

дефект, находясь в А - конфигурации, обладает свойствами центра с отрицательной корреляционной энергией. Удаление двух электронов переводит дефект в метастабильную В - конфигурацию, которая состоит из двух фрагментов дефекта — двух центров захвата. При этом на одном из фрагментов локализовано два электрона, а на другом - один.

Изучение термопереходов W-дефекта из одной конфигурации в другую дало следующие выражения для относительных скоростей этих переходов R:

$$R(A \rightarrow B) = 10^8 \cdot \exp\left(-\frac{E_1}{k \cdot T}\right), [c^{-1}],$$

$$T(A \rightarrow B) \approx 325 \text{ K}$$

$$R(B \rightarrow A) = 3 \cdot 10^3 \exp\left(-\frac{E_2}{k \cdot T}\right), [c^{-1}].$$

$$T(B \rightarrow A) \approx 145 \text{ K},$$

где $E_1 = 0,7 \text{ эВ}$, $E_2 = 0,18 \text{ эВ}$ - энергии активации термоперехода W- дефектов из А в В и из В в А-конфигурацию соответственно. Предложена координатно-конфигурационная диаграмма дефекта. Определены энергетические параметры, характеризующие диаграмму.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Suski J., Sibille A., Bourgoin J. Defects in low temperature electron irradiated InP. //Solid State Commun. -1984. -V.49, N9. -P.875-878

Работа представлена на научную конференцию с международным участием «Актуальные проблемы науки и образования», ВЕРАДЕРО (Куба), 20-30 марта 2006г. Поступила в редакцию 10.02.2006г.

НИЗКО ЧАСТОТНЫЕ И ВЫСОКО ЧАСТОТНЫЕ МОДЕЛИ СВЕТОВЫХ ВЕРЕТЕН СООТВЕТСТВУЮЩИХ ПАТТЕРНАМ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММЫ ЧЕЛОВЕКА В МОДУЛЕ БИОУПРАВЛЯЕМОЙ ДИРЕКТИВНОЙ ЦВЕТОСТИМУЛЯЦИИ

Пятакович Ф.А., Макконен К.Ф.

*Белгородский государственный университет,
Белгород*

Актуальность исследования. В последнее десятилетие, начиная с 1996 г., отмечается существенный интерес к методам биоуправления, успешно применяемых, в клинической практике аффективных нарушений, психосоматических заболеваний и аддиктивных расстройств [М.Б.Штарк,2004]. Этому способствовало появление новых компьютерных технологий сбора и обработки электрофизиологической информации, мультимедийных средств, а также, не в малой степени, и разработанных новых технологий протоколов ЭЭГ биоуправления.

Как известно целевой функцией ЭЭГ биоуправления является трансформация в нужном направлении нейродинамической активности мозга с последующей модификацией функционального состояния пациента.

При этом пациент, используя различные стратегии отыскания психологического комфорта, меняет адекватно ему соответствующий и паттерн ЭЭГ.

Однако здесь существует проблема необходимости индуцирования внутриспихического состояния соответствующего достигнутому уровню целевой функции биоуправления. Между тем пациент не всегда и не быстро может отыскать это состояние и, тем более, длительно его удерживать. Особенно это касается первых дней тренинга. Обычно врач в этих случаях прибегает к приемам аутотренинга или рекомендует пациенту использовать приемы для создания позитивных динамических образов. Не случайно по данным авторов [С.В. Макаров, О.С. Шубина, 2004] в первые дни по разным причинам, в том числе из-за затруднений при освоении активного тренинга, требующего волевых усилий метода нейробиоуправления, прекратили лечение от 41% до 50% больных.

Второй подход не медикаментозного воздействия базируется на принудительном или направленном навязывании определенного частотного спектра через оптический канал связи или посредством специальных электродов. В 1994 году Ф.А. Пятакович, используя фундаментальные принципы хронобиологии, научно обосновал рекомендации по разработке биотехнических систем цветостимуляции, в которых параметры цветового воздействия по интенсивности были автоматически согласованы с параметрами биологической обратной связи посредством датчиков пульса и дыхания. За десятилетие с 1994 по 2004 годы были проведены исследования, включавшие формирование медико-технических требований к разработке биотехнических систем компьютерной и светодиагностической цветостимуляции. Эти исследования продемонстрировали, что использование всех технологий биоуправляемой цветостимуляции обеспечивает на основе механизма резонансного захвата навязываемых частот, трансформацию паттерна ЭЭГ и как следствие модификацию функционального состояния пациента.

Вместе с тем следует подчеркнуть, что подобные технологии воздействия не могут рассматриваться с позиций реабилитационной медицины, поскольку в них отсутствует элемент активного участия больного в процессе лечения.

Следовательно, разработка биотехнических систем директивного биоуправления, включающего воздействие при помощи цветостимуляции с мотивированным участием больного, является актуальным.

Цель и задачи исследования. Оптимизация эффективности лечебного воздействия, направленного на изменение функционального состояния пациента при использовании директивной цветоритмотерапии посредством синхронизации метрономизированного дыхания и релаксирующей цветостимуляции.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

- разработать модели трансформации нейродинамической активности мозга, основанные на динамике паттернов видеосигналов в форме веретен соответствующих паттернам релаксации электроэнцефалограммы человека;

- разработать кодифицированные модели метрономизированного дыхания человека, основанные на

изменениях внутренней структуры паттерна дыхания при неизменном периоде дыхательного цикла, определяющего строгую его цикличность;

- сформировать алгоритмы синхронизации паттернов дыхания и цветостимуляции и управления интенсивностью воздействия для модуля компьютерной цветоритмотерапии;

Модели светового веретена

В современной физиотерапии развитие методов лечения, использующих электромагнитные волны различной частоты, связано с тенденцией в достижении все большего терапевтического эффекта при наименьших потоках электромагнитной энергии за счет увеличения "информационного" и уменьшения "энергетического" компонентов воздействия. Это указывает на большое значение формы (вида) воздействующего сигнала при прочих равных условиях. На электроэнцефалограмме, зарегистрированной у человека в покое, во время сна очень часто регистрируют как отдельные волны, так и модулированные, например, так называемые альфа-веретена, продолжительностью от секунды и до десяти секунд. Эти колебания при анализе ЭЭГ, как правило, имеют вид крещендо-декрещендо, что зависит от плавного нарастания и падения амплитуды альфа-ритма в веретене. Установлено, что наилучший терапевтический эффект альфа-тренинга при неврозах отмечается на низкочастотных флюктуациях проявляемости веретен альфа-ритма.

Связь ритмов электроэнцефалограммы со зрением является общеизвестным фактом. Серия специальных исследований в 90-е годы была посвящена возможности управлению ритмами ЭЭГ при открытых глазах испытуемых [Федотчев и др., 1995].

При изучении методом спектрального анализа функциональной значимости различных ритмов ЭЭГ для регуляции состояний организма установили, что ритмами, несущими наибольшую информацию являются тета - и альфа-ритм [Л.Г. Воронин, В.Ф. Коновалов, Р.Я. Сенина, 1971]

Отмеченные типы у здоровых лиц являются высоко устойчивыми к различным воздействиям и функциональным нагрузкам и имеют корреляционные связи с тем или иным психологическим профилем личности [Л.А. Юрлин, 1993].

Таким образом, комплексная модель цветостимулирующего воздействия должна соответствовать какому-либо паттерну ЭЭГ и включать цветовую составляющую и временную композицию в виде длительности импульса и длительности паузы с определенным количеством тиков (частотой повторений конкретного ЭЭГ диапазона).

Естественно, что при компьютерной реализации смоделированных световых паттернов ЭЭГ в виде альфа веретен, не удастся изменять амплитуду световой волны простым способом. В связи, с чем нами была предусмотрена в модели варьирующая сила воздействия за счет изменения скважности сигнала.

Рассмотрим пример изменения интенсивности светового воздействия за счет направленных манипуляций с длительностью импульса и паузы при низких частотах 8-9 Гц соответствующей альфа ритму электроэнцефалограммы.

Усиление парасимпатических влияний способствует реализации состояния релаксации пациента. Одним из способов усиления холинергических механизмов регуляции является резонансное дыхание с периодом десять секунд.

Как известно в паттерне электроэнцефалограммы здорового человека в форме $\Delta\theta$ ядром паттерна является высоко вероятностная связь $\theta\alpha$ ритмов.

Программы биоадаптивного регулирования обычно направлены на коррекцию функционального состояния лиц имеющих повышенную эмоциональную неустойчивость, раздражительность, вспыльчивость. В этом случае требуется усиление альфа активности и его связей с тета и дельта компонентами.

Рассмотрим модели световых веретен, которые могут быть погружены в ритмы дыхательного цикла в виде резонансного дыхания.

Таблица 1. Модель альфа веретен в световом паттерне $\Delta\theta\alpha$ при низкой частоте альфа-ритма 8 Гц

Структура дыхательного цикла (Фаза)	Параметры модели					
	Ритм ЭЭГ	Гц	Импульс	Пауза	Кол-во Тиков	Время, с
В	Δ	2	0,30	0,20	1	0,500
	θ	4	0,23	0,02	6	1,500
Д	α	8	0,085	0,04	6	0,750
	α	8	0,095	0,03	6	0,750
О	α	8	0,105	0,02	6	0,750
Х	α	8	0,095	0,03	6	0,750
Суммарное время вдоха						5,00
В	Δ	2	0,30	0,20	1	0,500
	θ	4	0,23	0,02	6	1,50
Ы	α	8	0,065	0,06	6	0,750
	α	8	0,075	0,05	6	0,750
О	α	8	0,095	0,03	6	0,750
Х	α	8	0,085	0,04	6	0,750
Суммарное время выдоха						5,00

Как видно из представленных в таблице 1 данных формулу светового воздействия составляет неизменный альфа ритм частотой 8 Гц и 9 Гц, организованный в форме веретен с изменяющейся силой воздействия на вдохе и на выдохе. Световой паттерн представлен импульсами соответствующими параметрам дельта-тета-альфа ритмов ЭЭГ. На долю дельта ритмов приходится 2 импульса, доля тета ритма составляет 12 импульсов. Дельта-тета ритмы сцеплены с альфа веретеном из 24 импульсов на вдохе и 24 импульсов на выдохе. Время реализации формулы составляет 10 секунд.

Управление интенсивностью воздействия осуществляется за счет изменения коэффициента заполнения импульса: к середине веретена длительность импульса удлиняется, а длительность паузы укорачивается.

Цикл управления включает в себя время работы и время паузы. Во время работы осуществляется реализация световых формул воздействия, модулированных ритмом медленной волны первого порядка в 10 секунд. Роль биологической секунды выполняет межпульсовый интервал пациента посредством пульсодачика. Точно также, посредством пульсодачика, отсчитывается длительность паузы в шестьдесят ударов пульса. Число ударов пульса от 5 до 9 на вдохе и на выдохе подбирается исходя из средних значений в диапазоне 0,60 – 1,00 секунда.

Сравнительные результаты смоделированных световых паттернов $\Delta\theta\alpha$ с частотами альфа ритма 8 и 9 Гц и реальной ЭЭГ здорового человека с высоко адаптивной ЭЭГ, рассмотрены в таблице 2.

Таблица 2. Сравнительный анализ смоделированных световых низкочастотных паттернов

Волны ЭЭГ	Высокоадаптивный Паттерн ЭЭГ %	Смоделированный Паттерн 8Гц %	Смоделированный Паттерн 9Гц %	Модуль Разности		
				1-2	1-3	2-3
	1	2	3	4	5	6
Δ	4	3	6	1	2	3
θ	18	19	18	1	0	1
α	58	77	76	19	18	1
β	20	0	0	20	20	0
Δ/θ	3,22	4,00	4,20	-	-	-
θ/α	0,31	0,25	0,24	-	-	-
$\sum Pi1-Pi2 $				41	40	5
D(xi)%				20,5	20	2,5
p				p<0,05	p<0,05	p>0,05

Из представленных в таблице 2 данных видно, что смоделированные паттерны по долевному составу ритмов между собой статистически достоверно не отличаются. Но каждый из них достоверно отличается от реальной высоко адаптивной ЭЭГ. Соотношение же альфа и тета ритмов близко к высоко адаптивному паттерну ЭЭГ здорового человека.

Рассмотрим статистическую структуру смоделированных световых паттернов альфа веретен в высокочастотном диапазоне (таблица 3)

Таблица 3. Сравнительный анализ моделей световых паттернов с высокой частотой 10-13 Гц

Волны ЭЭГ	Веретено Паттерна 10 Гц %	Веретено Паттерна 11 Гц %	Веретено Паттерна 12 Гц %	Веретено Паттерна 13 Гц %	Модуль Разности		
					1-2	1-3	2-3
	1	2	3	4	5	6	7
Δ	6	5	5	5	1	1	0
θ	18	21	19	21	3	1	2
α	76	74	76	74	2	0	2
β	0	0	0	0	0	0	0
Δ/θ	4,00	3,52	4,39	3,85	-	-	-
θ/α	0,25	0,28	0,23	0,26	-	-	-
$\sum Pi1-Pi2 $					6	2	4
D(xi)%					3,0	1,0	2,0
p					p>0,05	p>0,05	p>0,05

Как видно из представленных в таблице 3 данных смоделированные световые паттерны относятся к высоко адаптивным и достоверно не отличаются по сво-

им параметрам. Уровень значимости различий проведен при помощи непараметрического метода углового преобразования Фишера.

Сравнения колонок 2 и 4 не проводились, поскольку во всех диапазонах доли дельта, тета, альфа ритма оказались равными.

Перейдем к анализу информационных параметров рассмотренных моделей, представленных в таблице 4.

Таблица 4. Сравнительная динамика информационных параметров смоделированных световых паттернов и высоко адаптивной ЭЭГ

Показатели Энтропии	Паттерны веретен альфа ритма 8-9 Гц				Модуль разности		
	Световой Паттерн альфа веретен 10 Гц	Световой Паттерн альфа веретен 11 Гц	Световой Паттерн альфа веретен 12 Гц	Световой Паттерн альфа веретен 13 Гц	2 – 3	2 – 4	3 – 4
1	2	3	4	5	6	7	8
H ₀	2,3	2,3	2,3	2,3	-	-	-
H	0,99	1,0	0,97	1,0	-	-	-
h	0,43	0,43	0,42	0,43	0,0	0,01	0,01
R	0,57	0,57	0,58	0,57	0,0	0,01	0,01
S	0,75	0,75	0,73	0,75	-	-	-
∑ h+R	1,0	1,0	1,0	1,0	-	-	-
∑ P _{i1} -P _{i2}					0,0	0,02	0,02
D(x _i)%					0,0	1,0	1,0
Значимость различий					p<0,05	p<0,05	P>0,05

Информационные параметры в виде энтропии рассчитывались исходя из пяти известных ритмов Δ, θ, α, β, γ. Таким образом, при вычислении максимальной энтропии всегда учитывали даже отсутствующие элементы ЭЭГ.

Анализ низко частотных моделей показал, что самая высокая энтропия (H) и стохастичность (S) отмечается в реальном ЭЭГ паттерне. В смоделированных световых паттернах стохастичность в 2,7-3,2 раза ниже. Воспроизводимость (R) светового паттерна моделирующего альфа-веретено с частотой 8 Гц в 1,91 раза выше, чем воспроизводимость реального паттерна ЭЭГ. Непредсказуемость (h) светового паттерна в 1,58 -1,74 раза меньше, чем в реальном паттерне ЭЭГ. Второй световой паттерн альфа веретен с частотой альфа ритма 9 Гц по своим информационным параметрам статистически достоверно не отличается от светового паттерна альфа веретен с частотой альфа ритма 8 Гц.

Как видно из представленных в таблице 4 данных информационная структура высокочастотных световых паттернов близка между собой: непредсказуемость (h) составляет 42%-43%, а воспроизводимость (R) колеблется от 57% до 58%.

Информационные параметры световых паттернов альфа веретен с частотами 11-13 Гц статистически достоверно не отличаются. Реализация световых паттернов альфа веретен осуществляется в квази гармоническом режиме, поскольку соотношения непредсказуемости и воспроизводимости паттернов близки золотой пропорции (h/R 0,7; 0,7; 0,7; 0,7 отличаются от нее всего на 13,0%).

Величина обратная относительной энтропии, показывает, во сколько раз можно уменьшить информационную емкость, требующуюся для сообщения с

энтропией H, если при том же алфавите закодировать это сообщение оптимальным кодом. Если рассматривать это отношение, как коэффициент оптимизации (КО=1/h), то смоделированные световые паттерны более эффективны (2,32 - 2,56), чем реальный паттерн ЭЭГ, имеющий КО 1,47.

Работа представлена на научную конференцию с международным участием «Актуальные проблемы науки и образования», ВАРАДЕРО (Куба), 20-30 марта 2006г. Поступила в редакцию 11.02.2006г.

МЕТОД ОПТИМАЛЬНОЙ ПАРАМЕТРИЧЕСКОЙ КОРРЕКЦИИ ДЛЯ ОБЕСПЕЧЕНИЯ УСТОЙЧИВОСТИ ДИНАМИЧЕСКИХ СИСТЕМ

Тараканов А.Ф., Талагаев Ю.В.

Борисоглебский государственный педагогический институт, Борисоглебск, Балашовский филиал Саратовского государственного университета, Балашов

Предложен метод оптимальной параметрической коррекции для исследования дифференциальных уравнений и их систем с неустойчивой динамикой. Теоретической основой метода является принцип оптимальности Лагранжа. Формулируется задача оптимального управления с помощью корректирующих функций. Приводятся теоремы об условиях оптимальности. В случае существенно неустойчивой динамики на динамическую систему накладываются фазовые ограничения, а метод коррекции дополняется процедурой штрафования за их нарушение. Метод апробирован на системах Ван дер Поля, Дуффинга,