

После использования базисной и биоуправляемой миллиметровой терапии достоверно снижается число больных с функциональной ахлогидрией и растет число больных с кислым компенсированным типом секреции.

После комбинированной базисной, биоуправляемой миллиметровой терапии и цветостимуляции достоверно снижается доля больных с кислым субкомпенсированным типом секреции и возрастает доля больных с кислым компенсированным типом секреции.

2. У больных язвенной болезнью по мере нарастания ее степени тяжести увеличивается вклад в регуляцию адренергических механизмов.

Показано, что резонансное (метрономизированное) дыхание выявляет наличие резервов, мобилизующих активность холинергических механизмов регуляции. При этом следует отметить, что возможности резонансного дыхания наиболее ярко себя проявляют при более выраженных степенях тяжести язвенной болезни.

3. Биоуправляемая миллиметровая терапия в целом у больных язвенной болезнью вызывает изменения структуры паттерна HRV, отражающие увеличение вклада холинергических механизмов регуляции автономной нервной системы. Изменения эти носят дифференцированный характер и зависят от исходных данных. Наибольшее влияние резонансное дыхание оказывает на больных третьей степенью активности язвенной болезни.

4. Комбинированная миллиметровая терапия и цветостимуляция обеспечивают также возрастание вклада холинергических механизмов регуляции. Однако, достигнутый уровень функционирования автономной нервной системы после комбинированного лечения у всех больных любой степенью тяжести, практически, одинаков. В этом заключается основное его отличие от биоуправляемой монотерапии миллиметровыми волнами.

УДК 616.137.81

ЭФФЕКТИВНОСТЬ ПРОГРАММНО-УПРАВЛЯЕМОЙ СИСТЕМЫ ИНТЕРФЕРЕНЦТЕРАПИИ В ЛЕЧЕНИИ БОЛЬНЫХ ДИСТРОФИЧЕСКИМИ ЗАБОЛЕВАНИЯМИ ПОЗВОНОЧНИКА И ПЯТОЧНОЙ ШПОРОЙ

Т.И. Якунченко, Ф.А. Пятакович, Я.С. Аллахам, Т.В. Борщ, А.В. Бардакова
Кафедра пропедевтики внутренних болезней
и клинических информационных технологий

Актуальность темы

Арсенал аппаратных средств и технологий для физического лечения различных заболеваний постоянно расширяется. К ним относится и интерференцтерапия, вакуум-интерференцтерапия гипертонической болезни, дистрофических заболеваний позвоночника и суставов.

В результате электрофизиологических особенностей воздействия интерференционных токов, по сравнению с другими импульсными токами, раздражение воспринимающих рецепторов происходит в глубине тканей, поэтому в процессе лечения можно использовать достаточно большую силу тока [Л. Николова, 2000]. Этот вид лечения применяют даже в детской практике [А.П. Довганюк, Д.Л. Вашкевич, 1992; Н.П. Дриневский, 2002].

Вместе с тем известно, что рецепторы быстро адаптируются к интерференционным токам, и это естественно снижает их терапевтическую эффективность [В.С. Улащик, 1991; В.С. Улащик, И.В. Лукомский, 2003].

В 1993 г. впервые для оптимизации лечения заболеваний тканей парадонта было успешно использовано запатентованное устройство и способ биомодуляции интерференционных токов, полностью снимающие проблему адаптации тканей к интерференционным токам [Ф.А. Пятакович, Т.И. Якунченко, А.И. Фоменко, 1993].

В 2002 г. при помощи биоуправляемой интерференцтерапии были получены положительные результаты в лечении больных остеохондрозом [А.В. Кунгуров, Ф.А. Пятакович, Т.И. Якунченко, 2002].

Имеются лишь единичные работы, указывающие на необходимость проведения комплексных исследований по программно-управляемым способам биомодуляции интерференционных токов [Ф.А. Пятакович, 1995; В.С. Улащик, И.В. Лукомский, 2003].

Резюмируя сказанное, необходимо отметить, что при разработке биотехнических систем интерференцтерапии актуальным является поиск решений, обеспечивающих как синхронную биомодуляцию электрических биений в тканях, так и программноуправляемые способы их реализации.

Цель и задачи исследования. Разработка способов расширения эффективности лечебного воздействия низкоинтенсивными электрическими биениями, возникающими между квадригой электродов в системе интерференцтерапии посредством программируемой биосинхронизации и биоуправления.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

– сформировать биоциклические программно-управляемые модели паттернов импульсных токов, которые обеспечивают заданный спектр электрических биений в виде программ воздействия, направленных на лечение острых, подострых, хронических патологических процессов и сосудистых заболеваний конечностей;

– сформировать алгоритмы управления коммутации электродов, реализующие режим прямого и обратного сканирования частоты, обеспечивающие биоциклические модуляции низкочастотных электрических биений синхронно, в такт с ударами пульса и дыхания;

– разработать структуру модели программно-управляемого модуля биотехнической системы интерференционной терапии, предназначенной для лечения дистрофических заболеваний позвоночника и суставов, сосудистых заболеваний конечностей;

– провести клиническую оценку эффективности разработанных программ лечебного воздействия при помощи программно-управляемой интерференцтерапии.

Методы исследований

В работе использована методология системного анализа, методы моделирования и управления в биологических системах, методы ритмотестирования и регистрации, ЭЭГ, психологические опросники, статистические методы обработки электрофизиологической информации.

На основе использования системного анализа разработана структура модели программно-управляемого модуля (рис.1), рассмотрена система квантования параметров для разработки моделей и алгоритмов управления воздействием интерференционными токами. Сформированы конкретные модели для усиления артериального кровотока, венозного оттока, лимфодренажа и снятия болевого синдрома.

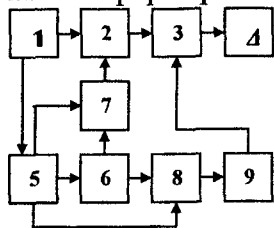


Рис.1. Структура программно-управляемого модуля

Для целей биоуправления и программной реализации различных технологий лечения при помощи интерференционных токов была разработана структура модели программно-управляемого модуля, представленного на рис. 3 и включавшего: 1 – биологический таймер, 2 – генераторы электрических биений, 3 – блок реле, 4 – семь квадрил электродов, 5 – устройство управления выборкой, 6 – ПЗУ, 7 – регистр частот, 8 – регистр состояний реле, 9 – усилитель.

Рассмотрена клиническая эффективность лечения больных с острыми болевыми синдромами в области грудного отдела позвоночника и с синдромом поясничной боли – low back pain (LBP).

Под наблюдением находились 62 пациента с проявлениями дискогенной радикулопатии D₁- D₁₂ и L₅-S₁ с поражением одного или обоих корешков. В группе наблюдения были только мужчины в возрасте от 20 до 45 лет.

Ортопедический статус включал: сколиотическую деформацию грудного отдела позвоночника – 32; сглаженность поясничного лордоза – 15; сколиотическую деформацию поясничного отдела позвоночника – 23; выраженные мышечно-тонические напряжения мышц региона – 31.

Сопоставление эффективности воздействия при помощи не синхронизированной с биоритмами интерференцтерапии и программно-управляемой интерференцтерапии проведено у 62 больных с дискогенными радикулопатиями. Первую группу составили 31 пациент, леченных при помощи биоуправляемой интерференцтерапии, и вторую – контрольную – 31 пациент, леченных при помощи не синхронизированной интерференцтерапии.

Выраженность болевого синдрома оценена по визуальной аналоговой шкале (ВАШ). Выраженность болевого синдрома в периоде до лечения у 37% больных находилась в диапазоне 51-55.

В процессе лечения интерференцтерапией не синхронизированной с биоритмами пациента болевой синдром переместился в диапазон 41-55 у 38% больных.

После применения компьютерной программно-управляемой синхронизированной с биоритмами пациента интерференцтерапии у 45% больных болевой синдром переместился в диапазон 31-40. Наблюдаемые различия статистически достоверны.

После курса проведенной ИФТ без синхронизации с биоритмами выраженные мышечно-тонические напряжения мышц региона встречались у 15 человек по сравнению с 31 – до лечения. После курса компьютерной программно-управляемой интерференцтерапии выраженные мышечно-тонические напряжения мышц региона встречались только у 2 больных.

Заметно изменился и нервно-эмоциональный статус больных. Оценку ситуативной тревожности реализовали по общеизвестной шкале Спилбергера. Из анализа полученных данных следует, что после лечения при помощи не синхронизированной ИФТ модальный класс переместился в диапазон умеренно-повышенного уровня ситуативной тревожности. После программно-управляемой интерференцтерапии модальный класс переместился в зону низкого уровня ситуативной тревожности. Наблюдаемые различия статистически достоверны.

Результаты динамического наблюдения количественных показателей ЭЭГ в процессе курсовой интерференцтерапии представлены на графике (рис. 2).

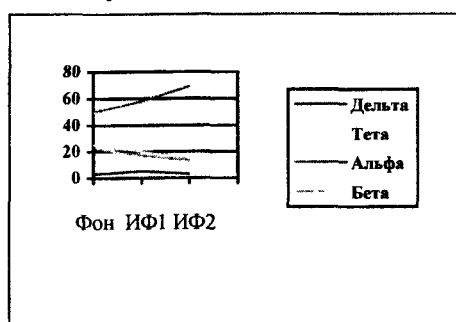


Рис.2. Динамика волн ЭЭГ при лечении ИФТ

Из представленных на рисунке данных следует, что в исходном паттерне ЭЭГ был высок удельный вес низкочастотных и высокочастотных компонентов ЭЭГ в диапазоне θ - и β -ритмов.

После же курсового лечения при помощи не синхронизированной интерференцтерапии отмечается падение низкочастотных составляющих ЭЭГ в диапазоне θ -ритмов и высокочастотных в диапазоне β -ритма. Отмечается тенденция к росту удельного веса α -ритма.

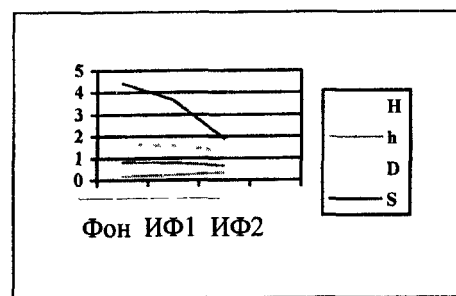


Рис.3. Динамика показателей энтропии ЭЭГ в процессе лечения ИФТ

После проведенной программно-управляемой интерференцтерапии выявляется достоверное возрастание доли α -ритма и достоверное снижение доли θ - и β -ритма в общей структуре ЭЭГ.

Сравнительная динамика информационных параметров ЭЭГ в процессе лечения при помощи не синхронизированной ИФТ и компьютерной программно-управляемой ИФТ представлена на графике (рис.3). Из представленного рисунка видно, что не синхронизированная ИФТ не обеспечивает дос-

товерных структурных изменений паттерна ЭЭГ. Оптимизация структуры паттерна ЭЭГ после программно-управляемой интерференцтерапии сопровождается ростом его воспроизводимости (h) и снижением непредсказуемости (D) и стохастичности (S).

Подобная динамика параметров ЭЭГ свидетельствует о коррекции нейродинамических процессов мозговой деятельности, направленной на усиление реакции торможения. Исследования по оценке эффектов биоуправляемой интерференцтерапии на вегетативный статус больных с дискогенными радикулопатиями проводились нами на основе изучения статистических характеристик временной упорядоченности пульса (табл. 1).

Таблица 1

Динамика показателей variability ритма сердца больных, леченных несинхронизированной ИФ1 и программно-управляемой ИФ2

Функциональный класс	Способ реализации ИФТ			Модуль разности		
	ФОН	ИФ1	ИФ2	2 – 3	2 – 4	3 – 4
Гиповариабельная норморитмия	-	-	-	-	-	-
Гиповариабельная тахиритмия	74	15	6	59	68	9
Нормовариабельная тахиритмия	26	57	39	31	13	18
Гипервариабельная норморитмия	-	20	45	20	45	25
Нормовариабельная брадиритмия	-	8	10	8	10	2
Гипервариабельная брадиритмия	-	-	-	0	0	0
ΣP	100	100	100	-	-	-
Σ P ₁₁ -P ₁₂	-	-	-	118	136	54
D(x) _i %	-	-	-	59	68	27
Значимость различий	-	-	-	P<0,05	P<0,05	P<0,05

Как видно из представленных в таблице данных, величина расхождения распределений типов variability сердечного ритма в периоде до лечения больных (фоновые данные) и после интерференцтерапии, в режиме не синхронизированной с биоритмами пациента, достаточно высокая ($D(x_i)=37\%$), что указывает на высокую информативность разграничиваемых диапазонов вегетативного профиля и достоверный характер различий ($P < 0,05$).

В периоде после лечения несинхронизированной ИФТ достоверно возросли доли больных с нормовариабельной тахиритмией и гипервариабельной норморитмией.

В периоде после биоуправляемой интерференцтерапии по сравнению с фоном и с несинхронизированным режимом воздействия достоверно возросла доля больных с гипервариабельной норморитмией и доля больных, имевших нормовариабельную норморитмию.

Сравнение несинхронизированной ИФТ и биоуправляемой ИФТ выявляет достоверный характер различий ($P < 0,001$) в тех же самых диапазонах ($D(x_i) = 56\%$ и 37%).

Выводы.

1. Достигнуто увеличение эффективности воздействия за счет хронобиологических принципов оптимизации управления воздействием, включающих синхронизацию параметров воздействующего физического фактора с параметрами биологической обратной связи, в качестве которой использованы основные биоритмы пациента: пульсовый выброс, дыхательный цикл, ритм элонгации и ритм перераспределения кровотока.

2. Осуществлено снижение общей дозы воздействия за счет увеличения коэффициента заполнения несущего терапевтического сигнала только в момент пульсового выброса и вдоха пациента, а также благодаря введению в цикл воздействия пауз отдыха, соответствующих индивидуальным ритмам перераспределения кровотока, синхронным работе центра терморегуляции.

3. Обеспечена индивидуализация физиотерапевтического лечения за счет применения биологического таймера, отсчитывающего циклы воздействия по биологическим интервалам пациента, а не по физическим секундам.

4. Результаты работы внедрены в учебный процесс кафедры пропедевтики внутренних болезней Белгородского государственного университета, кафедры медицинской биоинженерии Курского государственного технического университета, в лечебную практику физиотерапевтического, неврологического и травматологического отделений муниципальной городской клинической больницы № 1.

УДК 616.137.81

ПРОГРАММНЫЙ МОДУЛЬ ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ КЛАССИФИКАЦИИ ФАЗ СНА ЧЕЛОВЕКА

Ф.А. Пятакович, Н.В. Чуева

Кафедра пропедевтики внутренних болезней
и клинических информационных технологий

Существующие приборы для регистрации ЭЭГ способны выделять все ритмы электроэнцефалограммы, зарегистрированные в конкретную фазу нейродинамической активности мозга. Однако, как правило, в подобных устройствах не реализуют функцию автоматической классификации ЭЭГ. Такая необходимость перед исследователем возникает, например, при изучении состояния ритма сердца в момент фазы парадоксально-го или быстрого сна.

Нами рассматривается структура информационной системы, включающая портативный четырехканальный компьютерный электроэнцефалограф, модуль ритмотестирования для съема и обработки межпульсового интервала и программное средство.

Структура портативного четырехканального электроэнцефалографа показана на рис. 1.

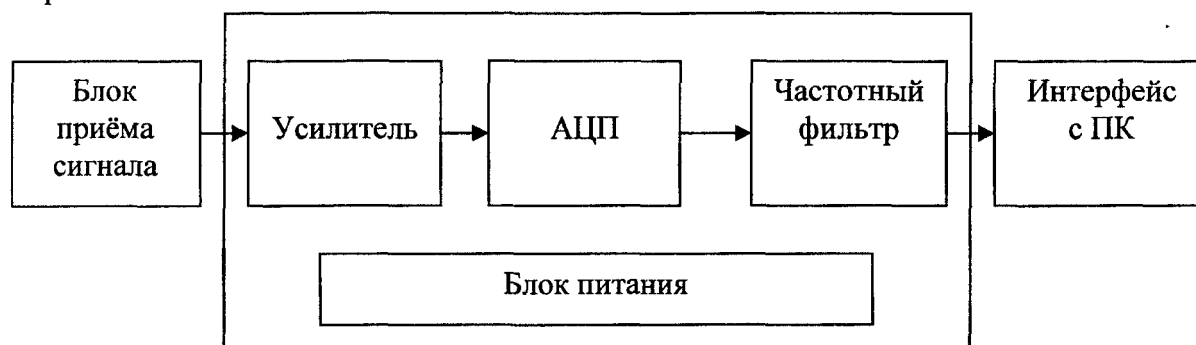


Рис. 1. Структурная схема четырехканального электроэнцефалографа

Для электробезопасности пациента питание электроэнцефалографа осуществляется от двух соединенных параллельно аккумуляторных батарей напряжением 9 В.

Блок приема сигнала состоит из 5 электродов (4 отведения + «земля»), которые подключаются непосредственно к пациенту. Полученный с электродов сигнал усиливается в операционном усилителе и передается в аналого-цифровой преобразователь для оцифровки. Таким образом аналоговые импульсы преобразуются в цифровые.

Оцифрованный сигнал передается в частотный фильтр, обеспечивающий пропускание заданных частот. Управление частотным фильтром осуществляется программным способом.

Обработанный сигнал передается через интерфейс с ПК на компьютер для дальнейшей обработки и анализа.

Перед сном пациенту фиксируют ЭЭГ-электроды лобно-затылочных отведений справа и слева, датчики холтеровского мониторинга, с включением регистрации 500 межпульсовых интервалов в момент автоматического выделения фаз сна.