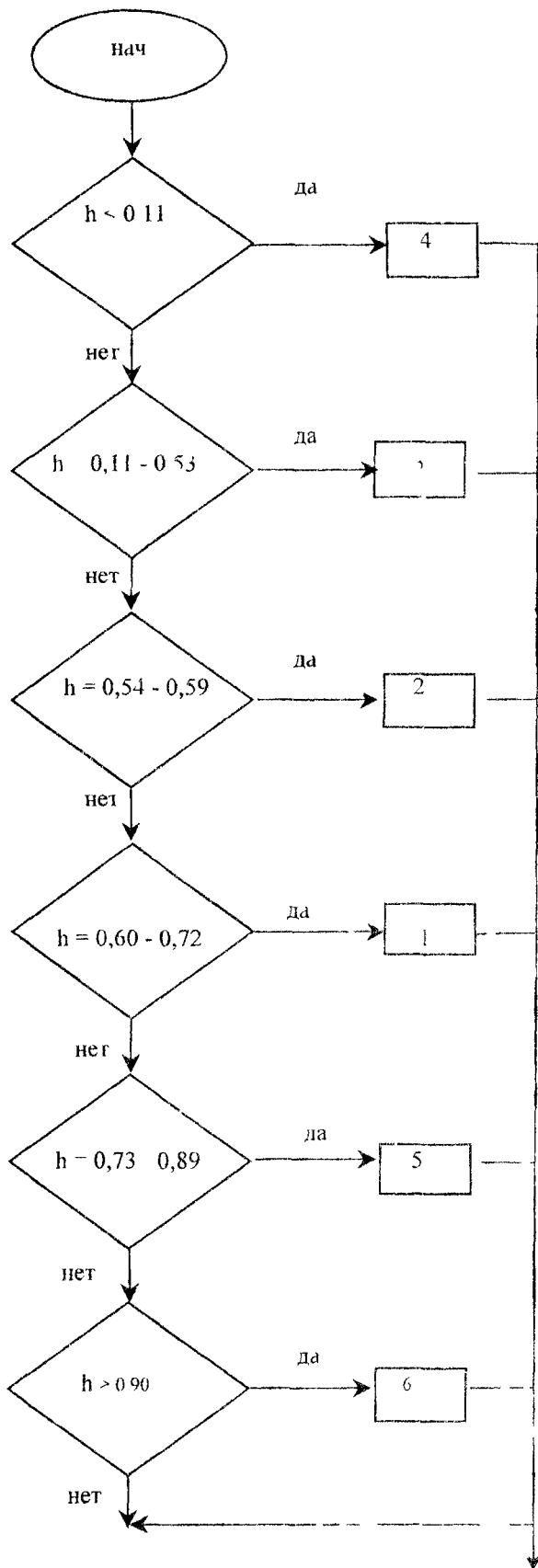


Рис 2 Алгоритм оценки состояния вегетативного статуса

За диапазоны должных показателей приняты отклонения средней в пределах двух сигм ($M \pm 2\delta$) со сглаживанием значений в пересекающихся классах. При сравнении фактических значений относительной энтропии и должных диапазонов получают возможность судить о динамике отклонений в процессе любых воздействий. Приняты шесть кодов, в соответствии с которыми дифференцируют состояние вегетативного статуса испытуемого (11)

1) (НОРМА) – это гармоническое взаимодействие симпатической нервной системы СНС и парасимпатической нервной системы ПСНС, 2) (УП СНС) умеренное преобладание симпатической нервной системы, 3) (ВП СНС) выраженное преобладание симпатической нервной системы, 4) (РВП СНС) резко выраженное преобладание симпатической нервной системы, 5) (УП ПСНС) умеренное преобладание парасимпатической нервной системы, 6) (ВП ПСНС) выраженное преобладание парасимпатической нервной системы.

Литература

1. Баевский Р. М. Синусовая аритмия с точки зрения кибернетики // Математические методы анализа сердечного ритма. М. 1968 – С. 9-23
2. Баевский Р. М., Кириллов О. М., Клецкин С. З. Математический анализ изменения сердечного ритма при стрессе – М., 1984 – 224 с.
3. Дабровский А., Дабровский Б., Плотрович Р. Суточное мониторирование ЭКГ – Москва. Медпрактика 1998 – С. 208
4. Зарубин Ф. И. Вариабельность сердечного ритма: стандарты измерения, показатели особенности метода // Вестник аритмологии. 1998 № 10 – С. 25-30
5. Исследование резонансных характеристик сердечно-сосудистой системы / Вашилло Е. Г., Зингерман А. М., Константинов М. А., Меницкий Д. Н. // Физиология человека – 1983 – Т. 9 – № 2 – С. 257-261
6. Казначеев В. П., Баевский Р. М., Берсенева А. П. Донозологическая диагностика в практике массовых обследований населения. Ленинград. Медицина 1980 – 207 с.
7. Пятакович Ф. А., Якупченко Т. И., Цатурян А. А. Изучение циркадного ритма у больных язвенной болезнью по данным автоматического анализа временной упорядоченности пульса. Тезисы докладов III Всесоюзной конференции по хронобиологии и хрономедицине – Ташкент, 1990 г.
8. Пятакович Ф. А., Якупченко Т. И. Способ прогнозирования обострения гастродуоденита и рецидива язвенной болезни // АС СССР № 159-947 – 1990

9. Пятакович Ф. А., Пронин В. Т., Якунченко Г. И. Патент № 2127135 от 10.03.1999 г. на изобретение: «Способ коррекции функциональных состояний» (от 22.02.94 г.)
10. Пятакович Ф. А., Баранов В. И., Камышанченко П. В., Куриленко Н. И. Оценка эффективности биотехнической системы монохромной цветостимуляции, предназначенной для лечения заболевания глаз. Материалы Международной технической конференции «Медико-экологические информационные технологии», 19-22 мая 1998 г. – Курск.–С. 47-49.
11. Пятакович Ф. А., Афанасьев Ю. И., Якунченко Т. И. Методы диагностических исследований сердечно-сосудистой системы. Учебное пособие.– Белгород: Изд-во БелГУ, 1999 – 176 с
12. Якунченко Т. И., Пятакович Ф. А., Цатурян А. А. Автоматизированная система хронокоррекции вегетативного статуса больных язвенной болезнью. Сборник материалов Всесоюзной конференции Методы исследования и лечения, аппаратные системы и ЭВМ в гастроэнтерологии Железноводск; Ессентуки. 9-11 октября 1991.– С 342-343.
13. Якунченко Т. И. Автоматизированное прогнозирование обострений язвенной болезни. Сб материалов 2-й Международной конференции «Распознавание». Курск, 1995.– С. 178-180.
14. Якунченко Т. И., Пятакович Ф. А., Должиков А. А., Куриленко Н. И., Хашана Ю. Х. Алгоритмы управления в биотехнической системе цветостимуляции: Медико-экологические информационные технологии-99. Материалы Второй международной научно-технической конференции, 19-21 мая 1999 года.– Курск.– С 14-16.
15. Furlan R, Guzzetti S. W.: Continuous 24-hour assessment of the neural regulation of systemic arterial pressure and RR variabilities in ambulant subjects. *Circulation*. 1990 81:537.
16. Malik M., Farrch T. G.. Circadian rhythm of heart rate variability after acute myocardial infarction and its influence on the prognostic value of heart rate variability. *Am. J. Cardiol.*, 1990. 66, 1049.
17. Malik M., Farrell T. G.: Evaluation of receiver operator characteristics. Optimal time of day for the assessment of heart rate variability after acute myocardial infarction. *Int. J. Biomed. Comput*, 1991. 29. 175.
18. Malpas S. C., Maling T. J. B Heart rate variability and cardiac autonomic function in diabetes. *Diabetes*. 1990. 41, 177
19. Malpas S. C., Whileside E. A.: Heart rate variability and cardiac autonomic function in men with chronic alcohol dependence *Br Heart J.*, 1991. 65, 84.
20. Saul J. P., Albrecht P., Berger R. D., Cohen R. J. Analysis of long-term heart rate variability: methods, 1/f scaling and implication // *Computers in cardiology* 1987. Washington, DC: IEEE Computer Society Press 1988 - P. 419-22
21. Sayers B. M. Analysis of heart rate variability. // *Ergonomics* 1973, N16.– P.17-32
22. Schwartz P. L., Priori S. G. Sympathetic nervous system and cardiac arrhythmias // In Zipes DP, Jalife J, eds *Cardiac Electrophysiology: From Cell to Bedside* Philadelphia, Pa WB Saunders Co.- 1990 - P 330-343

ОСОБЕННОСТИ РАЗРАБОТКИ БИОТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМ ХРОНОДИАГНОСТИКИ И ХРОНОФИЗИОТЕРАПИИ

**Ф. А. Пятакович, Т. И. Якунченко, А. А. Должиков,
Н. В. Сороколцова, Л. В. Хливченко, А. Г. Варакин, С. Н. Хорошилов**

Кафедра профилактики внутренних болезней БелГУ

В последние десятилетия внимание отечественных зарубежных специалистов привлекли хронобиологические методы диагностики (1,2,6), лечения и профилактики различных заболеваний (9,10). Эти методы увеличивают согласование межсистемных механизмов регуляции различных функций (20), восстанавливают нарушенную гармонию ритмов в организме в целом (13), усиливают механизмы саморегуляции (12,19), усиливают репаративные процессы (16,17,18,20,23), коррегируют иммунную и

антиоксидантную защиту организма (5, 11,15, 22, 24).

Большой интерес у исследователей вызывают методы воздействия с помощью света и цвета: это гелио-талассотерапия, лазеротерапия (3,4,7,8,14,21).

В этой связи нами избрано направление разработки биотехнических систем, работающих на основе биологической обратной связи с использованием экологически чистых электромагнитных излучений миллиметрового и оптического диапазона длин волн.