

БИОТЕХНОСФЕРА

Журнал зарегистрирован в Федеральной службе по надзору
в сфере связи и массовых коммуникаций
Свидетельство о регистрации ПИ № ФС77-33686

НАУЧНО-ПРАКТИЧЕСКИЙ ЖУРНАЛ
РЕЦЕНЗИРУЕМОЕ ИЗДАНИЕ

№ 6 (6) 2009

Редакционный совет

Председатель:

Ю. В. Гуляев, действительный член РАН, д-р физ.-мат. наук, профессор, член Президиума РАН, директор Института радиотехники и электроники РАН, Москва

Члены совета:

Ю. Т. Калинин, профессор, председатель Всероссийского общественного совета медицинской промышленности, президент Союза ассоциаций и предприятий медицинской промышленности, Москва

А. В. Шабров, действительный член РАМН, д-р мед. наук, профессор, ректор СПбГМА им. И. И. Мечникова, Санкт-Петербург

В. В. Шаповалов, д-р техн. наук, профессор, заведующий кафедрой, директор НИКТИ биотехнических систем СПбГЭТУ, Санкт-Петербург

Е. В. Шляхто, член-корреспондент РАМН, д-р мед. наук, профессор, директор Федерального центра сердца, крови и эндокринологии им. В. А. Алмазова, Санкт-Петербург

Ю. А. Щербук, д-р мед. наук, профессор, председатель Комитета по здравоохранению Правительства Санкт-Петербурга

Редакционная коллегия

Главный редактор

В. В. Лучинин, д-р техн. наук, директор Центра микротехнологии и диагностики, профессор, заведующий кафедрой микроэлектроники СПбГЭТУ, Санкт-Петербург

Заместитель главного редактора

Г. Н. Пахарьков, канд. техн. наук, доцент, директор Центра интегрированного медико-технического образования СПбГЭТУ, Санкт-Петербург

Члены редколлегии:

Д. В. Белик, д-р техн. наук, профессор, заведующий кафедрой НГТУ, директор НИИ медицинской инженерии, г. Новосибирск

С. П. Вихров, д-р физ.-мат. наук, профессор, заведующий кафедрой РГРУ, г. Рязань

Х. Гилли, профессор, руководитель группы биоинженеров, Венский университет, Вена

Г. С. Евтушенко, д-р техн. наук, профессор, заведующий кафедрой ТПУ, г. Томск

А. С. Кравчук, д-р физ.-мат. наук, профессор, заведующий кафедрой МГТУ приборостроения и информатики, Москва

О. С. Медведев, д-р мед. наук, профессор, заведующий кафедрой МГУ, Москва

К. В. Подмастерьев, д-р техн. наук, профессор, заведующий кафедрой ОГТУ, г. Орел

В. О. Самойлов, член-корреспондент РАМН, д-р мед. наук, профессор, декан, заведующий кафедрой СПбГПУ, Санкт-Петербург

Ю. И. Сенкевич, д-р техн. наук, старший научный сотрудник лаборатории биоинформатики СПИИРАН, Санкт-Петербург

Л. Т. Сушкова, д-р техн. наук, профессор, заведующая кафедрой, директор Центра международного сотрудничества ВлГУ, г. Владимир

С. И. Щукин, д-р техн. наук, профессор, декан, заведующий кафедрой МГТУ им. Н. Э. Баумана, Москва

З. М. Юлдашев, д-р техн. наук, профессор, зам. заведующего кафедрой СПбГЭТУ, Санкт-Петербург

Редакция

Ответственный секретарь **А. И. Цветкова**

Редактор **М. И. Козицкая**

Корректор **Е. П. Смирнова**

Дизайн **М. Л. Черненко**

Дизайн обложки **В. Пожидаева**

Компьютерная верстка **А. И. Цветковой**

Учредитель и издатель

ОАО «Издательство «Политехника»»

Генеральный директор **Г. Ф. Мощенко**

191023, Санкт-Петербург, ул. Инженерная, д. 6

Тел./факс: (812) 312-57-68, (812) 312-53-90

E-mail: bts@polytechnics.ru, gfm@polytechnics.spb.ru

www.polytechnics.ru

Журнал распространяется по подписке. Подписку можно оформить в любом отделении связи по каталогам агентства «Роспечать»: «Газеты и журналы» — 45886

Перепечатка статей возможна только с разрешения редакции

© Издательство «Политехника», 2009

Бионанотехнологии, биоэлектроника, биосенсорика

- 2 **В. А. Карасев**. О принципах построения цепных полимеров. II. Пространственная структура системы пентафрагментов и алгоритмы формирования вторичных структур

Системы мониторинга и диагностики здоровья

- 14 **В. О. Самойлов**. Методология и методы оценки функционального состояния человека
17 **С. И. Щукин**. Технологии информационной электромагнитной терапии заболеваний кровообращения

Новые технические устройства для биомедицинской диагностики

- 26 **А. Ю. Грязнов, Е. Н. Потрахов, Н. Н. Потрахов**. Портативная установка для рентгеновского экспресс-контроля качества пищевой продукции

Медицинские компьютерные технологии

- 29 **В. А. Лищук, Г. В. Лобачева, Е. С. Никитин, Д. Ш. Газизова, Л. В. Сазыкина, Б. И. Леонов, А. А. Горбач**. Информация — живая вода медицины. Часть 2. Контроль и анализ данных
40 **А. В. Дунаев, Е. А. Жеребцов**. Применение методов неинвазивной спектrophотометрии для исследования системы микроциркуляции крови при низкоинтенсивной лазерной терапии

Человеко-машинные системы

- 45 **Н. А. Назаренко, П. И. Падерно**. Влияние интерфейса на состояние и здоровье оператора

Медико-технический менеджмент и образование

- 53 **Г. Н. Пахарьков, З. М. Юлдашев**. 20 лет спустя... Снова молодежная школа
57 Решение о проведении Третьего Всероссийского съезда работников медицинской промышленности
60 **Рефераты**
62 **Сведения об авторах**
63 **Перечень статей, опубликованных в 2009 году**

УДК 577.22 + 577.212.4 + 577.112.012

Карасев В. А., канд. биол. наук,
Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ»

О принципах построения цепных полимеров. II. Пространственная структура системы пентафрагментов и алгоритмы формирования вторичных структур

Ключевые слова: бионическая наноэлектроника, цепные полимеры, белки, вторичная структура, пентафрагменты, пространственная структура, система булевых гиперкубов

На основе полученных ранее данных (Карасев. Биотехносфера. 2009, №5) предложена пространственная структура пентафрагментов белков в виде системы из восьми структур, изоморфных булевым гиперкубам B^6 , расположенных в вершинах куба B^3 и связанных между собой однобитовыми переходами. На примере типичной α -спирали показаны возможности использования данной системы для построения алгоритмов формирования вторичных структур белков и других типов цепных полимеров.

Введение

Цепные полимеры являются перспективными материалами для бионической наноэлектроники [1]. Удобной моделью цепных полимеров могут служить белки. В предыдущей работе [2], первой из серии статей, посвященных поиску принципов построения структуры цепных полимеров, были изложены результаты анализа пентафрагментов белков. В итоге была предложена классификация пентафрагментов, пригодная для цепных полимеров, описывающая восемь подклассов пентафрагментов, представленных в виде блочных суперматриц из 64 элементов. Такие суперматрицы могут быть представлены в виде пространственной структуры, изоморфной булеву гиперкубу B^6 [1, 3–5]. В настоящей работе предложены пространственная структура полученных суперматриц и их организация в систему гиперкубов, построенных на вершинах трехмерного куба (B^3). С использованием этой системы проведен анализ полученных ранее экспериментальных данных, а также показаны возможности ее использования в алгоритмах построения вторичных структур цепных полимеров. Однако прежде чем переходить к изложению результатов работы, необходимо кратко напомнить

особенности структурной организации булевого гиперкуба B^6 .

Как известно, гиперкуб B^6 является пространственным представлением набора из шести булевых переменных (0 и 1) [3]. В каждой вершине находится набор из шести переменных, который связан с шестью наборами соседних вершин однобитовыми переходами. Ранее мы использовали этот гиперкуб для пространственного представления структуры матриц из шести элементов, описывающих конформации 4-звенного графа [1, 4, 5], расположив в самой верхней вершине матрицу из шести нулей, описывающую несвязный граф, а в самой нижней — матрицу из шести единиц, описывающую полностью связный граф. Его проекция на плоскость представлена на рис. 1, однако, в отличие от работ [1, 4, 5], мы изменили расположение элементов на гиперкубе, придав ему канонический вид, приведенный в книге [3]. Структура гиперкуба содержит семь ярусов, пронумерованных снизу вверх римскими цифрами, а также имеет иерархическую структуру (рис. 1, а). Она распадается на два множества по 32 элемента (M_1 и M_2 , рис. 1, б), которые содержат по два подмножества из 16 элементов (SM_1 , SM_2 и SM_3 , SM_4 , рис. 1, в), а подмножества состоят из октетов ($O_1 - O_2$, ..., $O_7 - O_8$, рис. 1, г).

Внутри гиперкуба элементы октетов связаны в квартеты, имеющие общие четыре переменные. Как видно на рис. 1, а, слева внизу расположен квартет, связывающий вершины октетов $O_1 - O_4$, который содержит идентичные переменные в 3–6-м положениях (000 000, 100 000, 010 000 и 110 000).

Наконец, еще одной важной особенностью гиперкуба B^6 является наличие в нем элементов, связанных преобразованием антисимметрии: элементы гиперкуба, расположенные симметрично относительно оси симметрии 2-го порядка (гр. сим. C_2), могут быть преобразованы друга в друга по правилу: $0 \leftarrow \rightarrow 1$. Например,

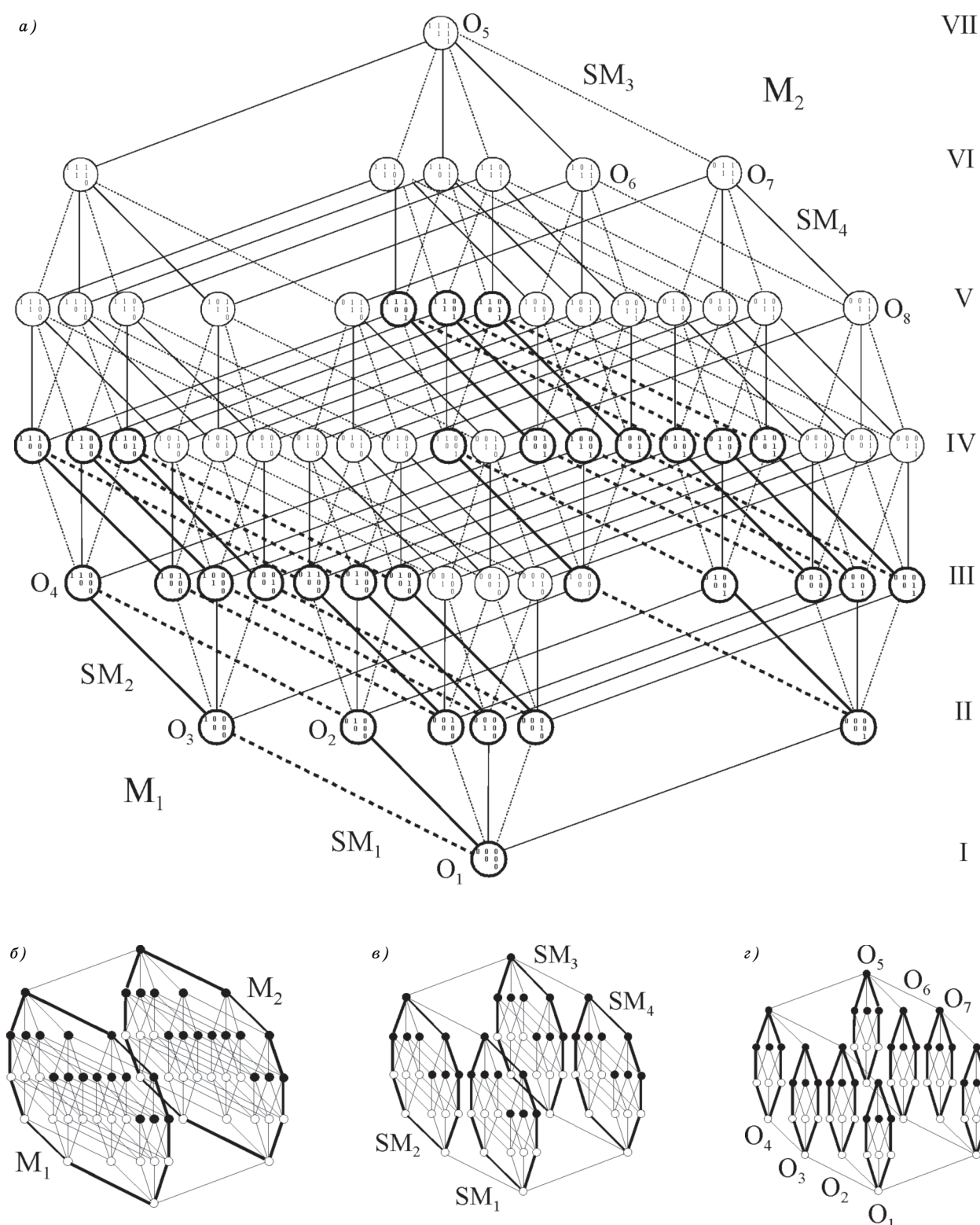


Рис. 1 | Пространственная структура булева гиперкуба B^6

элемент яруса I, содержащий шесть нулей, преобразуется в элемент V II яруса, содержащий шесть единиц, правый элемент 000 001 из яруса II — в левый элемент 111 110 из яруса VI и т. д.

Тот факт, что соседние элементы гиперкуба связаны между собой однобитовыми переходами, позволяет использовать его для разнообразных целей, в частности для построения алгоритмов формирования связей, о чем сообщено в настоящей работе.

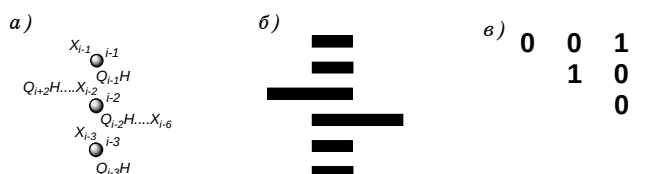
Результаты и их обсуждение

1. ПРОСТРАНСТВЕННАЯ СТРУКТУРА СИСТЕМЫ ПЕНТАФРАГМЕНТОВ

1.1. Трансформация блочной суперматрицы в систему псевдогексаграмм

Перенести на гиперкуб элементы суперматрицы (см. табл. 5 из работы [2]) весьма трудно в силу громоздкости цифровой записи. По этой причине была разработана система символов — аналогов пентафрагментов и их связей, прототипом которых являются гексаграммы [6, 7]. Как известно, блоки из шести переменных, гексаграммы содержат в различных сочетаниях палочки с разрывом (0) и палочки без разрыва (1). Взяв эти элементы в качестве аналогов, мы обозначили длинной палочкой элемент пентафрагмента, образующий водородную связь (схема 1), а короткой палочкой — элемент, не образующий водородной связи (0) с основной цепью (схема 1, б):

Схема 1



Сравнение этого обозначения со схемой 1, а, в которой показана центральная часть пентафрагмента с обозначением номеров связей, показывает, что полученная структура, названная псевдогексаграммой (ПГГ), вполне отражает структуру центральной части пентафрагмента. Справа, на схеме 1, в, приведено описание этого фрагмента в виде матрицы из шести булевых переменных [1, 4, 5]. Блочная суперматрица (см. табл. 5 из работы [2]) была преобразована в следующую систему ПГГ (табл. 1).

1.2. Перенос псевдогексаграмм суперматрицы на гиперкуб B^6

Полученные структуры, описывающие центральную область пентафрагментов в форме ПГГ, были перенесены на гиперкуб B^6 . Результаты этой работы представлены на рис. 2. Для большей определенности этот гиперкуб отнесен к конкретной группе пентафрагментов, 00 – 00. При этом первая пара переменных 00 и ее ПГГ записаны сверху, над гиперкубом, помещенным в круг, а вторая пара 00 и ее ПГГ — внизу. В соответствии с табл. 5 (в работе [2]), таких структур должно быть восемь. Для них можно использовать аналогичные обозначения.

Как видно на рис. 2, основные закономерности, свойственные гиперкубу (см. введение), не изме-

нились. Сохранены ярусная и иерархическая структуры, подразделение ПГГ на группы кварталов, имеющих общие четыре переменные, расположенные друг над другом по углам гиперкуба. Сохранено также преобразование антисимметрии между ПГГ верхней и нижней частей гиперкуба. Например, фрагмент яруса I (ПГГ с короткими палочками, нет Н-связей в основной цепи) преобразуется в симметричный фрагмент яруса VII (ПГГ с длинными палочками, наличие Н-связи внутри основной цепи).

2. ПРОСТРАНСТВЕННАЯ СТРУКТУРА СИСТЕМЫ ПЕНТАФРАГМЕНТОВ

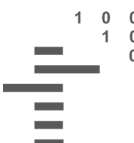
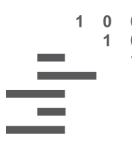
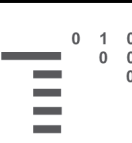
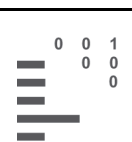
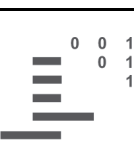
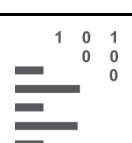
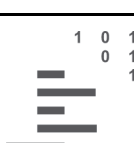
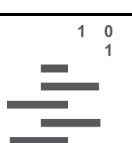
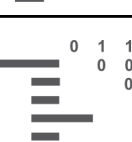
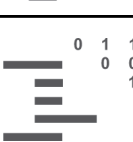
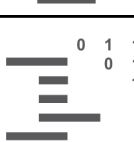
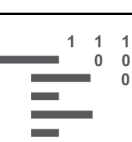
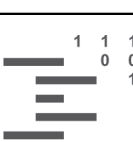
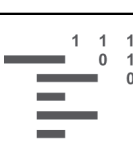
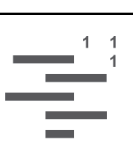
В работе [2] было показано, что пентафрагменты могут иметь максимально 10 водородных связей в структуре цепного полимера. Однако одна из связей, $Q_iH \dots X_{i-4}$, повторяется дважды, что приводит к образованию замкнутого цикла. Наличие девяти связей объясняет, почему нами было обнаружено лишь 512 пентафрагментов (2^9), а не 1024. Пространственным представлением структур, содержащих 512 вершин, каждая из которых имеет по девять связей с другими вершинами, является 9-мерный гиперкуб — энтенакт [8]. Однако эта структура не подходит для пространственного представления восьми гиперкубов B^6 , так как анализ пентафрагментов на нем сильно затруднен. Учитывая, что $2^9 = 2^6 \cdot 2^3$, мы построили эту структуру в виде восьми связанных между собой гиперкубов B^6 , расположенных в вершинах трехмерного куба (рис. 3).

Для этих целей через куб B^3 провели три плоскости (рис. 3): плоскость I проходит перпендикулярно к плоскости листа, плоскость II — параллельно плоскости листа и плоскость III перпендикулярно к двум предыдущим. В самой нижней вершине куба, т. е. под плоскостью III справа от плоскости I и перед плоскостью II, был помещен гиперкуб B^6 , обозначенный как 00 – 00. В вершину, расположенную перед плоскостью II и справа от плоскости I, был помещен гиперкуб, обозначаемый как 01 – 00, т. е. при переходе через плоскость I значение переменных для верхней пары меняется на один бит ($00 \leftarrow \rightarrow 01$), а для нижней остается неизменным. За плоскостью II с той же стороны от плоскости I и под плоскостью III был помещен гиперкуб с парой переменных 00 – 10, т. е. при переходе через плоскость II значение переменных для верхней пары не меняется, а для нижней изменяется на 1 бит ($00 \leftarrow \rightarrow 10$). При этом необходимо отметить, что поскольку гиперкубы помещены в кружки и связаны ребрами куба B^3 , то однобитовые переходы относятся к каждому входящему в гиперкубы элементу, занимающему в них идентичное положение.

В вершину, расположенную над плоскостью III, при неизменном расположении относительно

Таблица 1

Преобразование блочной суперматрицы в систему псевдогексаграмм

α -атом	Тип фрагментов							
	ациклические				циклические			
i		00		01		10		11
$i-2$	00				01			
$i-3$ $i-1$	00	01	10	11	00	01	10	11
00								
10								
01								
11								
00								
10								
01								
11								
$i-2$	10				11			
$i-4$				00				01
				10				11

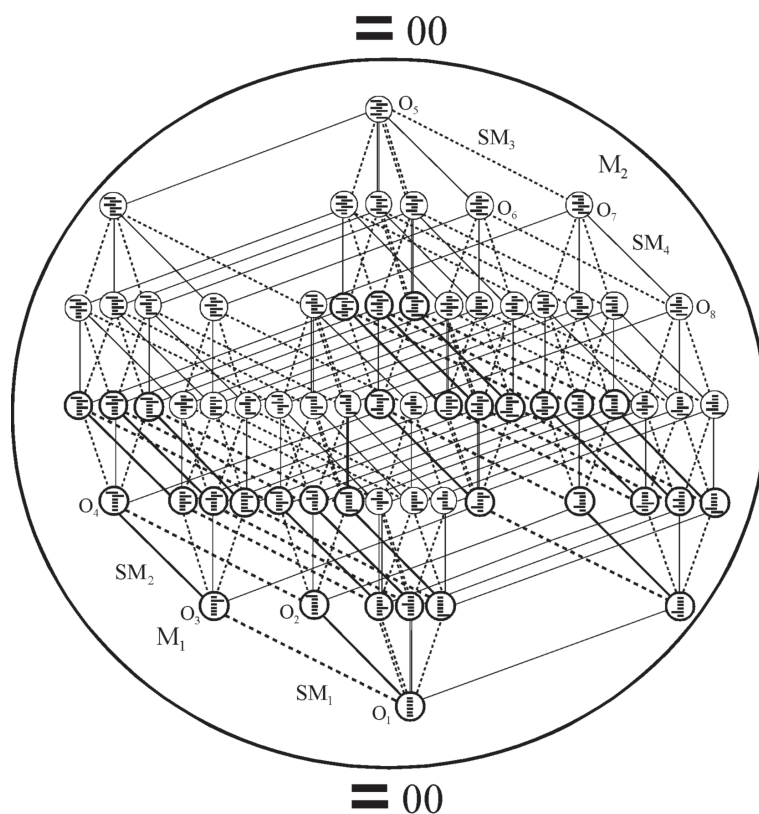


Рис. 2 Пространственное представление центральной части пентафрагментов в форме псевдогексаграмм на гиперкубе B^6

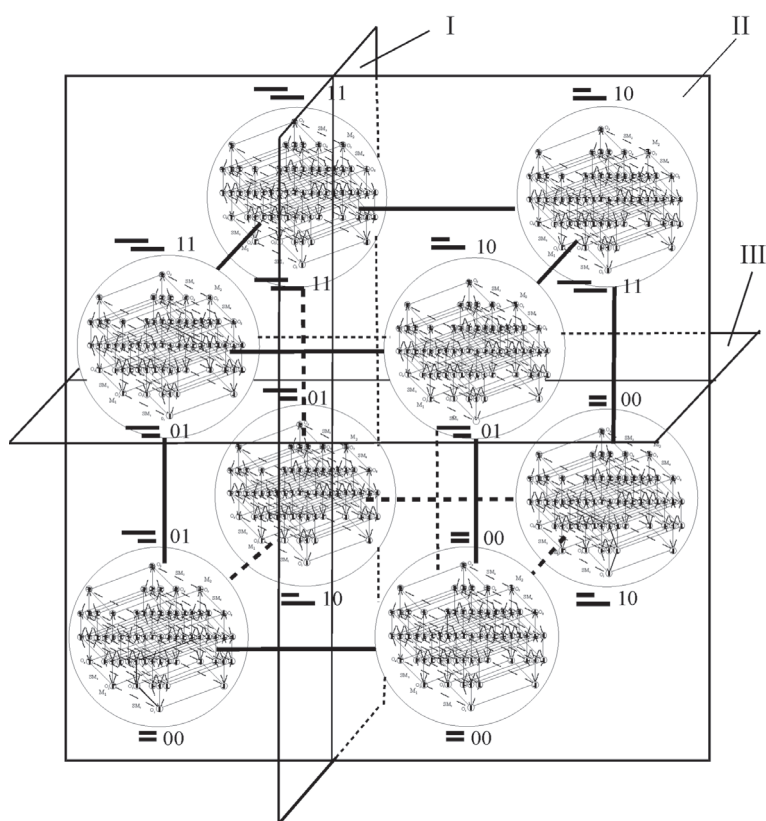


Рис. 3 Система пентафрагментов из восьми гиперкубов B^6 , расположенная в вершинах трехмерного куба B^3

исходного гиперкуба для плоскости *I* и *II* мы поместили гиперкуб с параметрами 10 – 01, т. е. при переходе через плоскость *III* происходит замыкание пентафрагмента в цикл с дублированием связи $Q_i H \dots X_{i-4}$ и обе пары переменных синхронно изменяют значение на 1 бит ($00 \leftarrow \rightarrow 10$ для верхней пары и $00 \leftarrow \rightarrow 01$ — для нижней).

Гиперкуб с парой переменных 11 – 11 расположен в вершине слева от плоскости *I*, за плоскостью *II* и над плоскостью *III*. Переход через плоскость *I* сопровождается изменениями на 1 бит для верхней пары переменных ($11 \leftarrow \rightarrow 10$), переход через плоскость *II* связан с изменениями в нижней паре переменных ($11 \leftarrow \rightarrow 01$), а переход через плоскость *III* — с разрывом связи $Q_i H \dots X_{i-4}$, размыканием цикла и синхронными изменениями в обеих парах переменных ($11 \leftarrow \rightarrow 01$, $11 \leftarrow \rightarrow 10$).

Каждый гиперкуб B^6 на полученной структуре связан с тремя другими, поэтому для них имеется по три альтернативных варианта однобитовых переходов. Таким образом, использование принципа однобитовых переходов позволило однозначно построить полную структуру всех 512 пентафрагментов для любых типов цепных полимеров, включая белки.

3. ПРИМЕНЕНИЕ ПРОСТРАНСТВЕННОЙ СТРУКТУРЫ ПЕНТАФРАГМЕНТОВ

3.1. Анализ экспериментальных данных

В работе [2] были получены данные по содержанию различных типов пентафрагментов в выборке из 537 белковых структур. В целях более детального анализа этих данных на гиперкубах, соответствующих тому или иному подклассу (см. рис. 3), были отмечены те вершины, которые соответствуют видам пентафрагментов, максимально представленным в этих подклассах, причем ограничились лишь такими, которые найдены в количестве, как правило, 2000 и более. Исключение составляют подклассы 10-01 и 01-10, в которых, как можно судить по табл. 6 в работе [2], максимальное число фрагментов составляет 200–300. Результаты этой работы представлены на рис. 4. Анализ данных позволяет сделать следующие выводы.

Пентафрагменты, входящие в различные подклассы, формируют на соответствующих гиперкубах цепи (серии), связанные однобитовыми переходами (этим переходам соответствуют линии, связывающие вершины гиперкуба). Возможность

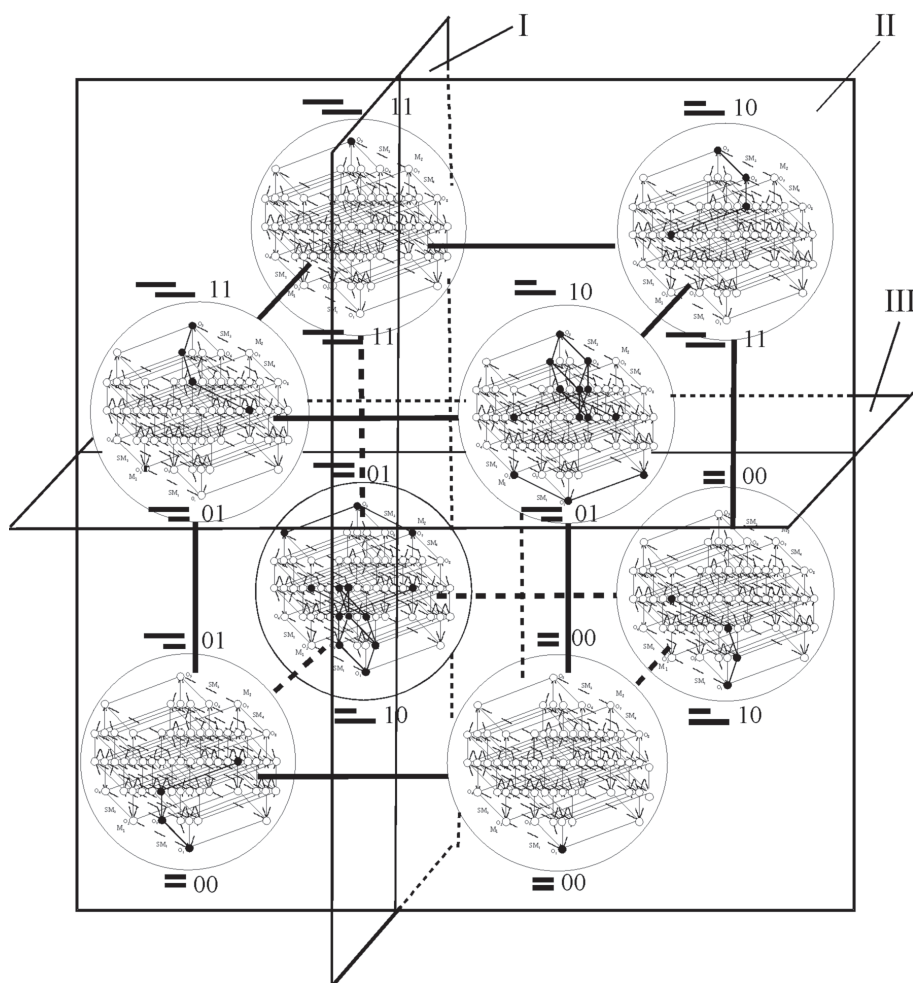


Рис. 4 Расположение пентафрагментов, присутствующих в каждом подклассе в максимальном количестве, на системе гиперкубов

образования таких цепей прослеживается практически на всех подклассах, кроме 00-00 и 11-11 (см. рис. 4). Следует, однако, отметить, что для подклассов 11-01 10-11, 00-10 и 01-00 характерной является лишь одна цепь, в то время как в подклассах 10-01 и 01-10, как видно на рис. 4, возможно несколько альтернативных серий.

В расположении цепей пентафрагментов проявляются элементы симметрии, которая наблюдается в подклассах 11-01 и 10-11, 00-10 и 01-00, и антисимметрии (см. введение), которая характерна для цепей подклассов, расположенных на противоположных вершинах куба B^3 . На рис. 4 видно, что цепи фрагментов подклассов 10-11 и 01-00, а также 11-01 и 00-10 являются антисимметричными. Антисимметрия проявляется также для элементов подклассов 10-01 и 01-10, хотя, как мы отмечали, в них возможно образование нескольких альтернативных серий. Ответ на вопрос о природе цепей пентафрагментов был найден в процессе анализа формирования типичной α -спирали на основе пентафрагментов.

3.2. Алгоритмы построения вторичных структур цепных полимеров на пространственной структуре пентафрагментов

Выделение серий пентафрагментов. В работе [2] был приведен конкретный пример типичной α -спиральной структуры из файла 1a4i и выделения на его основе конкретных пентафрагментов. Обобщение типов связей для любого цепного полимера [2] позволило нам использовать этот пример в качестве основы для формализованного представления пентафрагментов, входящих в спиральный участок полимера. Для проведения анализа на системе гиперкубов эти фрагменты были представлены в форме ПГГ. Результаты этой работы приведены в табл. 2.

Как следует из табл. 2, в структуре спирали можно выделить: исходный неспиральный фрагмент (R1), две серии начальных фрагментов (B1 – B4, а также B5 – B7 и C1), центральную часть, содержащую повторяющийся фрагмент (C2), две серии терминальных фрагментов (C3, E1 – E3 и E4 – E7) и конечный неспиральный фрагмент (R1).

Каждый пентафрагмент, как это было сделано в работе [2], разделен на три части: начальную, включающую i -й α -атом и его связи; центральную, содержащую $i - 1 - i - 3$ -е α -атомы и их связи, и конечную, включающую $i - 4$ -й α -атом и его связи. Бинарная нумерация i -го и $i - 4$ -го атомов и их обозначения в виде ПГГ вынесены в заголовок каждой серии. Далее следуют сами серии пентафрагментов, представленные в виде трех вышеупомянутых частей. Рядом справа приведены их обозначения в виде ПГГ (см. п. 1).

Как нетрудно убедиться, в каждой серии связи i -го и $i - 4$ -го атомов полностью идентичны. Раз-

личия касаются только центральной части фрагмента. Пентафрагменты, составляющие серию, на 80 % перекрываются и различаются лишь на один бит в центральной части фрагмента. Например, в серии 01-00 в центральном участке последовательно появляются связи 01 при атомах $i - 1$ (B2), $i - 2$ (B3), $i - 3$ (B4). Это наглядно видно как на формальных фрагментах, так и, особенно, на ПГГ.

Как правило, в каждую серию входит по четыре пентафрагмента. При этом, как видно в табл. 2, центральная часть последнего пентафрагмента каждой серии полностью совпадает с центральной частью первого фрагмента новой серии. Обратим также внимание, что в центральной части пентафрагмента C2 может быть N повторяющихся элементов, а исходный и конечный участки представлены фрагментом R1.

Перенос серий фрагментов на систему гиперкубов. Применение ПГГ позволило легко и наглядно осуществить эту работу (рис. 5). За основу рисунков была взята система гиперкубов на B^3 (см. рис. 3). Центральные участки каждого из фрагментов, представленных в табл. 2 в виде ПГГ, находили на соответствующем гиперкубе, выделяли черным цветом максимальной интенсивности и несколько увеличивали в размере. Кроме того, пентафрагменты, между которыми имеются однокбитовые переходы, соединяли линиями со стрелками.

На основе проведенного анализа были сделаны следующие наблюдения. Начальный и конечный фрагменты находятся на отдельном гиперкубе, обозначенном как 00-00. Количество пентафрагментов в серии на гиперкубе не превышает четырех. При этом по мере перемещения по гиперкубу i -я пара переменных последовательно перемещается в центральную часть пентафрагмента до полного ее заполнения. В результате после получения серии из четырех фрагментов дальнейшие возможности получения пентафрагментов данной серии исчерпываются.

При переходе на структуру следующего гиперкуба последний пентафрагмент предыдущей серии становится начальным в новой серии пентафрагментов с измененной первой или последней парой переменных, которая по мере перемещения по гиперкубу постепенно заполняет структуру центральной части пентафрагмента.

Для маршрутов серий наблюдаются элементы симметрии и антисимметрии. Так, маршрут пентафрагментов на гиперкубе 01-00 симметричен маршруту пентафрагментов на гиперкубе 00-10, а маршрут пентафрагментов на гиперкубе 11-01 — маршруту пентафрагментов на гиперкубе 10-11. В то же время антисимметрия маршрутов проявляется иначе: маршрут пентафрагментов на гиперкубе 01-00 является антисимметричным маршруту пентафрагментов на гиперкубе 10-11, тогда как маршрут пентафрагментов на гиперкубе 11-01

Таблица 2 Серии фрагментов типичного спирального участка цепного полимера

Исходный и конечный фрагменты на гиперкубе $\equiv 00 - \equiv 00$

R1						R1	
X_i $Q_i H$	$\equiv$					X_i $Q_i H$	$\equiv$
X_{i-1} $Q_{i-1} H$ X_{i-2} $Q_{i-2} H$ X_{i-3} $Q_{i-3} H$	$\equiv$					X_{i-1} $Q_{i-1} H$ X_{i-2} $Q_{i-2} H$ X_{i-3} $Q_{i-3} H$	$\equiv$
X_{i-4} $Q_{i-4} H$	$\equiv$					X_{i-4} $Q_{i-4} H$	$\equiv$

Серия фрагментов на гиперкубе $\equiv 01 - \equiv 00$

B1		B2		B3		B4	
$Q_{i+4} H \dots X_i$ $Q_i H$	$\equiv$	$Q_{i+4} H \dots X_i$ $Q_i H$	$\equiv$	$Q_{i+4} H \dots X_i$ $Q_i H$	$\equiv$	$Q_{i+4} H \dots X_i$ $Q_i H$	$\equiv$
X_{i-1} $Q_{i-1} H$ X_{i-2} $Q_{i-2} H$ X_{i-3} $Q_{i-3} H$	$\equiv$	$Q_{i+3} H \dots X_{i-1}$ $Q_{i-1} H$ X_{i-2} $Q_{i-2} H$ X_{i-3} $Q_{i-3} H$	$\equiv$	$Q_{i+3} H \dots X_{i-1}$ $Q_{i-1} H$ $Q_{i+2} H \dots X_{i-2}$ $Q_{i-2} H$ X_{i-3} $Q_{i-3} H$	$\equiv$	$Q_{i+3} H \dots X_{i-1}$ $Q_{i-1} H$ $Q_{i+2} H \dots X_{i-2}$ $Q_{i-2} H$ $Q_{i+1} H \dots X_{i-3}$ $Q_{i-3} H$	$\equiv$
X_{i-4} $Q_{i-4} H$	$\equiv$	X_{i-4} $Q_{i-4} H$	$\equiv$	X_{i-4} $Q_{i-4} H$	$\equiv$	X_{i-4} $Q_{i-4} H$	$\equiv$

Серия фрагментов на гиперкубе $\equiv 11 - \equiv 01$

B5		B6		B7		C1	
$Q_{i+4} H \dots X_i$ $Q_i H \dots X_{i-4}$	$\equiv$	$Q_{i+4} H \dots X_i$ $Q_i H \dots X_{i-4}$	$\equiv$	$Q_{i+4} H \dots X_i$ $Q_i H \dots X_{i-4}$	$\equiv$	$Q_{i+4} H \dots X_i$ $Q_i H \dots X_{i-4}$	$\equiv$
$Q_{i+3} H \dots X_{i-1}$ $Q_{i+2} H \dots X_{i-2}$ $Q_{i+1} H \dots X_{i-3}$ $Q_{i-3} H$	$\equiv$	$Q_{i+3} H \dots X_{i-1}$ $Q_{i+2} H \dots X_{i-2}$ $Q_{i+1} H \dots X_{i-3}$ $Q_{i-3} H$	$\equiv$	$Q_{i+3} H \dots X_{i-1}$ $Q_{i+2} H \dots X_{i-2}$ $Q_{i+1} H \dots X_{i-3}$ $Q_{i-3} H$	$\equiv$	$Q_{i+3} H \dots X_{i-1}$ $Q_{i+2} H \dots X_{i-2}$ $Q_{i+1} H \dots X_{i-3}$ $Q_{i-3} H \dots X_{i-7}$	$\equiv$
$Q_i H \dots X_{i-4}$ $Q_{i-4} H$	$\equiv$	$Q_i H \dots X_{i-4}$ $Q_{i-4} H$	$\equiv$	$Q_i H \dots X_{i-4}$ $Q_{i-4} H$	$\equiv$	$Q_i H \dots X_{i-4}$ $Q_{i-4} H$	$\equiv$

Повторяющийся спиральный фрагмент на гиперкубе $\equiv 11 - \equiv 11$

C2		C2		C2	
$Q_{i+4} H \dots X_i$ $Q_i H \dots X_{i-4}$	$\equiv$	$Q_{i+4} H \dots X_i$ $Q_i H \dots X_{i-4}$	$\equiv$	$Q_{i+4} H \dots X_i$ $Q_i H \dots X_{i-4}$	$\equiv$
$Q_{i+3} H \dots X_{i-1}$ $Q_{i+2} H \dots X_{i-2}$ $Q_{i+1} H \dots X_{i-3}$ $Q_{i-3} H \dots X_{i-7}$	$\equiv$	$Q_{i+3} H \dots X_{i-1}$ $Q_{i+2} H \dots X_{i-2}$ $Q_{i+1} H \dots X_{i-3}$ $Q_{i-3} H \dots X_{i-7}$	$\equiv$	$Q_{i+3} H \dots X_{i-1}$ $Q_{i+2} H \dots X_{i-2}$ $Q_{i+1} H \dots X_{i-3}$ $Q_{i-3} H \dots X_{i-7}$	$\equiv$
$Q_i H \dots X_{i-4}$ $Q_{i-4} H \dots X_{i-8}$	$\equiv$	$Q_i H \dots X_{i-4}$ $Q_{i-4} H \dots X_{i-8}$	$\equiv$	$Q_i H \dots X_{i-4}$ $Q_{i-4} H \dots X_{i-8}$	$\equiv$

Серия фрагментов на гиперкубе 10 – 11

C3		E1		E2		E3	
X_i $Q_i H \dots X_{i-4}$		X_i $Q_i H \dots X_{i-4}$		X_i $Q_i H \dots X_{i-4}$		X_i $Q_i H \dots X_{i-4}$	
$Q_{i+3} H \dots X_{i-1}$ $Q_{i+2} H \dots X_{i-2} \dots X_{i-5}$ $Q_{i+1} H \dots X_{i-3} \dots X_{i-6}$ $Q_{i-3} H \dots X_{i-7}$		X_{i-1} $Q_{i-1} H \dots X_{i-5}$ $Q_{i-2} H \dots X_{i-6}$ $Q_{i-3} H \dots X_{i-7}$		X_{i-1} $Q_{i-1} H \dots X_{i-5}$ $Q_{i-2} H \dots X_{i-6}$ $Q_{i-3} H \dots X_{i-7}$		X_{i-1} $Q_{i-1} H \dots X_{i-5}$ $Q_{i-2} H \dots X_{i-6}$ $Q_{i-3} H \dots X_{i-7}$	
$Q_i H \dots X_{i-4}$ $Q_{i-4} H \dots X_{i-8}$		$Q_i H \dots X_{i-4}$ $Q_{i-4} H \dots X_{i-8}$		$Q_i H \dots X_{i-4}$ $Q_{i-4} H \dots X_{i-8}$		$Q_i H \dots X_{i-4}$ $Q_{i-4} H \dots X_{i-8}$	

Серия фрагментов на гиперкубе 00 – 10

E4		E5		E6		E7	
X_i $Q_i H$		X_i $Q_i H$		X_i $Q_i H$		X_i $Q_i H$	
X_{i-1} $Q_{i-1} H \dots X_{i-5}$ X_{i-2} $Q_{i-2} H \dots X_{i-6}$ X_{i-3} $Q_{i-3} H \dots X_{i-7}$		X_{i-1} $Q_{i-1} H$ X_{i-2} $Q_{i-2} H \dots X_{i-6}$ X_{i-3} $Q_{i-3} H \dots X_{i-7}$		X_{i-1} $Q_{i-1} H$ X_{i-2} $Q_{i-2} H$ X_{i-3} $Q_{i-3} H \dots X_{i-7}$		X_{i-1} $Q_{i-1} H$ X_{i-2} $Q_{i-2} H$ X_{i-3} $Q_{i-3} H$	
X_{i-4} $Q_{i-4} H \dots X_{i-8}$		X_{i-4} $Q_{i-4} H \dots X_{i-8}$		X_{i-4} $Q_{i-4} H \dots X_{i-8}$		X_{i-4} $Q_{i-4} H \dots X_{i-8}$	

Конечный фрагмент на гиперкубе 00 – 00 (см. исходный фрагмент)

антисимметричен маршруту пентафрагментов на гиперкубе 00-10. Симметрия и антисимметрия будут проявляться также в процессе преобразования соответствующих элементов маршрута.

Ряд отмеченных особенностей можно проследить и в табл. 2. Однако при переходе к системе гиперкубов появляется ряд дополнительных свойств.

Так, на каждом гиперкубе можно получить лишь одну серию связанных между собой пентафрагментов, имеющих общий начальный пентафрагмент. Это обусловлено тем, что заполнение центральной области пентафрагмента возможно на данном типе гиперкуба только парой переменных одного типа. Значит, возникающая на гиперкубе серия не имеет ветвлений.

Кроме того, поскольку, как мы упоминали в п. 2, при переходе от одного гиперкуба к другому имеются три альтернативных варианта для формирования новых серий, то все эти варианты могут быть реализованы на каждом из этапов серии. Если серия прервалась на каком-либо этапе, то образующийся фрагмент развивается по сокращенному сценарию.

Последние выводы означают, что рассмотренный пример спиральной структуры не исчерпыва-

ет всех возможных вариантов вторичных структур, которые могут быть получены с использованием системы гиперкубов. Данную ситуацию, связанную с наличием трех альтернативных вариантов и обусловленную возможностью переходов на другие гиперкубы, можно обозначить термином «тетрахотомия» (по аналогии с дихотомией), или «четырёхстороннее ветвление». Это создает условия для формирования новых серий структур как разного состава, так и разной длины. Детальный анализ вариантов может стать предметом специальной работы.

Сопоставление порядка расположения серий, полученного для типичной α -спирали (см. рис. 5), с порядком расположения отдельных видов пентафрагментов в цепях (рис. 4) показывает, что в соответствующих гиперкубах они полностью совпадают. Таким образом, вопрос о природе цепей пентафрагментов, возникший (см. п. 3.1), при количественном анализе пентафрагментов в белках, решается однозначно: они относятся к отдельным этапам формирования α -спиральных участков белков. Это не должно вызывать удивления, поскольку именно типичная α -спираль является одним из наиболее распространенных элементов их вторичной структуры.

a)

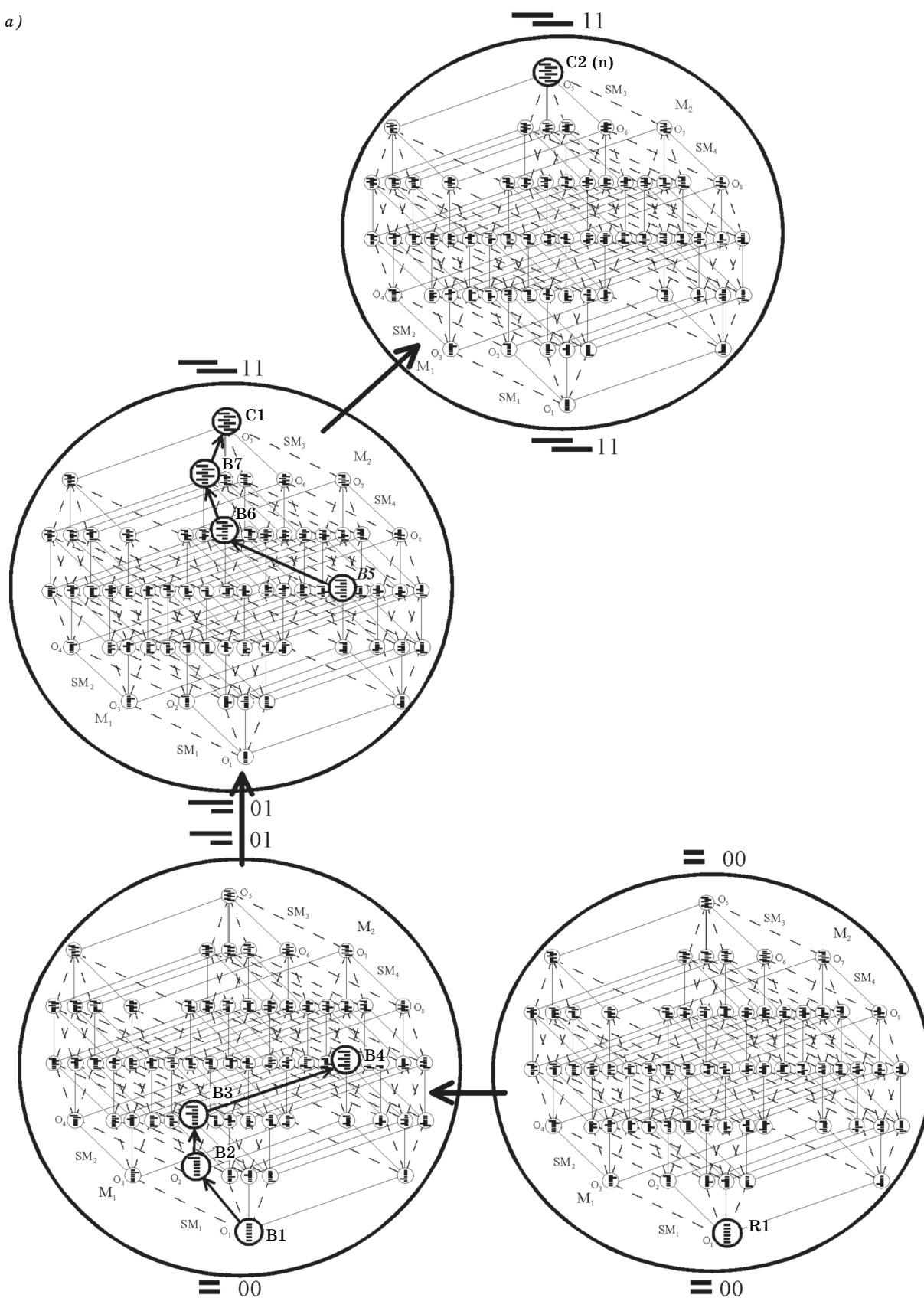


Рис. 5 | Перенос серий спирального участка цепного полимера на систему гиперкубов B^6 : а — начальных, б — конечных

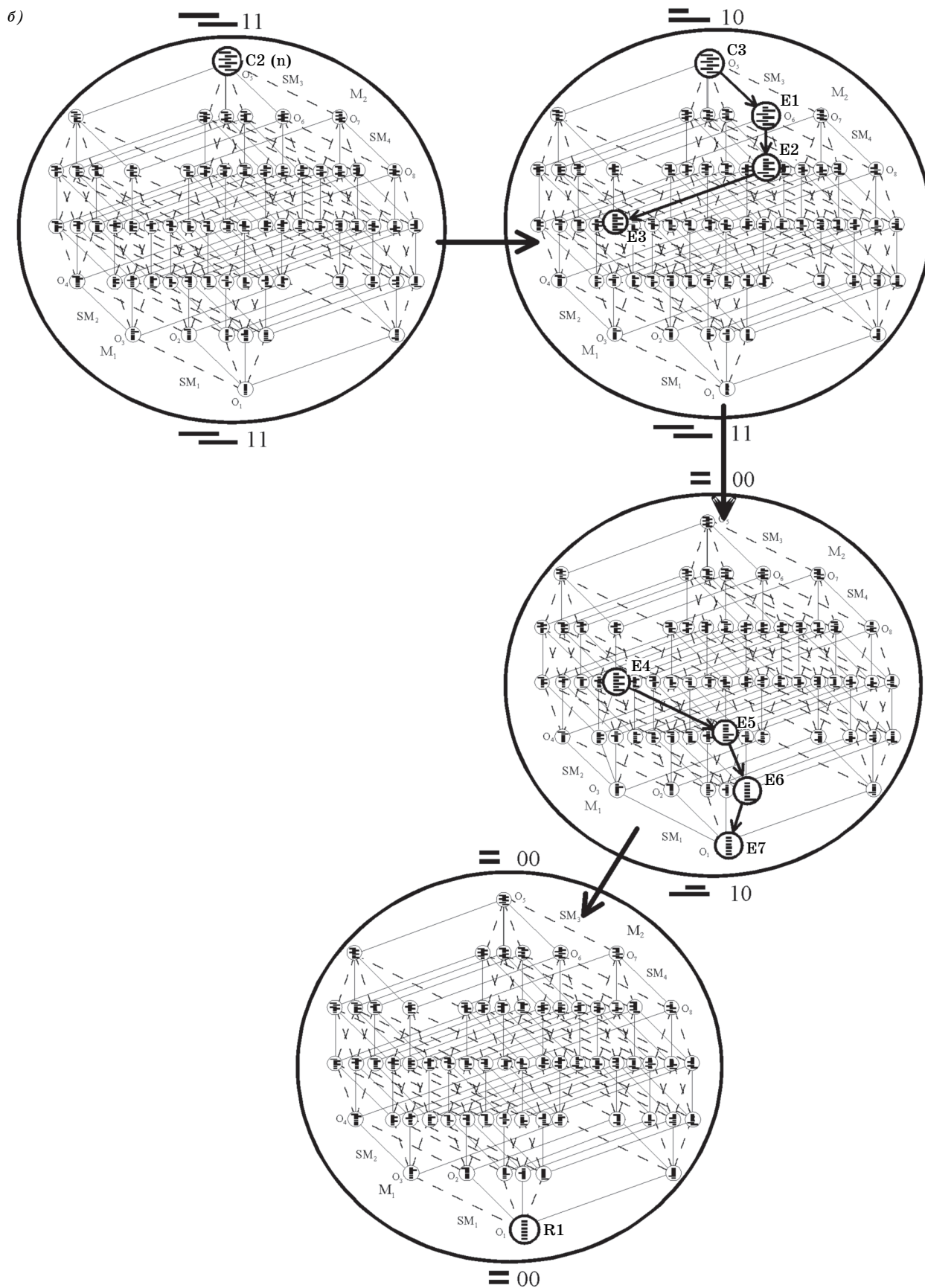


Рис. 5 | Окончание

Заключение

В данной статье показано, что связи центральной части пентафрагментов (пары переменных $i - 1$, $i - 2$, $i - 3$) могут быть представлены в виде структуры, изоморфной булеву гиперкубу B^6 . В результате работы была предложена пространственная структура системы пентафрагментов из восьми гиперкубов B^6 , расположенных в вершинах трехмерного куба B^3 , причем каждый из них связан с тремя другими однобитовыми переходами между i -й и $i - 4$ -й парами переменных пентафрагментов. Показано, что данная структура может служить основой алгоритмов формирования вторичных структур цепных полимеров и, в частности, белков.

Однако полученные результаты не исчерпывают возможностей данного подхода. Во-первых, представляет интерес дальнейший анализ возможных алгоритмов формирования вторичных структур. Они, естественно, будут охватывать не только варианты α -спиральных структур, но и складчатые β -структуры. Во-вторых, предложенные структуры, в общем виде описывающие процедуру формирования вторичных структур, никак не связаны с конкретными белковыми цепями, в которых они реализуются. Задача установления такой взаимосвязи является, на наш взгляд, центральной проблемой, решение которой может способствовать разработке конкретных методов отыскания и конструирования вторичных структур, как белков, так и цепных полимеров в целом. Наконец, в-третьих, предложенная система может иметь отношение и к другим, более высоким уровням построения цеп-

ных полимеров, например к формированию их третичной структуры. Исследование этого вопроса также представляет существенный теоретический и практический интерес. Наши дальнейшие исследования будут направлены на решение сформулированных задач.

Выражаю искреннюю благодарность д-ру техн. наук *В. В. Лучинину* за интерес и поддержку данного направления исследований.

Литература

1. Карасев В. А., Лучинин В. В. Введение в конструирование бионических наносистем. М.: Физматлит, 2009. 464 с.
2. Карасев В. А. О принципах построения цепных полимеров. I. Система пентафрагментов. Биотехносфера. 2009, № 5. С. 7–17.
3. Яблонский С. В. Введение в дискретную математику. М.: Наука, 1986. 384 с.
4. Карасев В. А., Лучинин В. В. Проблемы создания искусственных бионических микро- и наносистем // Изв. вузов. Электроника. 1998. № 6. С. 5–15.
5. Karasev V. A., Demchenko E. L., Stefanov V. E. Topological coding of polymers and protein structure prediction // Chemical topology: applications and techniques / Ser. Math.Chem. D. Bonchev & D. Rouvray eds. New York; London; Paris: Gordon&Breach, 2000. Vol. 6. P. 295–345.
6. Карасев В. А. Генетический код: новые горизонты. СПб.: Тесса, 2003. 144 с.
7. Петухов С. В. Бипериодическая таблица генетического кода и число протонов. М.: Молодежный книжный центр, 2001. 258 с.
8. Википедия <http://ru.wikipedia.org/wiki/>.

УДК 614.2

Самойлов В. О., д-р мед. наук, лектор Всероссийской молодежной научной школы «Биомедицинская инженерия — «БМИ-2009» (СПб., 26–30 окт. 2009 г.), посвященной проф. В. М. Ахутину
Санкт-Петербургский государственный политехнический университет

Методология и методы оценки функционального состояния человека

Ключевые слова: функциональное состояние, поли- и монопараметрическая оценка, параметр ξ (кси)

В статье дано определение функционального состояния человека, изложены методологические принципы и методы его оценки. Приведены примеры использования этой методологии в решении физиологических и эргономических проблем. Обосновано применение параметра, характеризующего интенсивность клеточного дыхания, для монопараметрического исследования функционального состояния человека.

В связи с возрождением знаменитых Ахутинских школ биологической и медицинской кибернетики (БИМК) в форме школы по биомедицинской инженерии (БМИ) уместно вспомнить, что в течение более двух десятилетий в день открытия читалась лекция, посвященная оценке функционального состояния человека, рассматриваемого в качестве важнейшего звена системы «человек—машина». Много лет эту лекцию читал выдающийся физиолог профессор В. А. Шидловский, а после его преждевременной кончины профессор В. М. Ахутин в начале 1980-х годов поручил ее автору данной статьи.

В. А. Шидловскому принадлежит основополагающее положение, согласно которому оценка функционального состояния человека и оценка состояния его физиологических функций требуют разных подходов и строятся на разных принципах, причем удержание физиологических (в частности, гомеостатических) констант в пределах так называемой «нормы» служит не целью существования организма, а средством обеспечения необходимого («должного» — по Н. Н. Савицкому [1]) уровня обмена веществ и энергии [2]. Ничто в отдельности не может быть целью гомеостатирования, поскольку выживание организма требует сохранения его как целостной, устойчивой и в то же время динамической системы в условиях беспрестанно изменяющейся внешней среды.

Стратегия регулирования биологической системы состоит в том, чтобы при любых условиях она сохраняла жизнеспособность. «Что такое жизнь? — спрашивал И. П. Павлов слушателей своей лекции, и сам отвечал на этот вопрос: — Если стоять на фактической стороне дела, то придется выразиться до некоторой степени забавно. Жизнь есть сохранение жизни» [3]. Таков смысл физиологиче-



Профессор В. А. Шидловский (справа) и В. О. Самойлов на школе БИМК (1978)

ского термина — приспособление организма к среде, поскольку оно сводится к взаимодействию элементов сложной биологической системы между собой и всего их комплекса с окружающей обстановкой.

В процессе взаимодействия организма с внешней средой достигается главнейшая цель — выживание и сохранение организма как целостной системы, т. е. в любых условиях организм стремится гомеостатировать себя как целое, иногда даже жертвуя отдельными функциями (частями).

Идея о постоянстве внутренней среды (крови, лимфы, ликвора, интерстиция) организма как «необходимом условии свободной жизни высших животных» была высказана К. Бернаром (1856). Он же дал великолепный образ этого состояния: внутренняя среда служит «оранжереей» для клеток. А в оранжерее не один, а все параметры среды должны быть адекватны обеспечению жизнеспособности растений (в организме — клеток). Поэтому

нельзя считать корректным признание физического или химического (или, что еще хуже, любого парциального, например кальциевого, гормонального) гомеостаза. Это комплексное понятие, что и имел в виду У. Кеннон, первым употребивший в 1928 г. слово «гомеостазис» в качестве названия для состояния, которое ранее охарактеризовал К. Бернар. В 1960-е гг. вместо слова «гомеостазис» (в переводе с греческого — «одинаковое состояние») стали употреблять слово «гомеостаз», что переводится как «одинаковое стояние или остановка». Тем самым исказился сам смысл того, что внесли в физиологию К. Бернар и У. Кеннон. К сожалению, современные словари допускают это искажение.

Функциональное состояние человека невозможно охарактеризовать простой совокупностью показателей отдельных функций организма в рамках или за рамками поддержания физиологических констант. Главным признаком хорошего состояния принято считать *слаженность* организма, его способность сохранять себя как целостную систему взаимодействующих элементов при изменениях окружающей среды, в частности при нагрузках и экстремальных состояниях. П. К. Анохин ввел точный термин для характеристики целостности живой системы, говоря не о взаимодействии, а о *взаимосодействии ее элементов* [4].

В физиологии труда и эргономике функциональное состояние определяется как «комплекс наличных характеристик тех функций и качеств, которые прямо или косвенно обуславливают выполнение заданной деятельности» [5]. Здесь подчеркнута непосредственная связь показателей функционального состояния с эффективностью труда и работоспособностью человека.

В развитие этого определения словарь физиологических терминов акцентирует внимание на адекватности системных физиологических реакций человека потребностям трудовой деятельности и называет определяющим критерием функционального состояния характер *интеграции* функций в организме [6].

Интегральные параметры функционального состояния должны включать не только показатели работоспособности человека и эффективности его

трудовой деятельности, но и результаты *объективной количественной оценки физиологических процессов* и, что очень важно, функционирования регуляторных систем организма, обеспечивающих его целостность благодаря интеграции функций. По мере того как в оценку функционального состояния человека внедрялись методы исследования различных проявлений его жизнедеятельности, достижениями физиологии труда и эргономики стала пользоваться клиническая медицина.

Существуют два подхода к оценке функционального состояния человека: полипараметрический и монопараметрический. Для понимания особенностей каждого из них целесообразно вспомнить классификацию так называемых сфер проявления жизнедеятельности человека, предложенную К. Биша (Bichat) в начале XIX в. По мысли автора, жизнедеятельность человека проявляется в вегетатике, соматике и психике. Комплексный подход к оценке функционального состояния человека должен, очевидно, включать объективное исследование и вегетатики, и соматики, и психики.

Анализ многочисленных работ, посвященных функциональному состоянию, показывает, что достичь гармонии в изучении всех трех сфер проявления жизнедеятельности человека удастся немногим. Одни исследователи изучают преимущественно вегетатику, другие — соматику. По мнению автора, сейчас неоправданно доминируют психофизиологические исследования функционального состояния.

Самой трудной проблемой полипараметрической оценки функционального состояния человека является синтез показателей, полученных при аналитических исследованиях. Результаты анализа бывают столь разнонаправлены, что нередко ставят врача в тупик, особенно при функциональных пробах. Некоторые параметры жизнедеятельности могут изменяться в пределах физиологической нормы, другие — выходят за них, причем одна часть таких «зашкаливаний» может интерпретироваться как благоприятный феномен, другая — как свидетельство угрожающего жизни и даже несовместимого с ней состояния. Как привести такие результаты к «общему знаменателю», чтобы сделать правильный вывод о функциональном состоянии пациента?

В клинике и эргономике довольно удачно рассчитывали весовые коэффициенты при различных показателях функционального состояния на основе теории многофакторного анализа и статусметрии. Внедрение компьютеров позволило решать такие задачи по оценке функционального состояния, которые раньше были просто нерешаемыми.

Для определения весовых коэффициентов при разработке критериев работоспособности корабельных специалистов на основе изучения их функционального состояния довольно успешно использовались коэффициенты корреляции между каждым из параметров исследованных вегетативных, соматических, психических функций и прямым показателем работоспособности — количеством ошибок, допускаемых моряками-операторами при исполнении в море своих обязанностей [7].



Академики А. И. Берг и П. К. Анохин

Исследования, подтвердившие возможность динамического прогнозирования функционального состояния и работоспособности корабельных специалистов в плавании, базировались на таком математическом аппарате, как цепи Маркова.

Наряду с полипараметрическим направлением оценки функционального состояния до сих пор успешно применяется и монопараметрическое. К нему прибегают не только «от бедности». Во многих случаях, включая и экстренную оценку функционального состояния в экстремальной ситуации, удастся ограничиться всего одним показателем. Для этого целесообразно использовать какой-либо из показателей функционирования *регуляторных систем организма*, поскольку в них интегрируется вся его деятельность. Именно поэтому даже один из показателей регуляторных процессов способен выполнить в какой-то мере миссию интегрального параметра функционального состояния.

Монопараметрическая оценка состояния возможна, к примеру, на базе определения вариативности частоты сердечных сокращений, динамики кровенаполнения подкожных сосудов, с чем, по-видимому, связаны кожно-гальваническая реакция (КГР), интенсивность инфракрасного излучения кожи, эффект Кирлиан и т. п. Можно полагать, что к этой категории исследований функционального состояния относятся и методы восточной медицины. Развитие утомления оценивают по нарушению аккомодации органа зрения.

Вместе с тем интегральным показателем функционального состояния организма может служить параметр ξ (кси), характеризующий интенсивность клеточного дыхания тканей человека *in situ*. Параметр кси представляет собой отношение интенсивности собственной флуоресценции восстановленных пиридиннуклеотидов (НАДН) на $\lambda = 460$ нм и окисленных флавопротеидов — на $\lambda = 520$ нм [8,9].

Благодаря тому что биоэнергетические процессы, по словам И. М. Сеченова, составляют «суть жизни», их количественные флуориметрические показатели весьма информативны для интегральной оценки функционального состояния организма. Не случайно Н. Н. Савицкий [1] выводил должные значения минутных объемов дыхания и кровообращения из параметров биоэнергетики. Уровень метаболизма служит, на языке кибернетики, *устройкой* всем вегетативным процессам (рис. 1).

Параметр ξ стал в наших исследованиях высокочувствительным индикатором реакций организма на различные воздействия внешней среды: неионизирующие излучения (во всем диапазоне электромагнитного спектра) и токсические факторы (включая ксенобиотики). Наибольшей чувствительностью обладает методика исследования реакций клеточного дыхания на стандартный раздражитель, предъявляемый на фоне действия изучаемого фактора внешней среды.

Биофизические исследования и новые медицинские технологии, в которых применяется флуори-

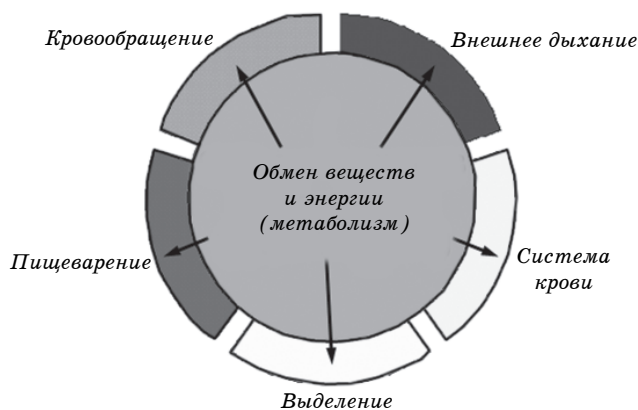


Рис. 1 | Метаболизм — уставка вегетативным процессам

метрическое изучение транспорта электронов в молекулярных ансамблях живых клеток, хорошо обеспечены метрологически. Прижизненная флуориметрия дает, кроме статических показателей, динамические характеристики биологических систем, так как позволяет проводить функциональные пробы и исследовать зависимости типа «доза — эффект». Это обеспечивает в клинике надежную диагностику заболеваний и вместе с тем служит инструментом экспериментального изучения интимных механизмов их патогенеза у больного, а не только на экспериментальных моделях.

Таким образом, для оценки функционального состояния человека используют полипараметрический и монопараметрический подходы, но в обоих случаях оценивается интеграция функций в организме, в чем проявляются его слаженность, качество взаимодействия всех частей целостной системы.

Литература

1. Савицкий Н. Н. Биофизические основы кровообращения и клинические методы изучения гемодинамики: изд. 3. М.: Медицина, 1974. 312 с.
2. Шидловский В. А. Системный анализ вегетативных функций // Вопросы кибернетики. 1977. Вып. 36. С. 5–21.
3. Павлов И. П. Pro et contra / Сост., библиографический очерк и прим. Ю. П. Голикова, К. А. Ланге. СПб.: РХГИ, 1999. С. 149.
4. Анохин П. К. Очерки по физиологии функциональных систем. М.: Медицина, 1975. 91 с.
5. Медведев В. И. Функциональное состояние оператора. Эргономика. Принципы и рекомендации. М., 1970. Т. 1. С. 127–160.
6. Словарь физиологических терминов. М., 1987. 408 с.
7. Самойлов В. О., Кулешов В. И., Маренко Ю. А. Оценка функционального состояния и работоспособности моряков // В кн.: Человек и море. СПб.: СПбГЭТУ, 1994. С. 11–15.
8. Самойлов В. О. Биологические основы исследования флуоресценции живых тканей для решения медицинских задач // Научно-технические ведомости СПбГТУ. 1998. № 2–3 (12–13). С. 55–60.
9. Самойлов В. О., Барский И. Я., Бигдай Е. В., Крупенчук А. И., Шабалин В. В., Асанов О. Н. Прижизненная флуориметрия в физиологии и клинике // Медицинская техника. 1997. № 3. С. 3–7.

УДК 534.6

Щукин С. И., д-р техн. наук, лектор Всероссийской молодежной научной школы «Биомедицинская инженерия — «БМИ-2009» (СПб., 26–30 окт. 2009 г.), посвященной проф. В. М. Ахутину
Московский государственный технический университет им. Н. Э. Баумана

Технологии информационной электромагнитной терапии заболеваний кровообращения

Ключевые слова: электромеханические эффекты в биологических тканях, параметры электромагнитной терапии, биологическая обратная связь

Рассмотрен подход к обоснованию параметров электромагнитного воздействия, основанный на анализе электромеханических процессов в костных и сосудистых биотканях, а также аспектов сенсорной чувствительности. Затрагиваются вопросы индивидуальной оптимизации лечебного воздействия.

Разработка и применение аппаратуры для лечебного воздействия с использованием электромагнитных (ЭМ) полей является одним из интенсивно развиваемых в последнее время направлений. Наряду с широким спектром выпускаемой в стране и мире аппаратуры [1–3] для электромагнитной терапии и обширным медико-биологическим материалом по исследованию реакций систем организма на электромагнитные воздействия нельзя не констатировать, что, как правило, отсутствуют биофизические обоснования выбора адекватных параметров ЭМ воздействия, умалчиваются вопросы метрологической аттестации полей и аппаратуры для воздействия, не достаточно обосновано решаются вопросы индивидуальной для пациента оптимизации лечебного воздействия в зависимости от типа и тяжести заболеваний.

Целью данной работы является изложение принципов создания аппаратуры и методик биоадекватной электромагнитной терапии с использованием элементов биологических обратных связей как для индивидуализации режимов лечебного воздействия, так и для возможностей активной диагностики на сенсорном уровне.

Электрофизические свойства биотканей и принципы адекватности воздействия

Биологические ткани обладают рядом электрофизических свойств, которые приводят к возникновению электрических токов в процессе функционирования тканей [4]. Подобные собственные токи (поля)

можно по характерным временам разделить на два основных типа: квазипостоянные поля, связанные со структурой тканей, интенсивностью обменных процессов в них и т. д.; динамические поля, возникающие во временной области нормального функционирования биотканей. Адекватность внешних и собственных электрических полей соответственно также может быть достигнута для двух различающихся по характерным временам воздействиям.

В данной работе представлены результаты реализации подобного подхода к адекватности применительно к задачам разработки аппаратуры и методик воздействия адекватных собственным внешним электромагнитным полям для лечения заболеваний, связанных с патологиями костной и сосудистой систем.

Применительно к этим тканям биоадекватность параметров ЭМ воздействия была сформулирована следующим образом: необходимо создавать такие токи в тканях, которые по форме и геометрии близки к токам, возникающим в здоровых, нормально функционирующих биотканях, а по амплитудам соответствуют уровню сенсорной чувствительности и состоянию больного пациента. В качестве процессов нормального функционирования костных тканей рассматривались токи, возникающие в костной ткани конечностей при выполнении ими «служебных движений», а именно опорного периода шага для нижних конечностей и движения типа сгибания-разгибания для верхних конечностей. Для тканей кровеносных сосудов определялись параметры токов, возникающих в их стенке во время пульсового кровенаполнения.

Собственные биоэлектрические поля и токи

Анализ показывает, что основными электромеханическими эффектами в костной и сосудистой тканях, приводящим к возникновению токов и при их деформировании, являются следующие [5, 6]: пьезоэлектрический; электретыный, или, точнее, электретоподобный; электрокапиллярный. Иссле-

дования пьезоэлектрического эффекта в костной [5–8] и сосудистой тканях [9], проводимые на дегидратированных образцах, показали, что класс симметрии тензора матрицы пьезомодулей близок к $\infty : 2$. Определено направление главных кристаллографических осей, установлены возрастные зависимости пьезоэлектрических модулей.

Подавляющее большинство экспериментов проводилось на образцах тканей, подвергнутых термо- и механообработке, и в различные сроки после аутопсии. В работах [10, 11] установлено, что значение и знак наибольшего пьезомодуля d_{14} компактной кости зависит от сроков после смерти донора, условий хранения и тесно коррелирует с изменением транскостной разности потенциалов. Детальные исследования квазипостоянной транскостной разности потенциалов показали, что она определяется электретным состоянием костной ткани. Наличие в компактной кости собственных механических напряжений [12] и пьезоэлектрического эффекта также дает свой вклад в квазипостоянное электрическое поле кости. Электрокапиллярные поля, обусловленные внутрикостным давлением и пористостью кости также влияют на параметры биоэлектрического поля кости, однако незначительно по сравнению с пьезоэффектом и

электретоподобным эффектом. Проведенные работы по определению наиболее выраженных электромеханических эффектов в тканях крупных кровеносных сосудов позволили расставить их по ранжиру. Результаты этих исследований выявили наиболее выраженные электрофизические эффекты, которые определяют макроскопические электрические поля как в отсутствие функциональных нагрузок и движений (квазипостоянные поля), так и при таковых (динамические поля) (рис. 1). Из этих данных следует, что электромеханическим эффектом, определяющим наибольшие электрические поля и токи, возникающие в костных и сосудистых тканях при функциональных нагрузках, являются пьезоэлектрический и электрокапиллярный эффекты соответственно.

Оценки амплитудных и временных параметров собственных полей и токов

Оценки для костных тканей проводились для средней части диафизов трубчатых костей нижних и верхних конечностей (большеберцовая, бедренная, лучевая, локтевая кости, фаланга пальца). При этих оценках использовались данные [13, 14] для

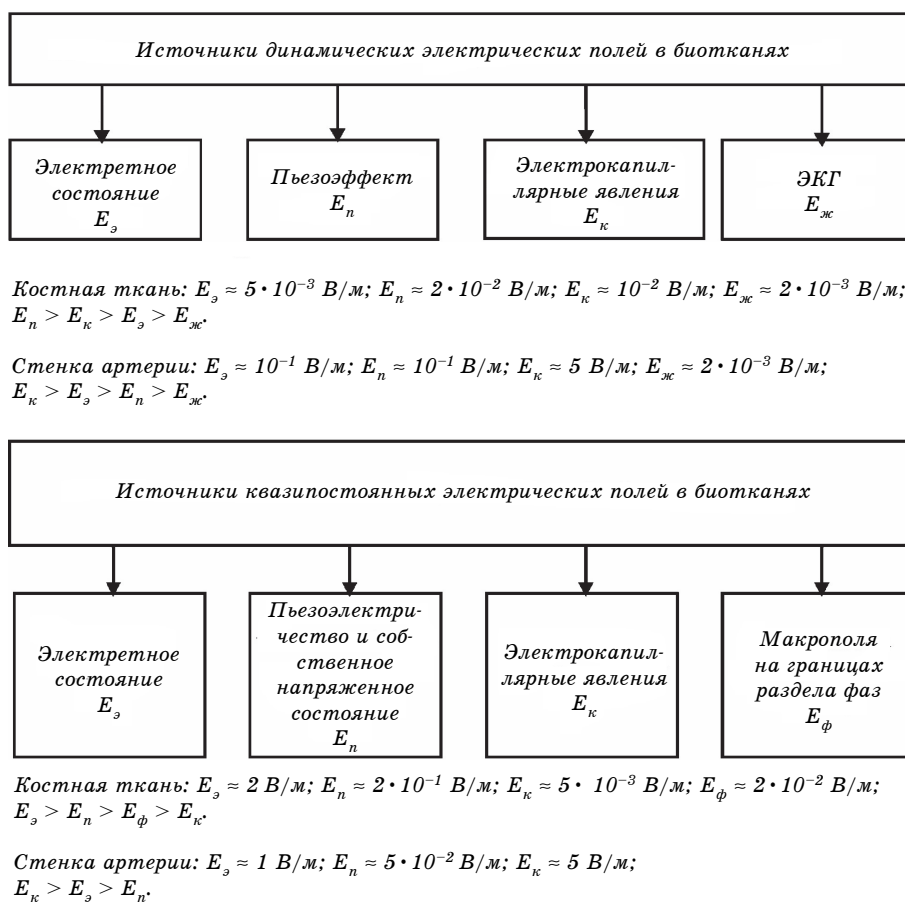


Рис. 1 Основные источники квазипостоянных и динамических электромеханических полей в костных тканях и кровеносных сосудах. Для сравнения приведена напряженность электрического поля в биотканях, создаваемая желудочками сердца (ЭКГ)

изгибающих моментов и осевых сил, действующих в соответствующих суставах в опорный период шага (для костей нижних конечностей) и при выполнении движений типа сгибание-разгибание (для верхних конечностей). На рис. 2 представлены зависимости плотности тока в различных костях конечностей от текущего времени движения, зон и слоев сечения.

Оценка полей и токов, возникающих в стенках артериальных сосудов за счет электрокапиллярных явлений, включала анализ деформаций сосудов в период пульсового кровенаполнения и расчеты полей и токов. На рис. 3 приведены типичные зависимости изменения радиуса сосуда у здоровых добровольцев, полученные с помощью ультразвукового сканирующего доплера Mavis-200 [15].

С помощью методов цифровой фильтрации выделялись медленная, соизмеримая с длительностью кардиоцикла, составляющая и быстрая, отвечающая за более высокочастотные осцилляции радиуса стенки. Анализ медленной компоненты, проведенный для бедренной, подколенной, большеберцовой артерии показал, что она удовлетворительно описывается почти симметричной кубической параболой. Выделение высокочастотной составляющей и анализ ее Фурье-спектра позволили установить, что их максимумы зависят от типа артерии и составляют у 35–55-летних добровольцев: для бедренной артерии 10–12 Гц, подколен-

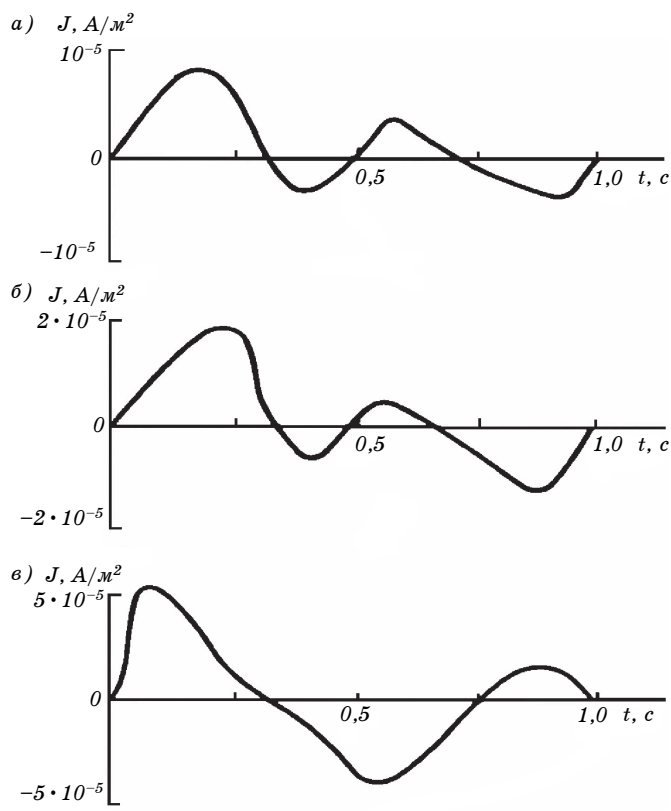


Рис. 2 Плотность пьезоэлектрического тока в компактной костной ткани при функциональных движениях: а — фаланга пальца; б — пястная кость; в — локтевая кость

$\Delta R, \% \pm 5 \%$

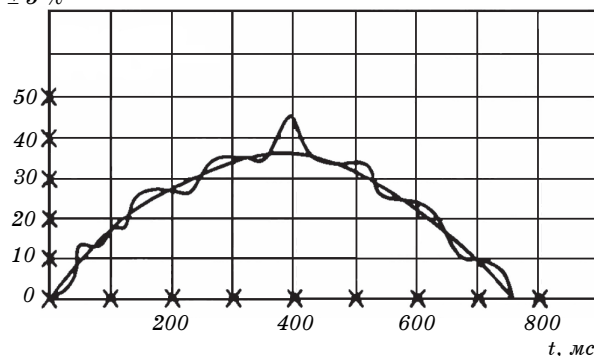


Рис. 3 Зависимость изменения радиуса бедренной артерии здорового добровольца от времени пульсового кровенаполнения

ной 11–14 Гц, большеберцовой артерии 12–16 Гц [15] (рис. 4).

Необходимо отметить, что полученные результаты укладываются в представления о собственных колебательных процессах кровеносных сосудов, причем их основные частоты соответствуют случаю, когда от одной бифуркации до другой укладывается длина волны [17]. Данные о численных значениях деформаций сосудистой стенки с помощью методов, изложенных в работах [18, 19], позволили определить амплитудные и временные зависимости плотности транссосудистого тока, возникающего при пульсовом кровенаполнении. Установлено, что для медленной компоненты максимальная плотность тока составляет $\sim 10^{-2}$ А/м² (бедренная артерия), а амплитуда быстрой компоненты на частоте максимума спектра 11 ± 2 Гц составляет $\sim 2 \cdot 10^{-3}$ А/м².

Оценка параметров адекватных воздействий

Оценка адекватных форм импульсов внешнего поля. Пусть плотность пьезоэлектрического тока в рассматриваемой области кости будет $J_1(t)$, тогда адекватность формы собственных и создаваемых

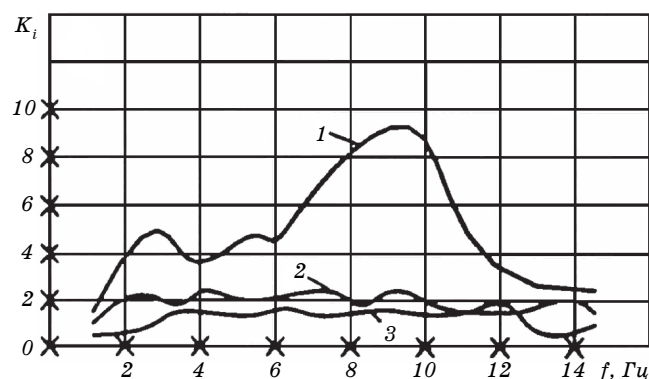


Рис. 4 Частотные зависимости коэффициентов ряда Фурье быстрой компоненты (для бедренной артерии): 1 — норма; 2 — аортоартериит; 3 — атеросклероз

с помощью внешнего источника $J_2(t)$ токов будет достигнута, если выполнено условие:

$$J_1(t) = SJ_2(t), \quad (1)$$

где S — параметр чувствительности сенсорных систем пациента, зависящий от типа и тяжести заболевания (степени активации иммунной системы).

При реализации такого подхода возникают трудности, связанные со следующими основными проблемами: 1) необходимо учитывать неоднородность проводимости и геометрию биотканей; 2) в различных областях биоткани токи различны, причем почти на порядок, и понятно, что адекватности для всех областей кости достигнуть не удастся, конечной целью расчетов должно быть определение таких параметров, как индукция магнитного поля, создаваемого системой индукторов, которая, в свою очередь, определяется конструктивными особенностями индукторов и силой тока в них $I(t)$.

Учитывая различие проводимостей биотканей для мышечной, костной ткани, костного мозга, стенки кровеносных сосудов, для количественной оценки эффектов концентрации индуцированных токов была рассмотрена модель в виде ткани с цилиндрическим включением с различными проводимостями внутренней области и стенок. Были оценены отношения максимальных плотностей тока во внешних тканях и в стенке включения. Показано, что коэффициенты концентрации тока для крупных артериальных сосудов (бедренная, большеберцовая, локтевая, плечевая артерии) находятся в диапазоне 6–9, а коэффициенты деконцентрации для костных тканей нижних и верхних конечностей составляют 30 для крупных костей и около 50 для мелких.

Анализ результатов определения пьезоэлектрических токов в различных областях сечения кости показывает, что временные зависимости $J_1(t)$ в разных зонах практически одинаковы, однако амплитуды различаются существенно. Для оценки амплитудных и временных параметров тока в системе индукторов в качестве эталона использовались зависимости пьезоэлектрического (кости) и электрокапиллярного (сосуды) токов для наиболее электрически активных зон и областей сечения биотканей.

Кроме того, условие (1) заменялось менее жестким

$$I = \int_0^T [J_1(t) - SJ_2(t)]^2 dt = > \min, \quad (2)$$

где T — период выполняемого движения (опорный период шага для костей нижних конечностей или длительность кардиоцикла для артерий).

Методика оценки адекватных временных параметров воздействия состояла в следующем.

Если в качестве системы индукторов используется такая, что индукция однородна в пределах сегмента конечности, то плотность индуцируемого тока в мягких тканях $J_2(t)$ определяется следующим образом:

$$J_2(t) = -\frac{r dB}{2\rho dt} = K \frac{r dI(t)}{2\rho dt}, \quad (3)$$

где r — расстояние от оси конечности; ρ — удельное сопротивление мягких тканей; $I(t)$ — сила тока в системе индукторов; K — размерный коэффициент, зависящий от конструктивных параметров индуктора.

Максимальные плотности тока, создаваемые в костной ткани и сосудистой стенке, зависят от их геометрических параметров и удельных сопротивлений кости, костного мозга, стенки артерии, крови, мягких тканей и в соответствии с оцененными значениями коэффициентов концентрации (деконцентрации) отличаются от $J_2(t)$, т. е.

$$J_{к,с}(t) = K_{к,с} J_2(t), \quad (4)$$

где $K_{к,с}$ — коэффициенты концентрации для костной и сосудистой ткани, находящиеся в диапазонах [0,02; 0,03] и [6; 9] соответственно. В результате выражение для минимизируемого функционала (2) приобретает вид:

$$I_{к,с} = \int_0^T \left[J_{к,с}(t) - L_{к,с} \frac{dI}{dt} \right]^2 dt = > \min, \quad (5)$$

где $L_{к,с}$ — коэффициенты пересчета, получаемые на основе соотношений (1), (3) и (4).

Решая уравнение (5) относительно $I(t)$ получаем [20]:

$$I(t) = \frac{1}{L_{к,с}} \left[\int_0^T J_1(\tau) d\tau - \frac{t}{T} \int_0^T J_1(\tau) d\tau \right]. \quad (6)$$

На рис. 5 показаны зависимости $I/I_{\max} = B/B_{\max}$, полученные таким образом для костной и сосудистой ткани, причем максимальные индукции для кости составляют $\sim [1; 10^{-2}]$ Тл, а для сосудистой ткани — $\sim [10^{-1}; 1]$ Тл.

Оценка адекватных амплитуд импульсов поля. Эти значения амплитуд индукции поля следует оценивать как верхние, сопоставимые с уровнем основного электрогенеза, границы адекватного информационным взаимодействиям внешнего поля и рецепторных полей систем организма пациента [20, 21]. Согласно этим работам в адекватной частотной области ширина динамического диапазона энергетических параметров воздействия оценивается 120–140 дБ, а по амплитудным — 60–70 дБ, причем области максимальной сенсорной чувствительности соответствуют середине динамического диапазона. Отсюда можно ожидать, что амплитуды индукций для эффективного воздействия на костные ткани находятся в диапазоне $[10^{-4}; 10^{-2}]$ Тл, а для кровеносных сосудов — $[10^{-3}; 10^{-1}]$ Тл.

Более точные оценки адекватных диапазонов параметров воздействия требуют проведения специальных экспериментальных исследований на пациентах с различными состояниями костной и сосудистой систем. Для этих исследований были созданы специальные аппараты с регулируемой фор-

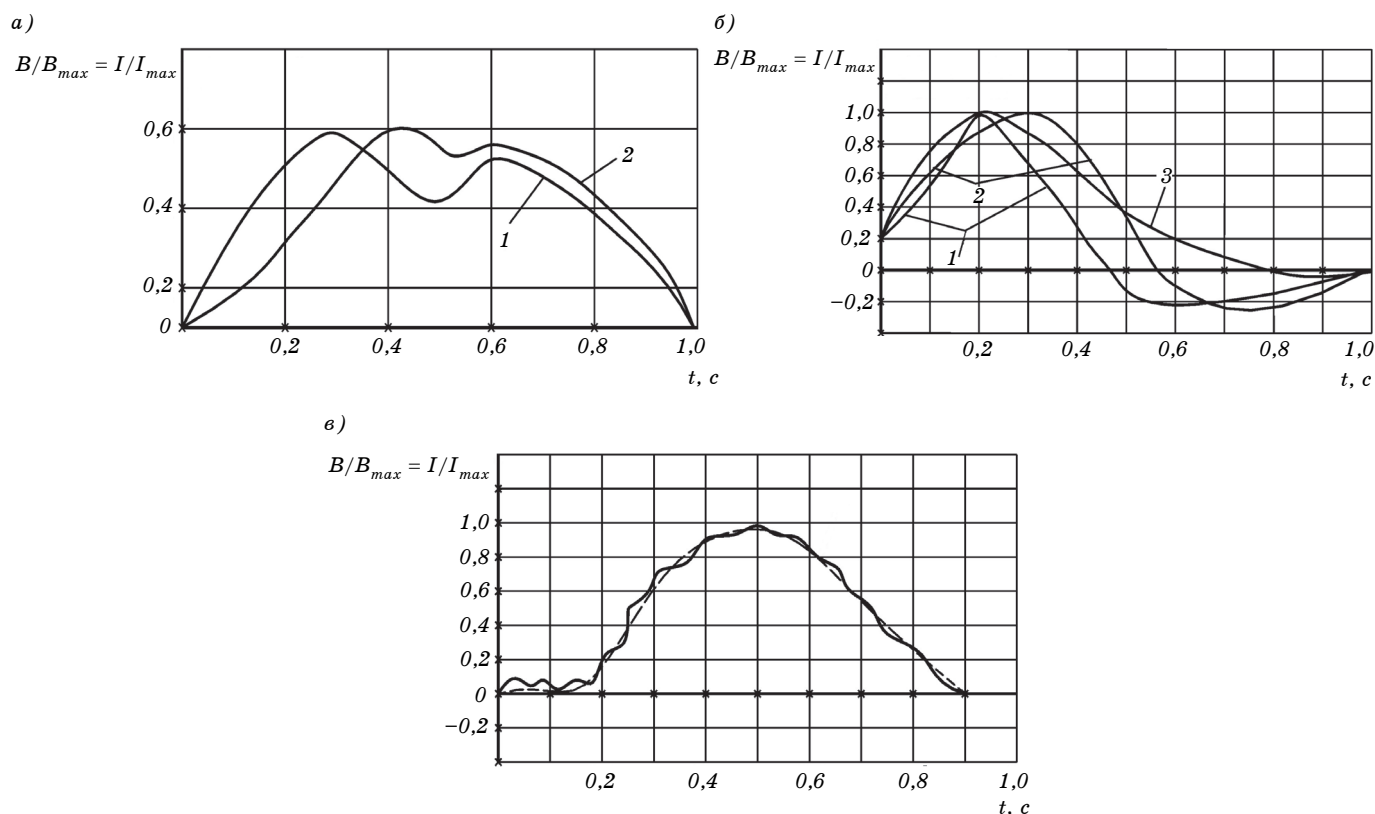


Рис. 5 Формы импульсов магнитного поля, адекватные: а — костной ткани фаланги (1) и пястной кости (2); б — костной ткани локтевой (1), плечевой (2), большеберцовой (3) костей; в — бедренной артерии

мой импульса и амплитудой индукции до 50 мТл [22], а также синхронизированный по сигналу пульсового кровенаполнения аппарат с регулируемой формой и задержкой начала импульса поля относительно пульса [23]. В ходе экспериментов контролировались параметры воздействия, состояние центральной и регионарной гемодинамики, использовались рентгенографические, ультразвуковые и биомеханические исследования костных тканей, регистрировались изменения реологических и биохимических параметров крови. Ниже приводятся основные результаты исследований отдельно по воздействию с параметрами, адекватными костной и сосудистой тканям.

Результаты исследований влияния адекватных костным тканям параметров ЭМП

На начальном этапе проводилась оценка амплитудных значений индукции магнитного поля в диапазоне следования импульсов 0,1–20 Гц и формой импульса, соответствующей рис. 5. Диапазон варьирования амплитуд индукции составлял 0,1–50 мТл. На рис. 6 приведена типичная зависимость изменения ударного объема крови в сегменте конечности от времени воздействия и амплитуды индукции. Установлено, что наиболее выраженные изменения ударного кровенаполнения имеют место

в диапазоне 1–3 мТл. Специальные исследования гемодинамических причин первого и второго максимумов кровотока показали, что в интервале 8–15 мин происходит дилатация преимущественно артериальных сосудов. Второй же максимум связан с улучшением венозного оттока. Определен диапазон частот следования импульсов поля, в котором происходит наиболее выраженная реакция системы кровообращения. Установлена существенная чувствительность параметров реакций кровообращения в зависимости от формы импульса поля. Эта зависимость позволила определить параметры воздействия, необходимые для дифференциального стимулирования (или угнетения) артериального притока и венозного оттока. На рис. 7 и рис. 8 представлены обработанные результаты исследований, в которых избыточный объем перфузирующей сегмент конечности крови определялся как площадь под соответствующими частями графиков рис. 6.

Измерения параметров газового состава крови показывают, что в диапазоне параметров, вызывающих дилататорные реакции, имеет место увеличение PO_2 при некотором снижении PCO_2 . Отмечаются благоприятные изменения реологических и биохимических показателей крови. Следует подчеркнуть, что в одной и той же группе пациентов амплитудные и временные параметры реакций, а также пороговые (превышение которых вызывает спазматические реакции сосудов) значения параметров воздействия различаются существенно (до 50–70 %) и зависят от типа и тяжести заболевания.

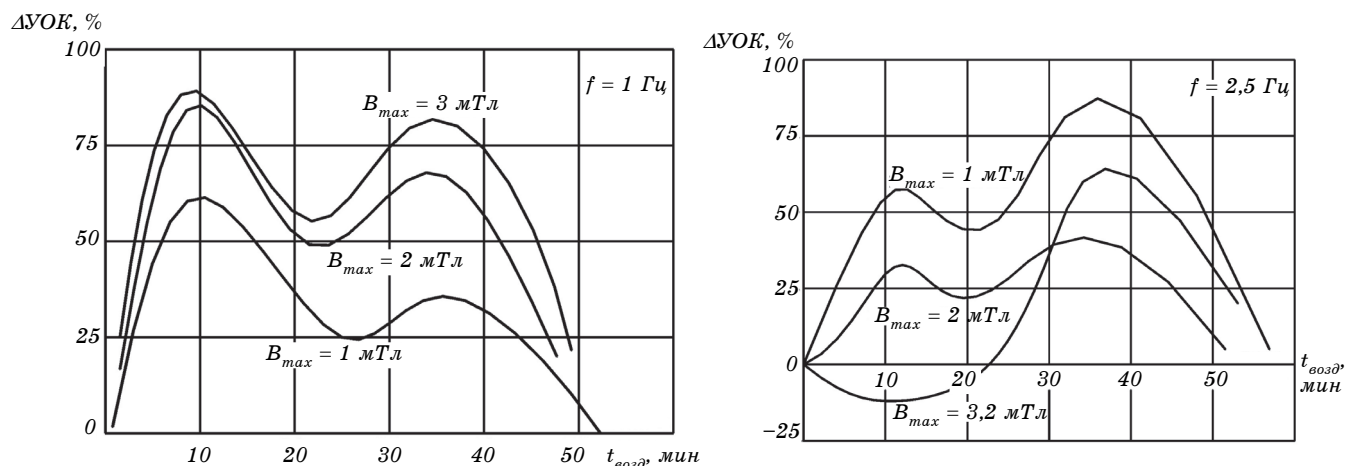


Рис. 6 Зависимость изменения ударного объема в конечности при изменении амплитуды и частоты следования импульсов адекватного костным тканям электромагнитного поля

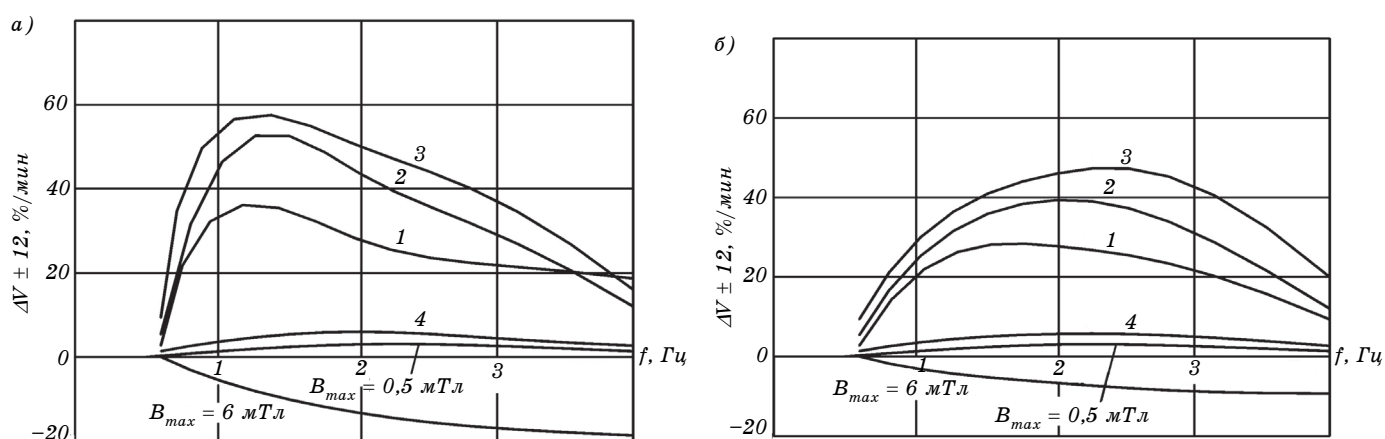


Рис. 7 Зависимость избыточного объема крови, перфузирующей конечность: а — при артериальной дилатации; б — при стимуляции венозного оттока:

1–4 — амплитуды индукции импульса магнитного поля, составляющим 1, 2, 3 и 4 мТл соответственно

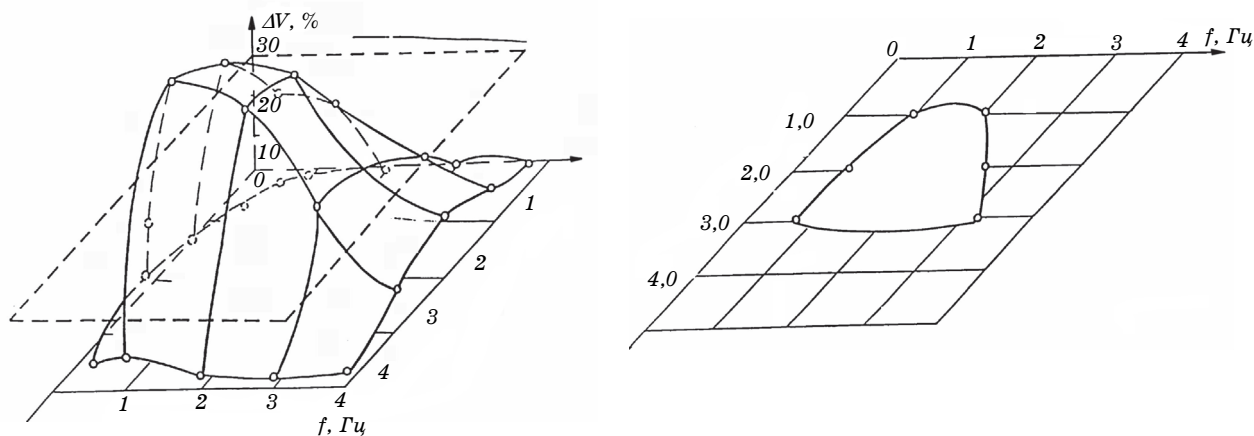


Рис. 8 Параметры воздействия, приводящие к увеличению объема перфузирующей конечность крови более чем на 30 % за счет артериальной дилатации. Пространство параметров: амплитуда индукции поля в микро-теслах, частота импульсов следования поля в герцах

Результаты исследований влияния адекватных тканям кровеносных сосудов ЭМП

На рис. 9 приведены зависимости ударного объема крови в голени пациента при воздействии с формой импульса, как на рис. 5 (бедренной артерии), от амплитуды индукции, времени экспозиции и времени задержки импульса поля относительно сигнала пульсового кровенаполнения.

Эти данные указывают на наличие временных зон выраженной дилатации, констрикции и зон относительного безразличия к ЭМ-воздействию. На

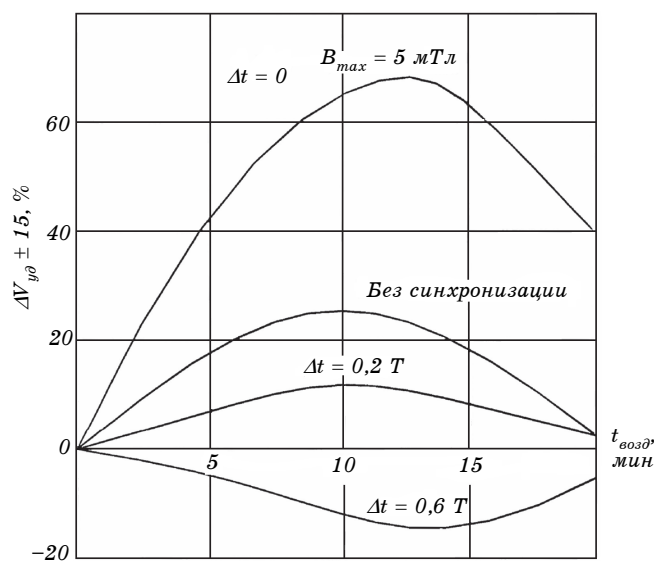


Рис. 9 Зависимости изменения ударного объема крови в сегменте голени пациента от времени воздействия при различном времени задержки импульса поля относительно сигнала пульса подколенной артерии. Задержка Δt устанавливается в долях длительности кардиоцикла T . Отдельно приведена зависимость для случая без синхронизации

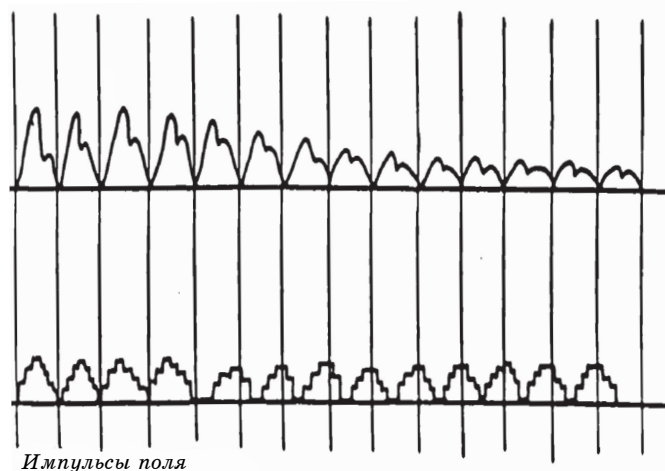


Рис. 10 Реовазограмма голени пациента при изменении задержки синхронного с пульсом адекватного большеберцовой артерии электромагнитного воздействия. Сверху сигнал РВГ, снизу форма сигнала импульса магнитного поля

рис. 10 приведены типичная реовазограмма, полученная при резком изменении длительности задержки, и соответствующий переходной процесс. Специальные исследования показали, что наличие в импульсе поля двух компонент (медленной и быстрой) приводит к различающимся временным и амплитудным реакциям системы кровообращения.

Обсуждение результатов исследований

Изменения параметров гемодинамики при вариации параметров воздействия позволяют ограничить набор биологически значимых физических факторов воздействия. Рассматривались три альтернативы, в которых в качестве факторов воздействия фигурировали: электрическая компонента ЭМП; магнитная индукция и тепловое излучение индукторов. Наибольшее понимание результатов факторного анализа по трем альтернативам получено при принятии «токовой» [$\sim E_{\text{инд}}(t)$] гипотезы действующего фактора ЭМП. Результаты исследований позволяют обсудить возможные механизмы изменения кровотока при адекватном ЭМВ.

С этой целью рассматривалась следующая иерархия механизмов регуляции сосудистого тонуса: центральные и местные механизмы; местные гуморальные, нейрогуморальные, барометрические, миогенные [24]. Эксперименты, проведенные на денервированных конечностях, показали, что характер реакции кровотока имеет качественно подобный вид реакциям иннервированных конечностей. Однако характерные времена и амплитудные показатели реакций изменены. Изменение газового состава крови говорит о вкладе гуморальных механизмов регуляции сосудистого тонуса. Исследования реакции кровотока на синхронные с пульсом ЭМВ, в ходе которых варьировалась задержка, указывают на наличие местного миогенного механизма регуляции и рецепции. Полученные результаты о зависимости параметров кровенаполнения от режимов ЭМВ и типа и тяжести заболевания позволяют разрабатывать критерии и системы для индивидуально-оптимальной ЭМ-терапии и активной диагностики.

Аспекты индивидуальной оптимизации параметров воздействия

В случае постановки задачи индивидуальной оптимизации параметров лечебного воздействия традиционная схема решения выглядит следующим образом. Необходимо иметь критерии оптимальности воздействия и модель изменения параметров состояния пациента, в которой явно либо не явно присутствуют оптимизируемые параметры управления воздействием. В нашей работе в каче-

стве критериев оптимальности воздействия рассматривались две группы критериев: максимальное приращение объема перфузирующей сегмент конечности крови за заданное время процедуры T и минимальное время достижения максимальной степени дилатации артериальных или венозных сосудов [25]:

$$I_1 = \int_0^T Q(t)dt \rightarrow \max; I_2 = t(\max Q) \rightarrow \min, \quad (7)$$

где $Q(t)$ — приращение кровотока в сегменте конечности.

Первый из критериев применялся для пациентов амбулаторий и терапевтических стационаров, а второй — для быстрого снятия спазматических явлений при экстренных состояниях пациентов хирургических стационаров.

Используемая для задач оптимизации модель отклика параметров гемодинамики пациента носила феноменологический характер и отражала основные экспериментальные результаты. В модели присутствуют два конкурирующих между собой механизма: дилататорный с характерным временем $\approx 1/\alpha B$ и констрикторный с временем $\approx 1/\alpha_1$. Кроме того, явно введен пороговый механизм перехода от дилатации к констрикции с показателем «степени гладкости перехода» n . В результате апробации и вычислительных экспериментов со многими типами моделей принятая модель имела вид

$$Q(t) = AB(B_0 - B)^n \{ \exp(-\alpha_1 t) - \exp(-\alpha_2 B t) \}. \quad (8)$$

Пять индивидуальных параметров пациента A , B_0 , n , α_1 , α_2 должны быть либо определены в результате тестового воздействия, либо известны до процедуры воздействия. Процедура определения индивидуальных параметров пациента состояла в проведении сеанса тестового воздействия, в ходе которого амплитуда индукции меняется по заданному во времени закону (при неизменной форме импульса поля) с одновременной регистрацией кровотока в области воздействия. После этого с помощью специального программного обеспечения решалась пятипараметрическая задача оптимизации и оценивались параметры пациента. В зависимости от выбранного критерия эффективности программное обеспечение дает возможность определить закон изменения амплитуды индукции, позволяющий получить желаемый клинический результат от однократного сеанса воздействия. Применение данной методики оптимизации режима воздействия позволяет получить приращение объема перфузирующей конечности крови от 30 до 150 %. Численные значения пяти параметров, в свою очередь, могут выступать в качестве диагностических параметров [26] степени сохранности сенсоррегуляторных систем.

Заключение и перспективы

Предложенный подход к формированию адекватных пациенту ЭВМ состоит в том, что форма индуцированного в биоткани тока близка к форме собственных электромеханических токов, характерных для здоровой функционирующей ткани, а амплитуда токов определяется степенью чувствительности (типом и тяжестью заболевания) пациента. Важно отметить, что в недавних работах [28, 29] было экспериментально показано, что только в случае активации иммунной системы у эритроцитов наблюдалась активация ионного транспорта в ответ на внешнее магнитное поле малой интенсивности, что отсутствовало у здоровых клеток. Этот факт еще раз подчеркивает важность тщательного отбора биообъектов для исследований реакции систем организма на внешнее воздействие. По нашему мнению, при оценке эффективности внешнего воздействия критерием адекватности параметров полей может (сегодня, возможно, и должна) выступать реакция сосудистой системы, как наиболее лабильной в цепи адаптационных процессов организма. Более того, если выраженной реакции сосудистой системы не наблюдается, то весьма спорно утверждение об адекватности параметров внешнего поля и систем организма пациента.

Преимущество предлагаемого подхода к созданию адекватных электромагнитных полей, по нашему мнению, состоит не только в высокой эффективности и наличии обратной связи с вытекающими отсюда научными и практическими перспективами, но и в том, что он позволяет врачу использовать огромный опыт, накопленный в нормальной и патологической физиологии как для интерпретации возможных механизмов наблюдаемых процессов, так и в целях формирования новых критериев для распознавания компьютерных образов заболеваний на уровне сенсорных реакций. Такой подход требует колоссальной работы по созданию банков данных образов-предвестников заболеваний [27], формирования моделей отклика на воздействия, критериев оптимальности. Однако реализация данной программы для конкретных типов воздействий (электромагнитное, лазерное, тепловое и др.) позволит подойти к решению задач сочетанной терапии. Отметим также, что первые биоадекватные аппараты типа «Каскад» и «Каскад-Синхро» с соответствующим методическим обеспечением, основанным на вышеотмеченных результатах исследований ответных реакций, и обширным клиническим материалом уже пользуются спросом в клиниках реабилитационного профиля.

Литература

1. Клявиньш И. Э. Миниатюризация средств электромагнитной терапии // В кн.: Электромагнитотерапия

- травм и заболеваний опорно-двигательного аппарата. Рига: РМИ, 1987. С. 34–44.
2. Райгородский Ю. М., Курдин Ю. А., Филиппов Ю. В., Блохина Ю. А. Применение искусственных электромагнитных полей в экспериментальной и клинической медицине. Ч. II// Обзоры по электронной технике. Сер. 1. Электроника СВЧ. М.: ЦНИИ «Электроника», 1987. 65 с.
 3. Райгородский Ю. М., Семенов К. В. Применение искусственных электромагнитных полей в экспериментальной и клинической медицине. Ч. III// Обзоры по электронной технике. Сер. 1. СВЧ. М.: ЦНИИ «Электроника», 1989. 61 с.
 4. *Elektenrically mediated growth mechanisms in living systems*//Ann. N. Y. Acad. of sci. 1974. V. 238. 593 p.
 5. Fukada E. Piezoelectric effect in blood vessel walls// J. Phys. Soc. Japan, 1968. Vol. 26., N 3. P. 777–780.
 6. Fukada E., Yasuda J. On the piezoelectric effect of bone//J. Jap. Phys. Soc. 1957. Vol. 12, N 10. P. 1158–1162.
 7. Fukada E. Piezoelectric properties of organic polymers// Ann. N. Y. Acad. of sci., 1974. Vol. 238. P. 7–25.
 8. Авдеев Ю. А., Регирер С. А. Электромеханические свойства костной ткани//Современные проблемы биомеханики. Вып. 2. Механика биологических тканей. Рига: Зинатне. С. 103–131.
 9. Воробьев А. Г., Щукин С. И., Прогонный Ю. А. Исследование пьезо- и биоэлектрической активности артериальной стенки//Актуальн. проблемы фундаментальных наук. Тез. докл. межреспубликан. конф. М., 1989. С. 71.
 10. Лоцилов В. И., Щукин С. И., Краснов С. В. Пьезоэлектрическое состояние костной ткани//ДАН СССР. 1988. Т. 303. № 2. С. 503–507.
 11. Лоцилов В. И., Волков М. В., Щукин С. И. Электрическое поле костной ткани. //ДАН СССР. 1984. Т. 275. № 5. С. 1221–1225.
 12. Николаев Г. А., Лоцилов В. И., Щукин С. И. К вопросу о связи собственных напряжений с электрическими полями в трубчатых костях // Механика композитных материалов. 1982. № 3. С. 518–522.
 13. Янсон Х. А. Биомеханика нижней конечности человека. Рига: Зинатне, 1975. 324 с.
 14. Коренев Г. В. Введение в механику человека. М.: Наука, 1977. 328 с.
 15. Воробьев А. Г., Щукин С. И., Прогонный Ю. А. Исследование колебательных процессов в сосудистой стенке //Актуальные проблемы современного приборостроения. Тез. докл. 11 Всерос. конф. М., 1988. С. 146.
 16. Педли Т. Гидродинамика крупных кровеносных сосудов. М.: Мир. 1983. 400 с.
 17. Lee R., Frank E. H., Grodzinsky and Raylance D. K. Oscillatory compressional behavior of articular cartilage and associated electromechanical properties // J. Biomech. Eng. 1981. Vol. 103. P. 280–292.
 18. Salztein R. A., Pollack S. R., Mak A. F., Petrov N. Electromechanical potentials in cortical bone. 1 A continuum aproach //J. Biomech. Eng. 1987. Vol. 20. N 3. P. 261–270.
 19. Щукин С. И. Теоретические основы биотехнических систем // Методические указания по проведению курсовой работы. М.: МГТУ им. Н. Э. Баумана, 1991. 20 с.
 20. Плеханов Г. Ф. Электричество, магнетизм, информация и живые системы. В сб. Живые системы в электромагнитных полях. Томск: Томск. унив., 1978. С. 3–8.
 21. Плеханов Г. Ф. Восприятие человеком неоощае- мых сигналов //Автореф. дис... канд. мед. наук. Томск, 1967. 19 с.
 22. Александров А. А., Воробьев А. Г., Прогонный Ю. А., Щукин С. И. Аппарат электромагнитный: свидетельство на промышленный образец № 28406.
 23. Щукин С. И., Воробьев А. Г. Биосинхронизированный электромагнитный стимулятор // Актуальные проблемы информатики, управления, радиоэлектроники и лазерной техники. Тез. докл. Межвуз. конф. НТТМ. М., 1989. С. 181–182.
 24. Физиология кровообращения. Физиология сосудистой системы//Под ред. В. И. Ткаченко. Л.: Наука, 1984. 652 с.
 25. Щукин С. И. Аппараты и системы для электромагнитной индивидуальной терапии и активной диагностики // Вестн. МГТУ им. Н. Э. Баумана. 1993. № 4. С. 9–25.
 26. Щукин С. И. Индивидуальная диагностика и оптимизация электромагнитной стимуляции в клинике микрохирургии //Ультразвук и другие виды энергии в хирургии. Тр. МВТУ им. Н. Э. Баумана. 1989. № 517. С. 49–62.
 27. Годик Э. Э., Гуляев Ю. В. Человек «глазами радиопизики» //Радиотехника. 1991. № 8. С. 51–62.
 28. Liburdy R. P. Calcium signaling in lymphocytes and ELF fields // J. Federation of European Biochemical Societies. 1992. Vol. 301, N 1. P. 53–59.
 29. Youst M. G., Liburdy R. P. Time-varying and static magnetuc fields act in combination to alter calcium signal transduction in the lymphocyte // J. Federation of European Biochemical Societies. 1992. Vol. 296, N 2. P. 117–122.

УДК 621.384.6

Грязнов А. Ю., канд. техн. наук,

Потрахов Е. Н., аспирант,

Потрахов Н. Н., д-р. техн. наук

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ»

Портативная установка для рентгеновского экспресс-контроля качества пищевой продукции

Ключевые слова: микрофокусная рентгенография, портативная рентгенодиагностическая установка, контроль пищевой продукции

Описана первая отечественная цифровая установка для рентгенографии в пищевой промышленности. Рассмотрены особенности установки, на примерах практического использования показаны ее преимущества перед существующими аналогами. Обоснована актуальность ее внедрения в качестве базового образца новейшего поколения инструментальных средств эффективной диагностики качества продукции во всех отраслях агропромышленного комплекса России.

Одной из наиболее важных технологических операций, требующих повышенного внимания при производстве пищевых консервов, является так называемая «закатка» консервных банок, в результате которой обеспечивается герметичность их содержимого. В случае некачественной герметизации внутрь банки вместе с воздухом могут проникнуть различные микроорганизмы, что неизбежно вызовет порчу продукта. По неофициальным данным, потери консервированной рыбной продукции по указанной причине могут достигать 0,5 %.

Как показывает практика, вследствие неправильной первичной настройки или постепенного изменения параметров настройки закаточной машины в процессе эксплуатации конфигурация и геометрические размеры элементов закаточного шва могут выйти за установленные пределы и повлечь недопустимое снижение качества шва. По этой причине приходится регулярно производить контроль параметров шва. В соответствии с требованиями СанПиН 2.3.4.050–96 периодичность контроля каждой головки закаточной машины должна составлять: 30 мин для пустых банок и каждые 2 ч для банок, наполненных продуктом.

Для оценки качества закаточных швов, например в рыбной промышленности, в настоящее время применяется метод разрушающего контроля. С помощью малогабаритной циркулярной пилы вырезается участок банки в месте крестообразного соединения бокового шва с кольцевым, а также в

любом подозрительном месте, обнаруженном при оценке внешнего вида. Далее профиль фрагмента шва анализируется визуально при помощи лупы или профиль-проектора [1, 2].

Поскольку, как уже было отмечено, проверка должна производиться достаточно часто, такой метод контроля приводит к безвозвратной потере большого количества банок и продуктов, в них содержащихся, при этом визуальные оценки субъективны и вследствие неизбежной деформации шва могут допускаться ошибки. Кроме того, контролируется только небольшой участок шва, составляющий приблизительно 2–3 % от его общей протяженности. Следует отметить также, что операция механического вскрытия банки трудоемка и, следовательно, контроль шва этим методом занимает много времени.

Для устранения указанных недостатков при контроле закаточных швов описанным методом специалистами ЗАО «ЭЛТЕХ-Мед» и ОАО «Гипрорыбфлот» создан действующий образец рентгенодиагностической установки, не имеющей аналогов в Российской Федерации. Установка позволяет на практике реализовать способ неразрушающего контроля качества закаточного шва консервной банки на всей его длине с одновременной визуализацией содержимого [3].

В состав установки входят маломощный источник рентгеновского излучения, цифровое устройство для визуализации рентгеновского изображения на основе системы «экран—оптика—ПЗС» [4], рентгенозащитная камера, устройство для позиционирования консервных банок и персональный компьютер со специализированным программным обеспечением (рис. 1).

Принцип действия установки заключается в следующем: рентгеновское излучение проходит сквозь участок шва банки, расположенной с помощью специального устройства на определенном расстоянии от источника излучения, и неравномерно ослабляется элементами шва. Сформированное таким образом теневое рентгеновское изображение шва регистрируется и преобразуется в цифровой электрический сигнал устройством для визуализации рентгеновского изображения, а затем передается в персональный компьютер. Полученная информация



Рис. 1 Внешний вид рентгенодиагностической установки

содержит все необходимые данные об основных параметрах швов. Поскольку устройство позиционирования осуществляет вращение банки вокруг своей оси, то на экране монитора компьютера можно получить изображение всего шва в реальном времени. Защиту от неиспользуемого рентгеновского излучения обеспечивает камера радиационной защиты. С помощью специальной компьютерной программы полученные данные о параметрах шва сравниваются с их допустимыми значениями. В случае выхода какого-либо параметра за заданные пределы компьютер выдает команду на отбраковку консервной банки. При необходимости возможна подача управляющих сигналов на остановку технологической линии по производству консервов. Одновременно ведутся протокол событий и вывод информации на экран монитора компьютера или печатающее устройство.

В качестве примера на рис. 2 изображен фрагмент дефектного участка закаточного шва консервной банки (отсутствие перекрытия).

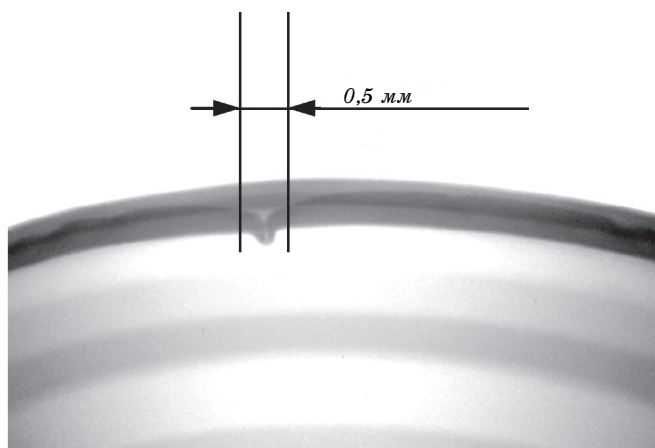


Рис. 2 Дефектный участок шва

Указанный метод может быть также применен для экспресс-контроля содержимого банок, в том числе вида продукта, размеров его фрагментов, плотности их укладки, соотношения жидкой и твердой фракций и т. д. (рис. 3). В этом случае используется устройство визуализации на основе экрана с фотостимулируемым люминофором [3].

В ходе испытаний установки было получено положительное заключение органов Роспотребнадзора о возможности использования установки в целях контроля пищевой продукции, а также полной ее безопасности для обслуживающего персонала. В соответствии с пп. 1.7, 1.8 ОСПОРБ-99 на основании санитарно-эпидемиологического заключения № 77.99.37.944.Д001579.02.09 установка освобождена от радиационного контроля и учета, а также от необходимости оформления лицензии для работы с ней.

Цифровые технологии получения рентгеновского изображения имеют большие перспективы и в других отраслях промышленности России. Например, они позволяют автоматизировать процессы обнаружения, идентификации и анализа скрытых дефектов в больших партиях зерна. Очевидно, что обеспечение надежного контроля качества партий зерна различного целевого назначения (продовольственного, фуражного, семенного) — важная государственная

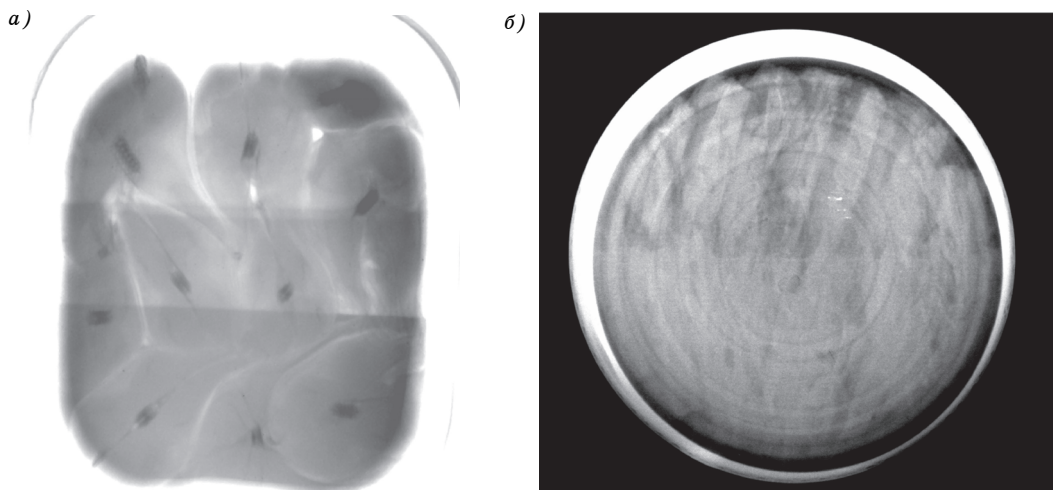


Рис. 3 Контроль содержимого банки рыбных консервов: а — алюминиевая банка; б — жестяная банка

проблема, относящаяся к продовольственной безопасности России. Существенную роль в снижении посевных и технологических свойств зерна играет наличие в них различных типов внутренних дефектов (скрытая заселенность и поврежденность насекомыми и грибами, скрытое прорастание, внутренняя травмированность и др.), обусловленных экогенными и техногенными факторами производства зерна.

Отсутствие объективного контроля качества семян, учитывающего состояние внутренних структур зерновки при проведении селекционных испытаний, приводит к значительным неоправданным затратам труда и энергоресурсов из-за невозможности своевременной отбраковки хозяйственно непригодных растений на ранней стадии покоящихся семян до их посева. Для зерна отсутствие такого рода контроля приводит к заведомой неточности при классификации партий зерна по степени их кондиционности, а также к повышению риска, связанного с недостаточной обоснованностью принятия решений при определении целевого назначения зерновых партий.

Необходимо также учитывать, что скрытые дефекты зерна не могут быть отсепарированы на существующих сортировальных машинах, поэтому они присутствуют во всех производственных партиях зерна.

Достаточно частая встречаемость внутренних дефектов зерновки и очень высокая вредоносность некоторых из них (даже при небольшой встречаемости) могут существенно снижать качество партий зерна, используемых как посевной материал (вплоть до полной непригодности) или как пищевое сырье. Это делает задачу оценки состояния внутренних структур зерновки весьма актуальной.

Поэтому другим важным направлением использования установки является обнаружение и анализ скрытых (внутренних) дефектов семян зерновых культур, например: внутренняя поврежденность грызущими насекомыми, поврежденность клопом-черепашкой, прорастание, сильная трещиноватость или грубые механические повреждения, мертвый зародыш и т. д. На рис. 4 показаны изображения семян овса с некоторыми из перечисленных дефектов.

Опыт эксплуатации установки в НИИ проблем хранения Росрезерва позволяет рассчитывать на то, что установка может стать основой для создания техноло-

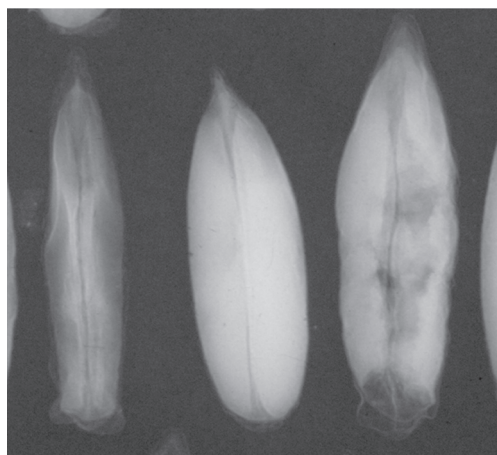


Рис. 4 Рентгенограмма семян овса

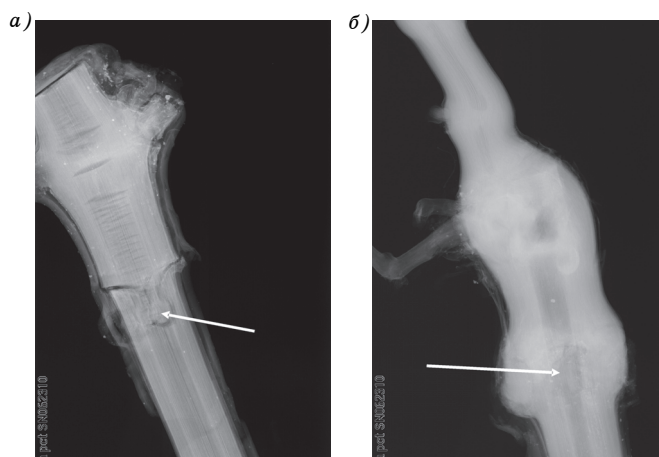


Рис. 5 Рентгенограмма привитых саженцев винограда: а — некачественное срастание; б — качественное срастание

гии обеспечения продовольственной безопасности РФ в части формирования высококачественных запасов семенного, продовольственного и фуражного зерна [5].

Дальнейшие практические испытания установки показали, что она может быть с успехом использована также и для оперативной оценки качества срастания подвоя с привоем саженцев винограда [6]. В качестве примера на рис. 5 показаны рентгеновские изображения саженцев, полученные при контроле посадочного материала винограда. Полученные результаты комплексных исследований позволяют рекомендовать установку для широкого использования в учреждениях, занимающихся проблемами возделывания винограда, в частности в питомниководческих комплексах.

В целом описываемая установка может рассматриваться в качестве базового образца новейшего поколения инструментальных средств эффективной диагностики качества продукции практически во всех отраслях агропромышленного комплекса России.

Литература

1. ГОСТ 5981–88. Банки металлические для консервов. Технические условия. М.: Изд-во стандартов, 1988.
2. Руководство по производству рыбных консервов в России. СПб.: Лик, 1999. 60 с.
3. Пат. РФ на изобретение за № 2175126 от 25.12.2000. Способ неразрушающего контроля качества кольцевого соединения (варианты).
4. Рентгеновские диагностические аппараты: в 2-х т. / Под. ред. Н. Н. Блинова, Б. И. Леонова. М.: ВНИИИМТ, НПО «Экран», 2001.
5. Архипов М. В., Алексеева Д. И., Батыгин Н. Ф. и др. Методика рентгенографии в земледелии и растениеводстве. М.: РАСХН, АФИ, 2001.
6. Панкин М. И., Архипов М. В., Никольский М. А. и др. Рентгенографический способ определения качества срастания привитых компонентов саженцев винограда // Захаровские чтения «Агротехнологические и экологические аспекты развития виноградо-винодельческой отрасли». Материалы науч.-практ. конф., посвященной 100-летию Е. Н. Захаровой (23–25 мая 2007 г.). ВНИИВиВ им. Я. И. Потапенко. Новочеркасск, 2007. С. 327–330.

УДК 616-083.98+001.891.573

Лищук В. А., д-р биол. наук,

Лобачева Г. В., д-р мед. наук,

Никитин Е. С., д-р мед. наук,

Газизова Д. Ш., д-р мед. наук,

Сазыкина Л. В., канд. биол. наук,

Леонов Б. И., д-р техн. наук,

Горбач А. А., канд. техн. наук

ПК «Медицинская кибернетика и информатика» РАМН, Москва

Информация — живая вода медицины. Часть 2. Контроль и анализ данных

Ключевые слова: мониторинно-компьютерный анализ, ошибки вычислений, абсолютные оценки, индексы, кардиотоники, имитация, адаптивные реакции

В первой части статьи обобщен опыт четырех десятилетий мониторинно-компьютерного контроля больных во время и после операций на сердце и сосудах. Показано, что объективные и субъективные проблемы мониторинно-компьютерного контроля имеют принципиальное решение в виде разработанных технологий анализа на основе оперативно индивидуализируемых математических моделей сердечно-сосудистой системы [1–3, 5, 6, 8]. Во второй части статьи рассмотрены информационные аспекты контроля, анализа, диагностики и синтеза индивидуальной терапии.

Недостатки в оценке состояния и выборе лечения

Недопустимость ошибок вычислений. Проблема неверных вычислений обсуждалась неоднократно [8, 10, 12, 13, 15]. Анализ публикаций, научных исследований и учебных пособий показывает, что такие ошибки и сейчас имеют место. Более того, приходится признать, что ошибки вычислений и следующие из них негативные результаты часты.

Рассмотрим в качестве примера вычисление индекса общего сосудистого сопротивления (ИОСС). Напомним формулу, по которой вычисляется абсолютная величина общего сосудистого сопротивления (ОСС, или ОПС, ОПСС — используются разные обозначения): $\text{ОСС} = 79,96(\text{АД} - \text{ВД})\text{СВ}^{-1}$ (дин·с·см⁻⁵), где АД — среднее артериальное, мм рт. ст.; ВД — венозное давление, мм рт. ст.; СВ — сердечный выброс, л/мин. Пусть у крупного человека (полного взрослого европейца) СВ = 4 л/мин, АД – ВД = 70 мм рт. ст., тогда ОСС приблизительно 1400 дин·с·см⁻⁵. Пусть у небольшого человека (худого, низкого роста, но вполне жизнеспособного, скажем, вьетнамца)

СВ = 2 л/мин, АД – ВД = 70 мм рт. ст., ОСС приблизительно 2800 дин·с·см⁻⁵. У обоих гемодинамика в норме, а сравнивать показатели ОСС между собой и с нормой не имеет смысла. Чтобы можно было сравнивать, вводятся индексы, учитывающие поверхность s тела человека. Умножив ОСС на s , получим индекс, который можно сравнивать: $\text{ИОСС} = 79,96(\text{АД} - \text{ВД})\text{СВ}^{-1}s$ (дин·с·м²·см⁻⁵). Из опыта известно, что для крупного человека s примерно 2 м², для очень маленького — примем 1 м².

Тогда

$$\begin{aligned}\text{ИОСС} &= 79,96 \cdot 70 \cdot 4^{-1} \cdot 2 = 79,96 \cdot 70 \cdot 2^{-1} \cdot 1 = \\ &= 2800 \text{ дин} \cdot \text{с} \cdot \text{м}^2 \cdot \text{см}^{-5}.\end{aligned}$$

Если на s делить ОСС (как это сделано в монографии В. В. Кузькова, М. Ю. Кирова (2008) и нередко делают другие авторы публикаций [10, 13]), то расхождение при сравнении таких (неверных!) показателей будет больше, чем для ОСС. Для крупного человека такой неверный индекс даст значение 700, а для небольшого — по-прежнему (так как $s = 1$) значение 2800 или больше, если s меньше. Соответственно, *будут неверны рекомендуемые значения, и, чтобы их реально обеспечить, придется вводить неоправданно большие дозы вазодилататоров для пациентов больше среднестатистического размера и вазопрессоров для пациентов меньшего размера.*

Такие рекомендации имеют место не только у отдельных авторов (Кузьков В. В., Киров М. Ю. Инвазивный мониторинг гемодинамики. 2008. С. 209, 211). Так, в одном из справочников по анестезиологии дается размерность ОСС dynes·sec·cm⁻⁵, но при этом рекомендуются приемлемые значения от 1200 до 1500 (индексы не приводятся). В другом справочнике предлагается размерность дин/(с·см⁵) и диапазон значений 1200–2500. В практическом руководстве «Анестезиология и интенсивная тера-

пия» дана размерность $\text{дин}/\text{с}/\text{см}^{-5}$ и диапазон величины ОСС 900–1500. Даже при глубоких исследованиях гемодинамики, как, например, в монографии «Анестезия и системная гемодинамика» (2000), хотя размерности и ОСС и ИОСС приводятся верными, но их значения несогласованны: ОСС от 770 до 2500, а ИОСС от 800 до 1600 (стр. 156). В распространенной монографии П. Марино «Интенсивная терапия» размерность ИОСС не верна, как и рекомендуемое его значение — 1200 [14]. В нескольких статьях в журнале «Вестник интенсивной терапии» индекс имеет размерность $\text{дин} \cdot \text{с}^{-1} \cdot \text{см}^{-5} \cdot \text{м}^{-2}$ и диапазон его значений занижен. В некоторых диссертациях размерность ИОСС $\text{дин}/(\text{с} \cdot \text{см}^5)/\text{м}^2$ (неверно), а значения занижены более чем в 2 раза.

Наш опыт, анализ отчетов (как Проблемной комиссии), литературы и авторефератов свидетельствует, что такого рода недостатки в обращении с количественными показателями сказываются на качестве лечения, причем не только на результатах авторов неверных рекомендаций, но и на исследованиях и врачебной практике их учеников. Нужно быть крайне внимательным при вычислении также индекса общего легочного сосудистого сопротивления, определения минутного объема крови (МОК) или сердечного индекса (СИ) по реоплетизмографической методике и кривой давления при введении вазодилататоров или вазопрессоров. Такие формальные ошибки и рекомендации имеют место как на практике, так и во многих научных печатных работах.

Полезность индексов. Часто (более чем в 30 % статей в журналах по сердечно-сосудистым заболеваниям за 2007 г.) используются для статистического анализа результатов абсолютные величины, когда более правильно использовать индексы. Иногда даже один и тот же автор использует в од-

ной статье абсолютные величины, а в другой индексы. Никаких объяснений, почему используются абсолютные величины и как это скажется на результатах, мы не нашли. Данные и в том и в другом случае относятся к больным разных массы и роста. Разброс показателей весьма значимый — от 20 до 50 %. При формулировке выводов приемлемость показателей в относительных величинах и разброса, сравнимого с различием групп, не обсуждается. Например, один из авторов предлагает в качестве фактора риска радикальной коррекции тетрады Фалло конечно-диастолический объем правого желудочка КДО ПЖ > 50 мл. При этом возраст больных, для которых предлагается этот результат, варьировал от 3 до 31 месяца.

При использовании абсолютных величин статистические выборки оказываются несовместными, тогда как при использовании индексов результаты достоверны и клинически значимы. Например, в нижеприведенной таблице объединены больные разных массы и роста. Сравняются разные по числу группы.

В табл. 1 дан пример типичного представления данных исследования сердца с помощью ЭхоКГ, предложенного Н. О. Сокольской. Она одна из первых в нашей стране несколько лет назад стала строго использовать абсолютные значения для показателей одного пациента и относительные — для групп (табл. 2).

Некоторые клинические школы не допускают использования абсолютных величин вместо относительных [см., например, публикации Сокольской Н. О., 2003; Караськова А. М. и др., 2006, 2007; Кароли Н. А., Реброва А. П., Сергеева В. А., 2007 (они используют индексы линейных размеров сердца), Суханова С. Г. и др., 2007].

Однако даже за последний год (2008–2009) вышли несколько статей, в которых вместо анализа индексов используется статистический анализ аб-

Таблица 1

Пример представления данных результатов обработки абсолютных значений показателей групп больных

Показатель	До операции ($n = 1$)	Перед выпиской ($n = 38$)	Отдаленные ($n = 31$)
КСР, мм	$54,2 \pm 11,3$	$46,3 \pm 5,3$ (NS)	$44,3 \pm 4,5^*$
КДР, мм	$75,3 \pm 12$	$64,4 \pm 8,4$ (NS)	$57 \pm 5,1^*$
КСО, мл	$153,5 \pm 72,5$	$134,7 \pm 83$	$111,9 \pm 22^*$
КДО, мл	$310,9 \pm 116,3$	$237 \pm 6,6^*$	$170 \pm 45,1^*$
ФВ, %	$52,9 \pm 10$	$52,3 \pm 5,2$ (NS)	$54,1 \pm 10$ (NS)
ЛП, мм	$50,6 \pm 7,8$	$45,3 \pm 4,1$ (NS)	$41,3 \pm 3,8^*$
Степень недостаточности МК	$2,8 \pm 0,8$	$1 \pm 0,3$	$1,25 \pm 0,2^*$
Степень недостаточности ТК	$2 \pm 0,6$	$1 \pm 0,5^*$	$1,2 \pm 0,3^*$

С о к р а щ е н и я: КСР — конечно-систолический размер; КДР — конечно-диастолический размер; КСО — конечно-систолический объем; КДО — конечно-диастолический объем; ФВ — фракция выброса; ЛП — левое предсердие; МК — митральный клапан; ТК — трикуспидальный клапан.

Таблица 2

Пример представления как абсолютных значений, так и индексов при обработке измерений показателей групп больных

Показатель	Митральный стеноз и умеренная легочная гипертензия		Митральный стеноз и высокая легочная гипертензия	
	до операции	после операции	до операции	после операции
КСР ЛЖ, см	$3,06 \pm 0,5$	$3,36 \pm 0,5$	$3,15 \pm 0,4$	$3,71 \pm 0,7$
КДР ЛЖ, см	$4,62 \pm 0,6$	$4,86 \pm 0,6$	$4,62 \pm 0,8$	$5,12 \pm 1,2$
ФВ ЛЖ, %	$52,12 \pm 8,15$	$54,21 \pm 5,15$	$51,55 \pm 11,2$	$54,85 \pm 8,65$
КСР ПЖ, см	$2,67 \pm 0,3$	$2,31 \pm 0,3$	$2,97 \pm 0,4$	$2,60 \pm 0,3$
КДР ПЖ, см	$3,49 \pm 0,5$	$3,17 \pm 0,3$	$3,53 \pm 0,5$	$3,31 \pm 0,2$
Индекс КСО ПЖ _{прит} , мл/м ²	$19,05 \pm 6,43$	$15,10 \pm 6,45$	$26,55 \pm 6,51$	$24,85 \pm 7,25$
Индекс КДО ПЖ _{прит} , мл/м ²	$34,23 \pm 10,32$	$30,45 \pm 10,15$	$44,01 \pm 11,86$	$45,01 \pm 13,28$
Индекс КСО ПЖ _{вывод} , мл/м ²	$22,22 \pm 8,33$	$20,84 \pm 7,56$	$21,62 \pm 9,43$	$18,04 \pm 8,15$
Индекс КДО ПЖ _{вывод} , мл/м ²	$37,53 \pm 8,16$	$35,25 \pm 8,15$	$39,16 \pm 21,04$	$37,96 \pm 14,39$
ФВ ПЖ _{прит} , %	$45,22 \pm 7,99$	$50,0 \pm 8,3$	$41,67 \pm 10,40$	$43,34 \pm 9,1$
ФВ ПЖ _{вывод} , %	$44,79 \pm 14,3$	$46,56 \pm 8,4$	$42,25 \pm 15,14$	$48,15 \pm 10,8$
ЛП, см	$4,61 \pm 0,6$	$4,23 \pm 0,4$	$4,95 \pm 0,9$	$4,43 \pm 0,4$
ПП, см	$4,30 \pm 0,6$	$4,18 \pm 0,8$	$5,05 \pm 1,2$	$4,34 \pm 0,8$
Толщина ПЖ, мм	$5,5 \pm 1,0$	$4,7 \pm 0,7$	$6,0 \pm 0,8$	$5,4 \pm 0,8$
Ствол ЛА, см	$2,8 \pm 0,3$	$2,5 \pm 0,5$	$3,27 \pm 0,7$	$3,0 \pm 0,8$
ПЛА, см	$1,98 \pm 0,3$	$1,8 \pm 0,3$	$2,1 \pm 0,7$	$2,0 \pm 0,6$
ЛЛА, см	$1,96 \pm 0,3$	$1,7 \pm 0,2$	$2,0 \pm 0,7$	$1,8 \pm 0,4$

С о к р а щ е н и я: КСР — конечно-систолический размер; КДР — конечно-диастолический размер; КСО — конечно-систолический объем; КДО — конечно-диастолический объем; ФВ — фракция выброса; ЛЖ — левый желудочек; ПЖ — правый желудочек; ЛП — левое предсердие; ПП — правое предсердие; ЛА — легочная артерия; ПЛА — правая легочная артерия; ЛЛА — левая легочная артерия.

солютных значений. Вывод одной из них очень важен и желаем. «Результаты нашего исследования ... демонстрируют значительное улучшение гемодинамических показателей и функционального состояния пожилых больных после оперативного лечения приобретенных пороков сердца». Вот только разброс от 20 до 50 % характеризующих этот результат показателей порождает сомнения в его обоснованности. И работ с такой обработкой данных много.

Отметим еще следующие важные обстоятельства. Как правило, в 80 % таблиц величины ЧСС (частоты сердечных сокращений) или T (периода сердечных сокращений) не приводятся. ЧСС выражено влияет на рассматриваемые показатели (например, на фракцию выброса ФВ). Если не дается частота сокращений сердца, то приводимые данные не отражают изменения его состояния (в том числе сократимости). Рекомендации также не всегда по этой причине убедительны и полезны. Игнорирование ЧСС или T недопустимо. Например, в

приведенных выше таблицах ФВ, посчитанная по первичным данным, а потом усредненная, несущественно колеблется. Можно сказать, остается почти постоянной. Так, в табл. 1 возрастает с 52,9 до операции до 54,1 % в отдаленном периоде. Посчитанная по усредненным значениям, она падает с 51 до 34 %. Авторы не обсуждают это обстоятельство. Из этой же таблицы следует, что ударный объем после операции упал более чем в два раза (возможно, определяется регургитацией). Но, более того, в отдаленном периоде он снизился еще на четверть. СИ и ЧСС не приводятся.

Исходные данные также перестали даваться в научных публикациях и даже диссертациях. Часто индексы даются для одних величин, а абсолютные значения для других. Поэтому проверить обоснованность оценки состояния и выводов в целом не представляется возможным. Повторим, более половины публикаций представляют данные с такой неполнотой, которая не позволяет оценить со-

стояние. Соответственно, выводы невозможно проверить, как и поверить им. У нас накопилось много десятков таблиц с такими данными [13].

Отметим еще один распространенный недостаток оценки состояния больных после операций. В большинстве случаев кровопотеря не индексируется. Как и восполнение жидкости и крови. Необходимость использовать индексы при исследовании нарушений гемогидробаланса и его влияния на результаты даже не обсуждается. Авторы не смущают 20% ошибки. В табл. 3 дан пример.

Прецизионный контроль и анализ ввода лекарственных препаратов. Оценим полезность назначения сильнодействующих кардиотоников. Выполнены мониторно-компьютерный контроль в реальном времени, статистический и модельный анализ 502 больных во время операции аортокоронарного шунтирования; 82 из них в течение операции и(или) в раннем послеоперационном периоде вводился в/в адреналин. Средняя доза 0,06 мг/(кг/мин), от 0,02 до 0,35 мг/(кг/мин). Среднее время введения препарата 125 мин, от 5 мин до нескольких суток. Среднее время мониторно-компьютерного контроля 25 ± 6 ч.

Эффект от введения адреналина проявлялся в отношении артериального давления АД (рост АД на 5 мм рт. ст.) почти что немедленно у 90 % (89 ± 6) от всех наблюдений. В 50 % (49 ± 8) от всех наблюдений насосные коэффициенты сердца через 30 ± 3 мин уменьшались в среднем на 12 ± 5 %.

Для иллюстрации вышеописанной ситуации на рис. 1 приведен график реакции СИ и ВД на капельное введение адреналина [доза 0,05 мг/(кг/мин); время начала инфузии 13.45]. Сразу в ответ на введение препарата СИ растет. Вместе с тем растет и венозное давление. Рост ВД более выражен. Поэтому насосный коэффициент падает. Это иллюстрирует неоднозначность отношений между функциями и свойствами сердечно-сосудистой системы при острой левожелудочковой недостаточности (ОЛЖН), наличие как видимого положительного, так и реального отрицательного эффекта.

В табл. 4 дан пример состояния больного до назначения кардиотоника, во время введения ад-

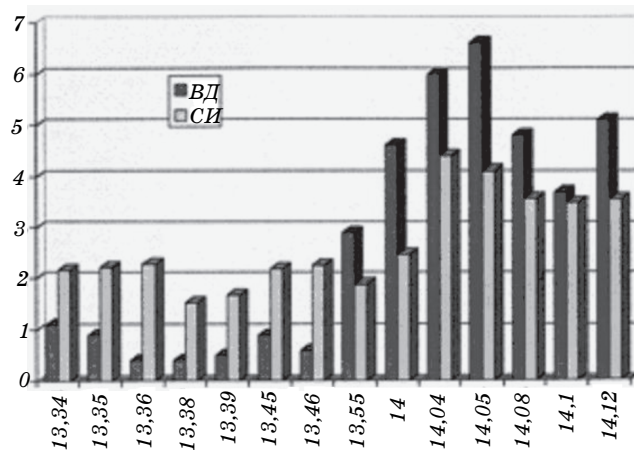


Рис. 1 Реакция венозного давления ВД и сердечного индекса СИ на капельное введение адреналина (начало введения 13.45; доза 0,05)

реналина [в дозе 0,07 мг/(кг/мин); 68 измерений в течение 7 ч] и во время введения допамина [в дозе 3,2 мг/(кг/мин); 122 измерения в течение 10 ч]. Видно, что значение АДС в среднем существенно повысилось при введении адреналина на 45 мм рт. ст., СИ упал на 0,9 л/мин на каждый квадратный метр. Насосные коэффициенты левого КЛ и правого КП сердца существенно снизились (табл. 4). Общее сосудистое сопротивление ОПС повысилось. При введении допамина АДС, ОПС и СИ близки к норме. Насосные коэффициенты левого и правого сердца существенно повысились. Отсюда следует, что адреналин в рассмотренной ситуации имел не кардиотоническое, а скорее вазопрессорное действие.

Часто имеет место следующая ситуация. Несмотря на первоначальное улучшение при капельном введении адреналина, по прошествии небольшого времени АД вновь снижается и приходится повышать дозу.

При левожелудочковой недостаточности часто назначаются кардиотоник или кардиотоник и вазодилататор (иногда вазоконстриктор) одновременно. На рис. 2 дана диаграмма (отображение структуры, абсолютных и относительных показателей

Таблица 3			Пример использования абсолютных величин при исследовании гемогидробаланса
Группа	Объем кровопотери, мл	Объем донорской крови, мл	
1	2398 ± 664	$606 \pm 91,4$	
2	$1004 \pm 259,7$	$310 \pm 93,8$	
3	$806 \pm 94,2$	$233 \pm 19,1$	
Примечание. $p_{1-2} < 0,01$; $p_{1-3} < 0,05$; $p_{1 \cdot p_{2,3}} < 0,05$. В некоторых руководствах тщательно обсуждается состав вводимой жидкости. Ее количество не обсуждается (см. также Лишук В. А., 2005).			

Таблица 4						Изменение показателей гемодинамики в ответ на введение кардиотоников. Пример данных больного Я., история болезни № 3742, которому выполнена операция аортокоронарного шунтирования
Лечебный препарат		АДС	СИ	КЛ	КП	ОПС
До адреналина, 13.09		104	3,0	5,0	18,3	1950
Адреналин 0,07, 68 измерений, 7 ч		149	2,1	3,6	9,7	3800
Допамин 3,2, 122 измерения, 10 ч		126	2,6	5,7	23,5	2660
Сокращения: АДС — систолическое артериальное давление; СИ — сердечный индекс; КЛ — насосная способность левого сердца; КП — насосная способность правого сердца; ОПС — общее периферическое сопротивление.						

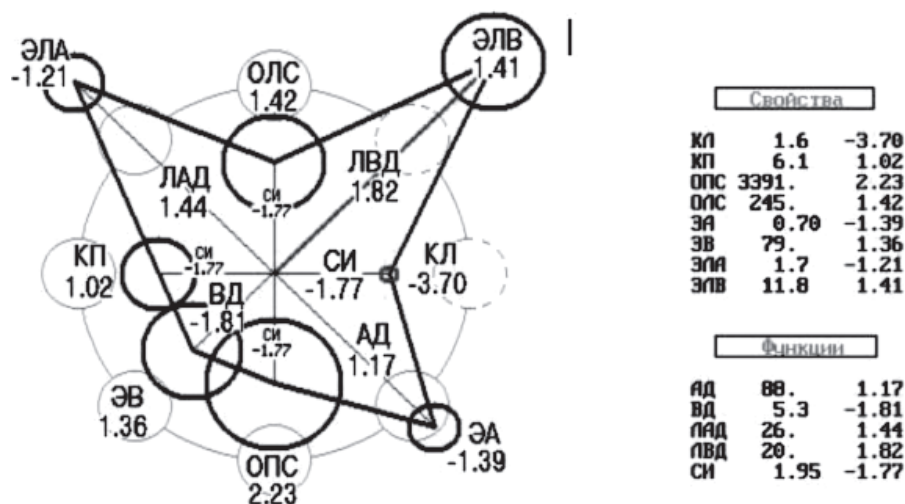


Рис. 2 Образ острой сердечной недостаточности левожелудочкового генеза. Радиусы большого круга представляют функции. Например, СИ (сердечный индекс), АД (артериальное давление), ВД (центральное венозное давление), ЛАД (легочное артериальное давление), ЛВД (легочное венозное давление, давление заклинивания). Они могут иметь абсолютные (справа), а могут иметь относительные (цифры на радиусах большого круга) значения. Так, ЛВД имеет значение 20 мм рт. ст. и увеличено в 1,82 раза. Маленькие кружки представляют свойства, от совокупности которых эти функции зависят. Состояние левого желудочка определяется его насосным коэффициентом КЛ, правого — КП. Состояние артериального резервуара, венозной системы, легочной артерии и легочных вен определяется их эластичностями (ЭА, ЭВ, ЭЛА, ЭЛВ). Кровоток через легочный и большой круг кровообращения зависит от их сопротивлений (ОЛС и ОПС). Величины могут иметь также абсолютные или относительные значения. Наиболее измененная функция (ЛВД) и свойство (КЛ) выделены штрихом. На диаграмме — левожелудочковая недостаточность с показателем КЛ в 3,7 раза ниже нозологической нормы. Тонкие серые круги показывают значения нормы. В данном случае послеоперационный период (у больных с протезированием митрального клапана) протекал без осложнений [8]

функции и свойств, а также нормативов индивидуализированной модели) острой левожелудочковой недостаточности [5, 6, 8]. Индекс насосного коэффициента левого желудочка сердца снижен более чем в 3,7 раза; СИ снижен лишь в 1,7 раза. Это обусловлено тем, что правый желудочек имеет состояние, близкое к норме, а венозный тонус снижен (эластичность вен понижена в 1,36 раза). Снижение венозного тонуса обуславливает падение СИ и соответственно снижение нагрузки на левый желудочек. Индекс ОПС повышен в 2,2 раза. Повышение ОПС сохраняет близкое к норме значение АД (с небольшим перерегулированием), но вместе с тем создает неоправданно высокую постнагрузку для столь уязвимого состояния левого желудочка.

При введении кардиотоника правый желудочек увеличит СИ (в теории часто предполагают, что этого не происходит, но это не теория, а измерение), что приводит к увеличению преднагрузки и постнагрузки на левый желудочек. Эта дополнительная нагрузка может превысить эффект действия кардиотоника на левое сердце, что через некоторое время приведет к снижению насосной функции левого желудочка. Возникнет необходимость увеличения дозы кардиотоника. Описанный цикл нередко повторяется несколько раз. Таков меха-

низм прогрессирования острой левожелудочковой недостаточности, если имеет место неадекватное лечение кардиотониками, что подтверждает приведенная выше статистика.

Например, автор в одной из статей 2005 г. приводит данные, представленные в табл. 5 «Для поддержания сердечной деятельности всем больным назначались кардиотонические препараты...». Мы не имеем возможность обсуждать адекватность такой терапии, подчеркнем только, что и автор этого не делает.

По данным отчетов и публикаций более чем 30 % больных с осложнениями назначается адреналин на длительное (иногда более чем на трое суток) время в дозе более 0,05 (до 0,2) мг/(кг/мин), что связано с традиционным подходом к лечению острой сердечной недостаточности (ОСН). Отметим, что рекомендации по применению адреналина, сформированные врачебным сообществом: Европейской ассоциацией (ESC, [16]) и Всероссийским обществом кардиологов (ВНОК, [7]), часто не выполняются. Мы считаем целесообразным обратить внимание на то, что в рекомендациях «ESC Guidelines for the diagnosis and treatment of acute and chronic heart failure, 2008» адреналин упоминается дважды. А именно: «Адреналин. Болюсно: 1 мг можно ввести

Таблица 5

Показатели гемодинамики с полиорганной недостаточностью

Показатель	1А подгруппа	1В подгруппа	2А подгруппа	2В подгруппа	3-я группа
АД _{ср} , мм рт.ст.	71 ± 4,2	76,2 ± 5,3	73,2 ± 4,8	76,4 ± 5,5	78,3 ± 3,5
ЧСС, уд./мин	104,7 ± 12,8	108,9 ± 10,2	106,7 ± 12,8	102,9 ± 9,2	92,2 ± 10,1
ЦВД, мм рт. ст.	14,7 ± 3,3	15,2 ± 2,6	16,7 ± 3,3	15,2 ± 2,6	13,8 ± 3,7
ФВ ЛЖ, %	38,8 ± 5,4	39,6 ± 3,7	37,8 ± 3,4*	42,6 ± 5,2	43,3 ± 3,2*
Адреналин, мкг (кг/мин)	0,13 ± 0,05	0,16 ± 0,06	0,12 ± 0,05	0,09 ± 0,06	0,08 ± 0,03*
Допамин, мкг (кг/мин)	6,5 ± 0,52*	4,33 ± 0,81	5,5 ± 0,22	4,23 ± 0,61	3,5 ± 0,51*
Добутрекс, мкг (кг/мин)	12,2 ± 2,7*	13,7 ± 4,3	10,7 ± 3,5	10,9 ± 2,5	8,1 ± 3,9*

С о к р а щ е н и я: АД_{ср} — среднее артериальное давление; ЧСС — частота сердечных сокращений; ЦВД — центральное венозное давление; ФВ ЛЖ — фракция выброса левого желудочка.

П р и м е ч а н и е. * — $p < 0,05$ при сравнении с исходными показателями.

внутривенно во время реанимационных мероприятий, повторять каждые 3–5 мин по 0,05–0,5 мг/кг». А также: «Адреналин не рекомендуется назначать в качестве инотропного или вазопрессорного препарата при кардиогенном шоке и следует ограничить его применение, спасая больного при остановке сердца» [16].

В рекомендациях Всероссийского общества кардиологов (ВНОК): «Адреналин вводится болюсно 1 мг в/в при реанимационных мероприятиях, при необходимости повторно через 3–5 минут» [7]. Эндотрахеальное введение нежелательно. При инфузии рекомендуется 0,05–0,5 мкг/(кг · мин). Последняя рекомендация, а именно 0,5 мкг/(кг · мин) крайне не желательна. При длительном введении приводит к нарастанию ОСН.

Таким образом, адреналин, введенный не по показаниям (как профилактическая мера), приводит к ухудшению состояния сердца и другим осложнениям. Это прямая дорога к полиорганной недостаточности. И это, по нашим данным, имеет место, несмотря на неоднократные публикации, иллюстрирующие вред такой тактики.

Синтез терапии

Кардиотоническая поддержка при левожелудочковой острой сердечной недостаточности. Для имитационного синтеза адекватной для больного с ОСН терапии используем мониторно-компьютерный анализ, основанный на технологии «Миррор» [5, 6, 8, 9, 17].

Основу технологии составляет алгоритм, обеспечивающий врача информацией для обоснованного принятия решений [5, 6, 8]. Конструктивная математика, основанная на математическом моделировании фундаментальных физиологических знаний по кровообращению и сердцу, позволяет

с помощью алгоритмов идентификации оценить по мониторируемым функциям свойства сердечно-сосудистой системы. Сравнивая состояние больного на данный период (за данный цикл сердечного сокращения) с нормой (подбор норм осуществляется оптимизационными алгоритмами, обоснованная методика выбора норм приведена в руководстве [4]), находят «слабое звено» — свойство, ответственное за ухудшение функции кровообращения. Итерационно нормализуя свойства, алгоритм определяет патологическое звено, вызвавшее на данный момент ухудшение функции кровообращения, разграничив его с компенсаторными, гомеостатическими и защитными реакциями организма. Важность такого разграничения заключается в том, что, оказывая лечебные воздействия, врач должен учитывать кроме патологических и адаптационные реакции организма, например гомеостатические, и снимать их воздействие по мере уменьшения патологического состояния. Такой анализ может проводиться, по мере необходимости, раз в 1–3 мин (или каждый цикл сердечного сокращения), чтобы отслеживать, как влияет выбранная терапия на состояние больного, и оперативно ее менять. Технология позволяет индивидуально подбирать лекарственную терапию, оценивать качество проводимого лечения. Методы, запатентованные в технологию, запатентованы [1–3].

Цель лечения — уменьшение левожелудочковой недостаточности. Количественный критерий — индекс насосного коэффициента ЛЖ (ИЛЖ): $ИЛЖ = СИ/ЛВД [л/(мин \cdot м^2 \cdot мм \text{ рт. ст.})]$. Хотя терапия будет направлена на максимизацию ИЛЖ, контроль за состоянием правого желудочка, почек, легких, перфузии мозга и других тканей должен вестись непрерывно, относительные оценки их состояния должны быть изменены в сторону патологии меньше, чем для левого желудочка [4].

В мониторно-компьютерную систему должны быть введены рост, масса, возраст, особенности,

торы, действующие на резистивные сосуды капиллярного (артериолы) русла. Доза: от минимальной для используемого препарата до величины, при которой ИЛЖ прекращает рост. При нарушении мозговой функции или функции почек нужно оценить зависимость этих нарушений от АД и принимать решение, учитывая эти взаимосвязи. Введение вазодилататоров может повышать не только ИЛЖ, но и нагрузку на миокард. При левожелудочковой острой сердечной недостаточности эта возможность требует внимания, так как через некоторое время резервы истощатся и недостаточность начнет вновь нарастать. Поэтому дополнительный контроль изменения СИ и мощности левого желудочка необходим.

Выполнение рекомендаций 1а и 1б позволит разгрузить ЛЖ не меньше, чем в полтора раза.

1в. ЧСС можно варьировать в широких пределах так, чтобы получить максимальное значение ИЛЖ. Для первоначальной оценки при непрерывном МКА удобно использовать зависимость периода сокращения сердца от дыхания. Получив эти начальные данные, можно выбрать фармакологические препараты, режим электростимуляции и ресинхронизации. Результат должен быть проверен и откорректирован в статике. Подбор ЧСС, ориентируясь на рост СИ, не совпадает по нашему опыту с ростом ИЛЖ.

Используя таким образом мониторно-компьютерный анализ в диалоге, on-line и в реальном времени и выполняя с его помощью опережающую имитацию на индивидуализированной математической модели, можно эффективно, легко и надежно найти наилучшее для каждого больного индивидуальное лечение [5, 6, 8, 9].

Повторим, такая тактика (рекуррентное введение вазодилататоров и кардиотоников) проводится для каждого состояния, когда разгрузка показана, до тех пор, пока не будут достигнуты желаемые показатели гемодинамики.

Адаптивные реакции. Анализ мониторно-компьютерных трендов в их сопоставлении с данными историй болезни выявил необходимость рассматривать совместно как патологические, так и регуляторные и в общем случае адаптивные (компенсаторные, гомеостатические, защитные и уравнивающие) сдвиги. Адаптивные сдвиги нужно учитывать как в ответ на патологические процессы, так и как реакции организма на лечебные меры. Отсюда следует, что состояние сердечно-сосудистой системы мы должны характеризовать не только патологическими изменениями, но и адаптивными реакциями. Необходимо уметь разделять, что связано с патологией, а что с адаптивным ответом на патологию и вводимые лечебные препараты.

В связи с этим наши системы помощи врачу в диагностике и выборе терапии почти с самого начала их разработки (при переходе от технологии «Гарвей» к технологии «Айболит» и «Миррор»)

выводили на суд лечащего врача классы патологических и адаптивных изменений (рис. 6), конкретные сдвиги в каждом классе (рис. 7 и 8) и количественные оценки изменений в абсолютных и относительных величинах (см. рис. 8) [1–3, 5, 6, 8, 9, 11].

Рассмотрим в качестве примера состояние больного З. с дилатационной кардиомиопатией.

Из рис. 7 и 8 видно, что имеет место левожелудочковая недостаточность (КЛ снижено в 3,27 раза). Поддержание АД обеспечивается резким почти двукратным увеличением ОПС. При этом СИ падает на 50 %.

Мы акцентируем внимание на примере с левожелудочковой недостаточностью в связи с исключительной важностью этого расстройства (в работах В. И. Бураковского, Д. Ш. Газизовой, В. А. Лищука рассмотрены правожелудочковая и тотальная недостаточность сердца [5, 6, 8, 17]).

На рис. 6 дан диагноз, который в автоматическом режиме (без участия врача, но для его рассмотрения и коррекции) предлагает технология «Миррор».

Виды и значимость защитных, компенсаторных и гомеостатических реакций сердечно-сосудистой системы подробно рассмотрены в брошюре «Компьютерная технология интенсивного лечения: контроль, анализ, диагностика, лечение, обучение» [5] и в руководстве «Система показателей кровообращения для оценки состояния, выбора и коррекции терапии при хирургическом лечении ишемической болезни сердца (нозологическая норма)» [4]. Способ разделения патологических и компенсаторных реакций сердечно-сосудистой системы запатентован [3].

К сожалению, оценки состояния сердечно-сосудистой системы при острых нарушениях кровообращения, как правило, связывают лишь с патологическими процессами, не учитывая адаптивные.

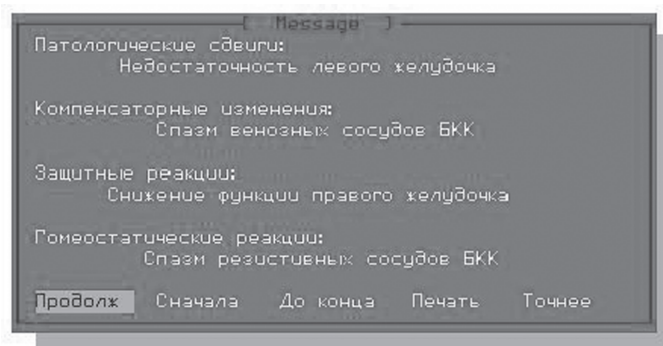


Рис. 6 *Развернутый диагноз. Автоматический вывод оценки состояния больного З. во время обследования перед пересадкой сердца. Строчка внизу — команды управления алгоритмом постановки диагноза: «Продолж» — переход к следующему шагу диагностического алгоритма, «Сначала» — возврат к первому шагу анализа, «До конца» — запуск автоматической работы алгоритма анализа, «Печать» — вывод диагноза на печать, «Точнее» — запуск дополнительных алгоритмов анализа, связанных с изменением периода сердечного сокращения и изменениями объема циркулирующей крови*

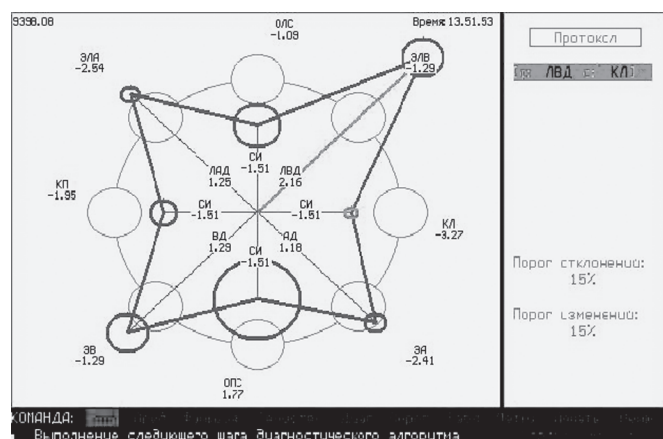


Рис. 7 Образ (круговая диаграмма) острой сердечной недостаточности левожелудочкового генеза. Насосная способность левого сердца КЛ снижена в 3,27 раза, правого сердца КП — почти в 2 раза. Это снижение носит защитный характер — значительно уменьшает нагрузку (преднагрузку) на левый желудочек. Вместе с тем сильно сниженный СИ вызывает компенсационное повышение жесткости (тонуса) сосудистого русла (снижение эластичности сосудистых резервуаров). Так, эластичность венозной системы ЭВ снижена в 1,29, артериальной ЭА в 2,41, легочной артерии ЭЛА в 2,54 и легочных вен ЭЛВ — в 1,29 раза

ИД №: [9398.08]

Норма: [Средний человек]

Обозн	Текущее	Функции	Норма	Отклон	КЛ → N
АД	101.	86.	1.18	1.19	
ВД	7.7	6.0	1.29	1.19	
ЛД	21.	17.	1.25	-1.67	
ЛВД	15.	7.	2.16	-2.74	
ЭИ	1.97	2.98	-1.51	1.19	

Обозн	Текущее	Норма	Отклон	ЛВД
КЛ	2.2	7.1	-3.27	-2.74
КП	4.3	8.3	-1.95	1.53
ОПС	3806.	2149.	1.77	1.02
ОПС	245.	266.	-1.09	1.00
ЭА	0.36	0.86	-2.41	-1.07
ЭВ	70.	91.	-1.29	-1.21
ЭЛА	1.1	2.9	-2.54	-1.05
ЭЛВ	10.6	13.6	-1.29	-1.06

Информация о анализе

[Ф: ЛВД, с: КЛ]>

Порог знач. отклонений: 15

Порог знач. изменений: 15

КОМАНДА:

Выполнение следующего шага диагностического алгоритма

Рис. 8 Сравнение исходных данных с нормами среднего здорового человека [8]. В колонке «Текущее» — показатели гемодинамики больного З. во время обследования перед операцией

Последние могут сопровождаться различными по виду и по количественной выраженности компенсаторными, защитными, гомеостатическими и другими адаптивными сдвигами, требующими различной тактики лечения [1, 2].

Заключение

На основе монитorno-компьютерного анализа в реальном времени больных во время и после операций на сердце и сосудах, а также анализа отечественной и зарубежной литературы выявлены следующие типичные причины осложнений, а также разработаны меры по их преодолению.

Имеют место неверные рекомендации вследствие ошибок вычислений. В подавляющем большинстве

случаев эти ошибки связаны с переходом от абсолютных оценок состояния и свойств организма к индексам и относительным величинам.

Несмотря на неоднократные публикации и обсуждения недопустимости введения кардиотоников без крайней необходимости, особенно такого препарата, как адреналин, такая практика продолжает иметь место. Она приводит к гемодинамическим перегрузкам сердца, увеличению доз кардиотонической поддержки, что в свою очередь увеличивает нагрузку на сердце и ухудшает прогноз. Перегрузки сердца могут также вызываться гиперволемией и неадекватными режимами кардиостимуляции. Крайне важно не допускать таких перегрузок левого и правого желудочков сердца, что отмечено в рекомендациях ВНОК.

При обобщении материала и разработке на его основе рекомендаций нередко вместо индексов и относительных величин используются абсолютные показатели. Как мы показали в статье, такие обобщения приводят к неверным рекомендациям.

Соблюдение рекомендаций Всероссийского научного общества кардиологов (ВНОК) и Европейской ассоциации (ESC) является крайне важным и достаточным условием, чтобы перечисленные выше недостатки не допускались.

Чтобы обеспечить индивидуальную и ситуационную наилучшую для каждого пациента терапию, должны использоваться опережающая имитация и оперативная индивидуализация лечения с помощью математических моделей. Это позволяет резко улучшить диагностику и терапию.

Мониторно-компьютерный анализ с помощью математических моделей позволяет учесть наряду с патологическими изменениями адаптационные реакции организма: компенсаторные, защитные и гомеостатические. Это дает возможность оперативно в реальном времени оптимизировать дозы препаратов и проводимую терапию, учитывая реакции организма на патологию и лечение.

Клинический материал и данные монитorno-компьютерного контроля, которые положены в основу представленного здесь анализа, опубликованы в специальных научных изданиях и обсуждены на клинических конференциях (например, [9, 11]).

В третьей части статьи будут рассмотрены технико-социальные аспекты информационного обеспечения медицины, соотношение статических оценок и лечения как процесса, роль инфраструктурных решений в информатизации, а также сегодняшние задачи реализации интеллектуальных средств и методов в клинической медицине и медицинской науке.

Литература

1. Бокерия Л. А., Лищук В. А., Газизова Д. Ш. Способ оценки качества кардиохирургического лечения. Пат. РФ № 2138048 от 20.09.99. Бюл. № 26.

2. Бокерия Л. А., Лищук В. А., Сазыкина Л. В., Газизова Д. Ш. Способ оценки эффективности фармакологических препаратов. Пат. РФ № 2136219 от 10.09.99. Бюл. № 25.
3. Бокерия Л. А., Лищук В. А., Газизова Д. Ш. Способ разделения патологических и компенсаторных реакций сердечно-сосудистой системы. Пат. РФ № 2153291 от 27.07.2000. Бюл. № 21.
4. Бокерия Л. А., Лищук В. А., Газизова Д. Ш. Система показателей кровообращения для оценки состояния, выбора и коррекции терапии при хирургическом лечении ИБС (нозологическая норма): Руководство. М., 1998. 49 с.
5. Бураковский В. И., Бокерия Л. А., Газизова Д. Ш. и др. Компьютерная технология интенсивного лечения: контроль, анализ, диагностика, лечение, обучение. М.: 1995. 85 с.
6. Газизова Д. Ш. Оперативный анализ расстройств сердечно-сосудистой системы с помощью современных мониторно-компьютерных средств. Дис. ... д-ра мед. наук. М., 1998. 250 с.
7. Диагностика и лечение острой сердечной недостаточности // Российские рекомендации (разработаны Комитетом экспертов Всерос. научного общества кардиологов. Секция неотложной кардиологии, Москва, 2006) // сайт в Интернете <http://www.cardiosite.ru/medical/recom-dia-contents.asp>. 2007.
8. Лищук В. А. Математическая теория кровообращения. М.: Медицина, 1991. 256 с.
9. Лищук В. А. Бокерия Л. А. Математические модели и методы в интенсивной терапии: сорокалетний опыт. К 50-летию НЦССХ им А. Н. Бакулева. Ч. 4. Терапия. 1986–1996 гг. // Клиническая физиология кровообращения. Номер 2. 2007. М.: Изд-во НЦССХ им. А. Н. Бакулева РАМН. С. 5–21.
10. Лищук В. А. Роль относительных величин в анализе сердечно-сосудистой системы // Клиническая физиология кровообращения. 2005, № 1. М.: Изд-во НЦССХ им. А. Н. Бакулева РАМН. С. 75–80.
11. Лищук В. А., Газизова Д. Ш., Лобачева Г. В., Овчинников Р. С., Никитин Е. С., Сазыкина Л. В., Серегин К. О., Сокольская Н. О., Бокерия Л. А. Периоперационный мониторинг гемодинамики у кардиохирургических больных: новые возможности и старые недостатки // Анестезиология и реаниматология. 2006, № 3. М.: Медицина. С. 45–51.
12. Лищук В. А., Лобачева Г. В., Никитин Е. С., Газизова Д. Ш., Сазыкина Л. В., Леонов Б. И., Горбач А. А. Информация — живая вода медицины (часть 1) // Биотехносфера. 2009. № 4 (4). С. 21–34.
13. Лищук В. А. Индексы сердечно-сосудистой системы // Клиническая физиология кровообращения. 2004. № 2. С. 38–44.
14. Марино П. Интенсивная терапия: пер. с англ. // Гл. ред. А. И. Мартынов. М.: ГЭОТАР Медицина, 1998.
15. Cotter G., Cotter M., Kaluski E. Hemodynamic monitoring in acute heart failure // Crit Care Med. 2008. Vol. 36. N 1. P. 40–43.
16. ECS Guidelines for the diagnosis and treatment of acute and chronic heart failure. The Task Force for the Diagnosis and Treatment of Acute and Chronic Heart Failure 2008 of the European Society of Cardiology // European Heart Journal (2008) 29, 2388 – 2442.
17. Lishchouk V. A. Clinical results with computer support of the decisions (in the cardiosurgical intensive care unit). In: Databases for cardiology. Dortrecht: Kluwer Academic Publishers, 1991. P. 239–258.



Члену редколлегии,
профессору Херманну Гилли

The Expensive colleague!

*Take our warmhearted congratulations
since jubilee date — 65 years since
birth day!*

*We want You strong health, greater
creative success, good pupil and
prosperities in the field of biomedical
engineering!*

*Members of editorial staffs of the
journal "Biotechnosfera"*

УДК 681.2.082:615.849.19

Дунаев А. В., канд. техн. наук,

Жеребцов Е. А., студент, победители конкурса лучших работ Всероссийской молодежной научной школы «Биомедицинская инженерия — «БМИ-2009»

Орловский государственный технический университет

Применение методов неинвазивной спектрофотометрии для исследования системы микроциркуляции крови при низкоинтенсивной лазерной терапии

Ключевые слова: неинвазивная спектрофотометрия, лазерная доплеровская флоуметрия, низкоинтенсивная лазерная терапия

В статье рассмотрены возможности и преимущества использования спектрофотометрических методов неинвазивной диагностики для исследования реакции системы микроциркуляции крови при контроле эффективности низкоинтенсивной лазерной терапии. С методологической и технической точек зрения наиболее перспективными признаны методы оптической тканевой оксиметрии и лазерной доплеровской флоуметрии.

В современной отечественной медицине в последние десятилетия особое место среди физиотерапевтических методов лечения занимает низкоинтенсивная лазерная терапия (НИЛТ) благодаря таким специфическим свойствам низкоинтенсивного лазерного излучения (НИЛИ), как монохроматичность и высокая спектральная плотность мощности, когерентность, которая приводит к малой расходимости луча света, возможность простой фокусировки (расфокусировки) и транспортировки излучения оптическими линзами и зеркалами, возможность передачи энергии по оптическим волокнам (световодам), прозрачность для НИЛИ верхних слоев кожи и слизистых оболочек органов человека и животных и т. д. Однако споры о механизмах действия НИЛИ на биоткань и дозировках НИЛТ не прекращаются до сих пор. Рекомендуемые значения плотности мощности и энергетической экспозиции («дозы») в разных руководствах по НИЛТ различаются в сотни и более раз (соответственно от 0,5 до 200 мВт/см² и от 0,1 до 120 Дж/см²). На сегодняшний день актуальными и спорными остаются вопросы наличия самого лечебного эффекта биостимуляции от НИЛИ до порога температурного нагрева, вопросы дозовой зависимости этого эффекта, возможность его объективизации, контроля и соответствующего метрологического обеспечения всех процедур НИЛТ.

В настоящее время в связи с интенсивным развитием диагностических методов, основанных на неинвазивной медицинской спектрофотометрии (НМС) — фотоплетизмографии (ФПГ), пульсоксиметрии (SaO₂), оптической тканевой оксиметрии (ОТО), лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ), лазерной флуоресцентной диагностики (ЛФД) и др., все более актуальным становится вопрос о возможности их применения в качестве методов контроля эффективности НИЛТ в режиме реального времени. Связано это с тем, что современные приборы НМС достаточно достоверно и легко могут регистрировать изменения в микроциркуляции и оксигенации крови, что в свою очередь является одним из ключевых моментов при оценке лечебного эффекта от НИЛИ, так как в медицинской литературе вопрос о стимуляции периферического кровообращения в тканях при НИЛТ уже не вызывает споров (например, [1]).

Следует отметить, что попытки использовать методы НМС (например, биофотометрию, фотоплетизмографию и т. д. [2]) для индикации реакции системы микроциркуляции крови (МЦК) на лазерное терапевтическое излучение ранее неоднократно предпринимались.

Так, известны работы по использованию метода пульсоксиметрии для определения динамики степени оксигенации биотканей пальцев руки при воздействии на поверхность кожного покрова лазерным излучением разных длин волн, лежащих в полосе поглощения гемоглобина крови человека [3]. Авторы указывают, что оптическое просветление кожи пальцев руки в области воздействия лазерным излучением с мощностью 5 мВт приводит к заметному (порядка 4 %) изменению степени оксигенации в капиллярном русле в процессе облучения. Не прибегая к просветлению тканей, авторы наблюдали уменьшение оксигенации на 4 % при воздействии лазером мощностью 2 Вт. Метод пульсоксиметрии имеет известные преимущества,

к которым можно отнести большой опыт использования в медико-биологической практике и относительно высокую повторяемость результатов измерений. Однако данный метод дает информацию о насыщении кислородом только артериальной крови (SaO_2) и только в моменты систолического заполнения артерий кровью, что уменьшает его ценность в рамках исследования реакции системы МЦК при НИЛТ, так как не передает информации о происходящих изменениях в других частях микроциркуляторного русла. Сами авторы указывают, что для получения более детального представления о происходящих в биоткани процессах необходимо расширение набора измеряемых параметров, в частности учет скорости микроциркуляции крови.

Также в этой области известны работы, посвященные изучению влияния излучения полупроводникового лазера с длиной волны 675 нм и различной плотностью мощности на степень оксигенации в микроциркуляторном русле кожи руки *in vivo* методом спектроскопии обратного диффузного отражения в видимом диапазоне [4]. Авторы отмечают, что при облучении ткани, в частности кожи руки, происходит рост степени оксигенации. Однако отмеченный эффект проявляется лишь при достаточно больших плотностях мощности лазерного воздействия ($0,3\text{--}7,5\text{ Вт/см}^2$). Указывается даже на появление ожогов в области облучения. Наблюдаемый рост оксигенации авторы объясняют сильным тепловым эффектом, имеющим место в ходе воздействия с подобными большими мощностями. Отмечается также, что в опытах с лазерным облучением, имеющим малую плотность мощности (менее 100 мВт/см^2) и длины волн 630 и 675 нм, не обнаружено заметных изменений степени оксигенации и относительной концентрации гемоглобина в микроциркуляторном русле. Авторами выдвигается предположение, что реакцию ткани на НИЛИ, возможно, удастся определить другими методами, например с помощью изучения доплеровского рассеяния от движущихся частиц крови в области воздействия. Следует отметить, что в данных экспериментах определение оксигенации крови проводилось с использованием лабораторной экспериментальной установки, реализующей достаточно оригинальный принцип измерения, т. е. не использовался какой-либо серийно выпускаемый тканевый оксиметр, имеющий известные метрологические характеристики по точности и чувствительности.

В данной работе предлагается для исследования динамики кислородного обмена в тканях под действием НИЛИ использовать метод оптической тканевой оксиметрии, лишенный указанных выше недостатков пульсоксиметрии и спектроскопии обратного диффузного отражения. Портативный спектрофотометрический неинвазивный прибор «Спектротест» регистрирует усредненные значения

показателя сатурации крови (SO_2) по всему артерио-венозному руслу системы МЦК без привязки вычислений к кардиоритму в перфузии тканей кровью [5], что дает возможность ориентировочно оценивать по результатам измерений SO_2 потребление кислорода в исследуемых тканях непосредственно во время проведения процедуры НИЛТ. Перспективность использования метода ОТО для исследования системы МЦК при проведении импульсной НИЛТ, например в ближнем ИК-диапазоне, обусловлена также рядом конструктивных и методологических преимуществ.

Во-первых, достаточный диагностический объем обследования биоткани (глубина зондирования порядка $2\text{--}3\text{ мм}$), необходимый для стабильной регистрации воздействия НИЛИ, в схемах «на отражение» приборов НМС (рис. 1).

Во-вторых, возможность расположения компактной оптической головки с излучателями и фотоприемником на теле пациента — конструктивного расположения измерительной головки как снаружи облучающего терминала лазерного терапевтического аппарата (АЛТ), так и внутри него.

В-третьих, высокая чувствительность метода ОТО, что объективно показывают различные функциональные (нагрузочные) тесты и пробы (дыхательная, тепловая, холодовая, окклюзионная и др.) [5, 6].

При исследовании системы МЦК методом ОТО для контроля эффективности НИЛТ по критерию оценки потребления кислорода в облучаемых тканях достаточно информативным параметром является параметр удельного потребления кислорода в тканях ($\text{SO}_{2\text{уд}}$), который определяется по формуле [6]:

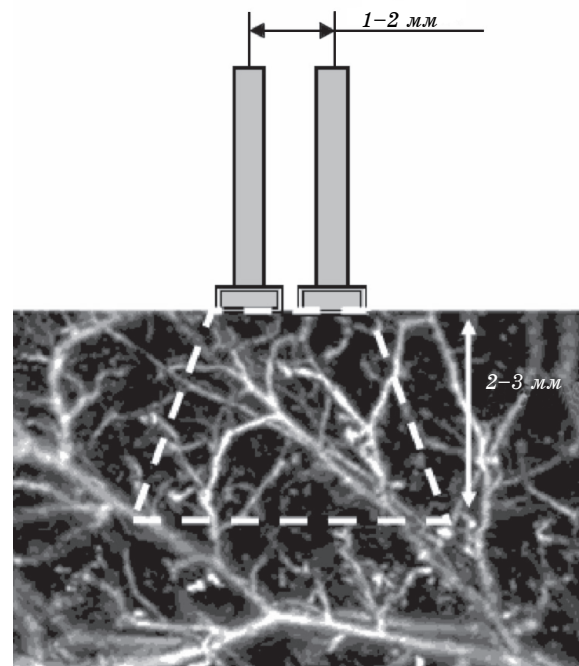


Рис. 1 | Сплетение микрососудистого русла и объем обследования в НМС в схеме «на отражение»

$$SO_{2уд} = \frac{100 - SO_2}{V_{кр}}, \quad (1)$$

где $V_{кр}$ — средний уровень объемного капиллярного кровенаполнения поверхностных слоев мягких биологических тканей (также регистрируется тканевым оксиметром «Спектротест»).

Данный параметр характеризует общее потребление кислорода в тканях на единицу объема циркулирующей в них крови и может выступать в качестве индикатора реакции системы МЦК на НИЛИ. Параметр $V_{кр}$ в ОТО характеризует среднее по диагностическому объему статическое заполнение эритроцитами крови сосудистого русла системы МЦК (в англоязычной литературе называется показателем общего гемоглобина крови или капиллярным гематокритом крови) и также может быть использован в качестве оценки процессов микрогемодинамики при проведении НИЛТ.

Наряду с контролем динамики оксигенации тканей необходимо при исследовании системы МЦК регистрировать и динамику изменения кровоснабжения периферических тканей под действием НИЛИ. Наиболее чувствительным методом регистрации динамики процессов МЦК в биотканях в настоящее время считается метод ЛДФ, позволяющий определять среднюю перфузию тканей кровью (показатель микроциркуляции — ПМ) на уровне микроциркуляторного русла биоткани, а также частотные ритмы процессов микрогемодинамики [7]. Индекс перфузии (ИМ) в ЛДФ характеризует не только объем циркулирующей в ткани крови (как близкий по своему медико-биологическому смыслу параметр $V_{кр}$ в методе ОТО), но и среднестатистическую скорость движения эритроцитов в микрососудах, что является необходимым при исследовании системы МЦК при НИЛТ.

Для исследования влияния НИЛИ на динамику параметров системы МЦК был проведен ряд пробных экспериментов с использованием лазерного доплеровского флоуметра «ЛАКК-02» и АЛТ «УЛАН-БЛ-20». К особенностям данного аппарата можно отнести возможность регулировки средней мощности терапевтического воздействия посредством изменения частоты следования импульсов излучения в широком диапазоне от 2 до 30 000 Гц, энергия импульса при этом фиксирована и равна 1 мкДж. Генерируемое лазерное излучение имеет длину волны 830 нм в ближней ИК-области спектра.

Целью проведенных экспериментов являлось установление возможности регистрации с помощью метода ЛДФ отклика в параметрах системы МЦК облучаемой биоткани при импульсной НИЛТ в ИК-диапазоне.

В качестве облучаемой области у здорового добровольца при моделировании НИЛТ была выбрана внутренняя сторона предплечья со стороны локтевого сгиба. Излучатель АЛТ «УЛАН-БЛ-20» прикреплялся к штативу и подводился к коже (рис. 2).

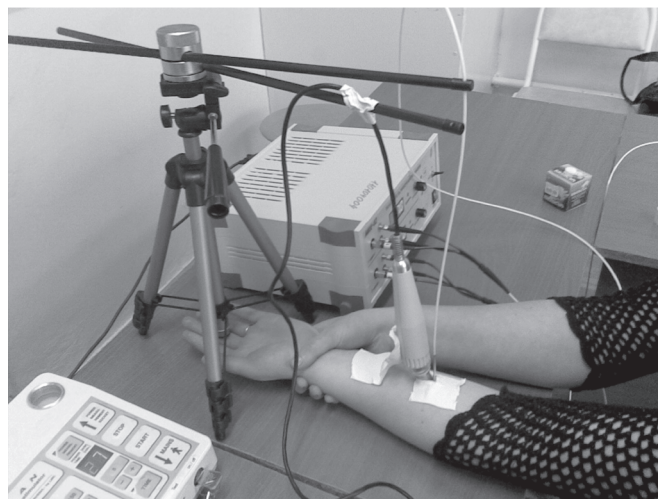


Рис. 2 | Внешний вид экспериментальной установки

В непосредственной близости от излучателя нормально к поверхности кожи без надавливания устанавливался составной световодный зонд диаметром 3 мм аппарата «ЛАКК-02».

В первой серии экспериментов выбрали частоту следования импульсов 30 кГц. Запись ЛДФграммы длилась в течение 2 мин. Затем включали АЛТ на определенное время, отмеряемое секундомером, запись сигнала ЛДФ продолжалась. После истечения времени воздействия ЛДФграмма записывалась еще 3–4 мин. По данному алгоритму эксперимент повторяли для времен экспозиции НИЛИ от 10 до 120 с. Таким образом, каждый раз изменялась энергетическая экспозиция («доза») при НИЛТ.

Во второй серии экспериментов использовали алгоритм, аналогичный вышеописанному, только для изменения энергетической экспозиции воздействия вместо времени изменяли частоту следования импульсов, а время экспозиции оставалось фиксированным. В АЛТ использовали частоты от 80 до 30 000 Гц. При проведении экспериментов особое внимание уделялось минимизации артефактов при снятии ЛДФграмм. Полученные данные анализировали в среде MathCAD, а также встроенными средствами в интерфейсную программу «ЛАКК-02» (версия 2.20.0.507WL).

При обработке данных сигнал ЛДФ разбивали на три фрагмента: участок, предшествующий НИЛТ и являющийся контрольным, участок со временем экспозиции НИЛТ и участок, соответствующий времени непосредственно после облучения. При обработке ЛДФграмм использовали участки до и после воздействия НИЛИ, так как сигнал ЛДФ, соответствующий длительности процедуры НИЛТ, в настоящей работе пока не анализировался из-за трудностей учета влияния лазерного излучения от АЛТ на измерительный канал аппарата «ЛАКК-02». Фрагменты зарегистрированной ЛДФграммы до и после процедуры НИЛТ приведены на рис. 3. Параметры процедуры НИЛТ для данного примера: мощность в импульсе — 5 Вт, частота следования

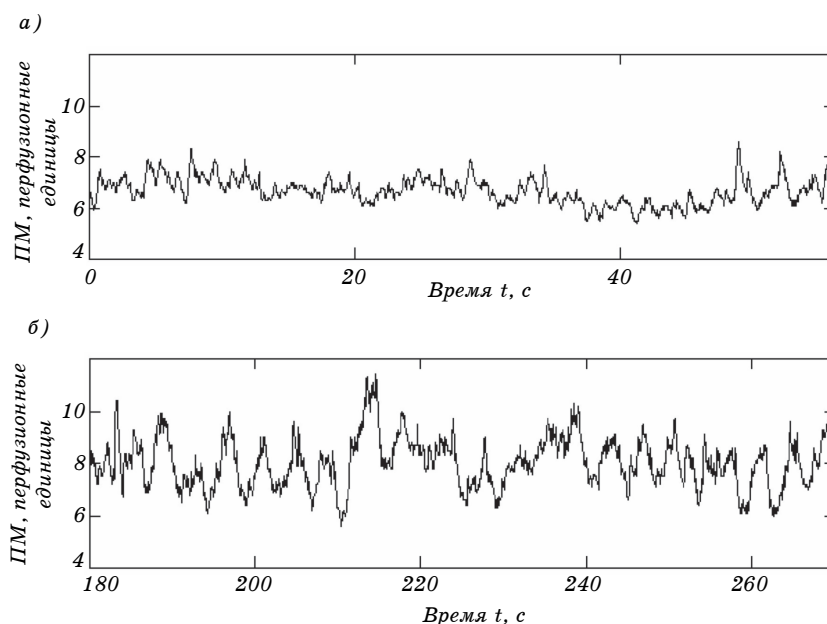


Рис. 3 Фрагменты экспериментальных ЛДФграмм: а — фрагмент до процедуры НИЛТ; б — после процедуры НИЛТ

импульсов — 30 кГц, длительность импульсов — 200 нс, площадь облучения — 1 см², энергетическая экспозиция — 3,3 Дж/см². Амплитудно-частотные спектры приведенных фрагментов ЛДФ-грамм представлены на рис. 4.

Сигналы, соответствующие исследуемым фрагментам, подвергали фильтрации цифровым фильтром высоких частот с частотой среза 0,5 Гц для уменьшения влияния артефактов, лежащих в низкочастотной области. Затем для участков вычисляли среднеквадратическое отклонение (СКО) сигнала и для каждого эксперимента коэффициент $K_{\text{СКО}}$ — отношение СКО сигнала после НИЛТ к СКО до облучения:

$$K_{\text{СКО}} = \sigma_2 / \sigma_1, \quad (2)$$

где σ_1 и σ_2 — СКО сигнала до и после НИЛТ.

Аналогично вычисляли коэффициент $K_{\text{ср}}$ — отношение среднего арифметического сигнала после

воздействия к среднему арифметическому сигнала до воздействия:

$$K_{\text{ср}} = M_2 / M_1, \quad (3)$$

где M_1 и M_2 — среднее арифметическое ПМ до и после воздействия НИЛИ.

В рамках описываемой группы пробных экспериментов наблюдалось увеличение среднего арифметического и СКО ПМ в первом приближении пропорционально энергетической экспозиции НИЛИ. Примеры графиков полученных зависимостей коэффициентов $K_{\text{ср}}$ и $K_{\text{СКО}}$ от энергетической экспозиции НИЛИ представлены на рис. 5 и 6.

В общем случае достаточно выраженные изменения ПМ наблюдались в частотном диапазоне, соответствующем пульсовым ритмам. Известно, что увеличение амплитуды пульсовой волны при повышении перфузии (рост параметра M — среднего арифметического значения показателя микро-

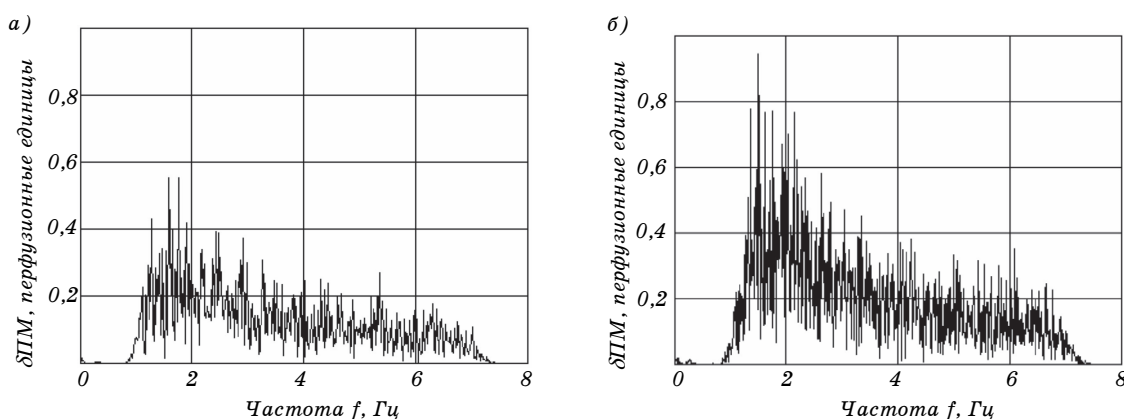


Рис. 4 Примеры амплитудно-частотных спектров исследуемых фрагментов ЛДФграмм с удаленной низкочастотной составляющей до (а) и после (б) процедуры НИЛТ

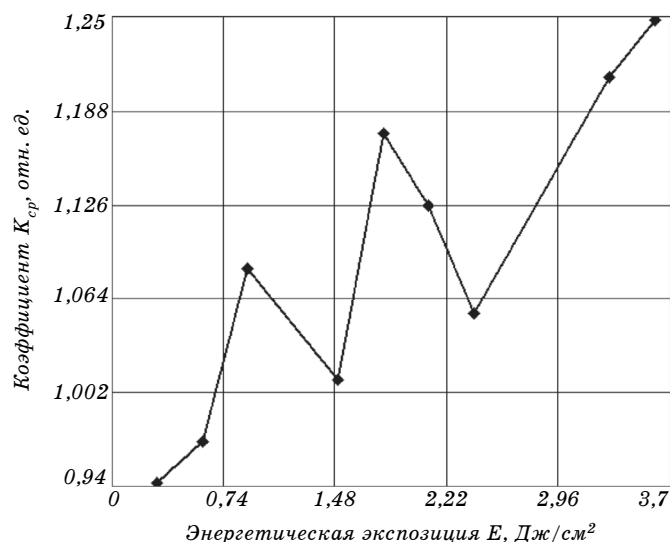


Рис. 5 Зависимость коэффициента $K_{ср}$ от энергетической экспозиции НИЛИ

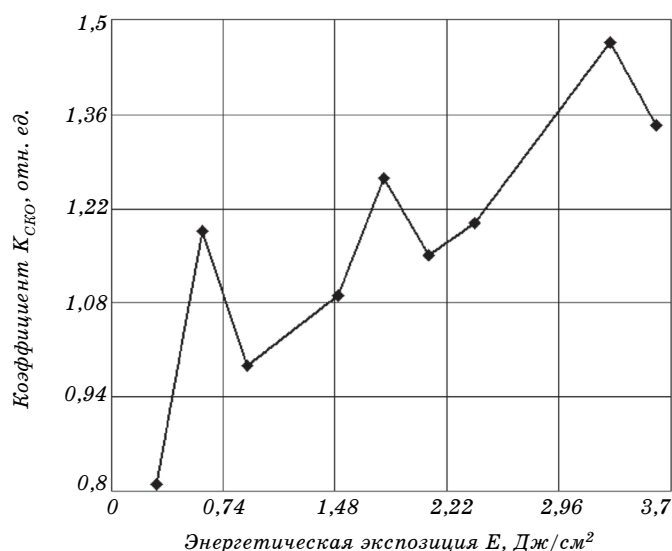


Рис. 6 Зависимость коэффициента $K_{ско}$ от энергетической экспозиции НИЛИ

циркуляции), регистрируемые в одинаковый временной интервал, означает увеличение притока в микроциркуляторное русло артериальной крови [7]. Следовательно, влияние НИЛИ на систему МЦК может быть также зарегистрировано и методом оптической тканевой оксиметрии, так как увеличение притока артериальной крови повлечет за собой увеличение оксигенации биоткани. Результаты обработки экспериментальных фрагментов ЛДФграмм, отражающих интенсивность микроциркуляции периферических тканей, показывают наличие стимулирующего эффекта от НИЛТ, характеризующегося увеличением кровоснабжения тканей.

Таким образом, метод ЛДФ позволяет регистрировать отклик в параметрах системы МЦК облучаемой биоткани при НИЛТ, а использование других методов НМС (например, ОТО) представляется весьма перспективным в рамках решения проблемы построения биотехнических систем для НИЛТ с контролем эффективности воздействия. Кроме того, рассмотренные методы ОТО и ЛДФ позволяют изучать влияние на микроциркуляторное русло теплового эффекта, возникающего при воздействии на биоткани НИЛИ, особенно если аппаратно обе технологии могут быть выполнены в едином приборном варианте. Методика учета температурных осцилляций биоткани при НИЛТ, влияние локального нагрева на систему МЦК и критерий этого влияния на общий эффект от облучения, а также учет эффекта плацебо при лазерной терапии являются предметом дальнейших исследований.

Литература

1. Клебанов Г. И. Низкоинтенсивное лазерное облучение вызывает priming лейкоцитов // Использование лазеров для диагностики и лечения заболеваний. М.: Изд-во ЛАС, 1996. С. 11–14.
2. Александров М. Т. Лазерная клиническая биофотометрия (теория, эксперимент, практика). М.: Техносфера, 2008.
3. Аксенов Е. Т., Мокрова Д. В. Динамика оксигенации гемоглобина крови под воздействием лазерного излучения // Биомедицинская радиоэлектроника. 2008. № 11. С. 39–41.
4. Стратонников А. А., Ермишова Н. В., Лощенов В. Б. Диагностика реакции капиллярного русла тканей на лазерное излучение // Квантовая электроника. 2002. № 10. С. 917–922.
5. Афанасьев А. И., Рогаткин Д. А., Сергиенко А. А., Шумский В. И. Методики и аппаратура неинвазивной оптической тканевой оксиметрии // Голография: Фундаментальные исследования, инновационные проекты и нанотехнологии: Материалы XXVI школы по когерентной оптике и голографии / Под. ред. А. Н. М а л о в а. Иркутск: Папирус, 2008. С. 505–513.
6. Крупаткин А. И., Рогаткин Д. А., Сидоров В. В. Клинико-диагностические показатели при комплексном исследовании микрогемодинамики и транспорта кислорода в системе микроциркуляции // Материалы VI междунар. конф. «Гемореология и микроциркуляция». Ярославль: ЯГПУ им. К. Д. Ушинского, 2007. С. 106.
7. Лазерная доплеровская флоуметрия микроциркуляции крови: Руководство для врачей / Под. ред. А. И. К р у п а т к и н а, В. В. С и д о р о в а. М.: Медицина, 2005. 256 с.

УДК 681.3

Назаренко Н. А., канд. техн. наук,

Падерно П. И., д-р техн. наук,

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ»

Влияние интерфейса на состояние и здоровье оператора

Ключевые слова: электромагнитное излучение, электростатическое поле, графический интерфейс, визуальное оформление интерфейса

Проведен анализ различных аспектов влияния интерфейса на оператора. Исследованы основные причины негативного влияния на его психофизиологическое и психическое состояния. Рассмотрен комплекс мер по снижению негативного влияния интерфейса на здоровье человека-оператора. Затронуты вопросы оценки качества пользовательского интерфейса на основе напряженности деятельности оператора.

С развитием современных технологий, а также с повышением степени автоматизации рабочих мест возрастает функциональная нагрузка на оператора любой сферы деятельности — будь то управление экскаватором или пилотирование сверхзвукового истребителя. На данный момент техническое оснащение современных рабочих мест требует от представителей разных профессий освоения компьютерных программ как основных средств труда. Решаемые группами профессионалов задачи изменяются таким образом, что взаимодействие с компьютером становится неотъемлемой частью их работы [1]. И чем выше степень ответственности оператора, тем большая нагрузка ложится на его плечи.

На качество системы человек — машина — среда влияет множество факторов как объективных со стороны окружающей среды, в которой находится система, так и субъективных — исходящих от самой системы в целом. Такие факторы можно разделить на две составляющие исходя из природы их возникновения: первые относятся к человеку-оператору, вторые — к самой машине. Понятие «машина» за последние 15 лет значительно поменялось. В настоящей статье под машиной понимается программно-аппаратно-информационный комплекс.

Человеческие факторы, *положительно* влияющие на функционирование системы в целом, это: адаптивность оператора, относительно высокая (быстрая) обучаемость, избирательность, высокие компенсаторные возможности человеческого организма, самонастраиваемость, эвристичность, способность к работе в конфликтных ситуациях и самоконтролируемость. К *отрицательным* факторам относятся: стохастичность психофизиологических

свойств, ошибочность в выполнении операций, утомляемость, возрастные изменения, напряженность, чувствительность к изменениям окружающей среды, возможность потери работоспособности при стрессовых ситуациях. Все представленные факторы (как положительные, так и отрицательные) можно отнести к психофизиологическому состоянию оператора и его индивидуальным особенностям. На качество функционирования системы со стороны оператора влияет также уровень его подготовленности [2].

Со стороны машины факторы, влияющие на качество функционирования системы, можно разделить на две составляющие: техническую или аппаратную и программную или информационную.

Техническая составляющая

За последние 10 лет отмечается постоянное увеличение интенсивности техногенных излучений. Практически любое рабочее место в офисе оборудовано компьютером и другой оргтехникой. С каждым годом растет энергопотребление, увеличивается нагрузка на систему энергоснабжения. В связи с этим увеличиваются значения техногенных электромагнитных полей на рабочих местах. В то же время различные постройки (в том числе бетонные конструкции) задерживают естественное геомагнитное поле земли, благотворно влияющее на здоровье человека. Таким образом, возникает электромагнитная дисгармония, которая может стать причиной различных патологий. Наиболее восприимчивы к электромагнитному излучению нервная, иммунная и эндокринная системы.

Работа в офисе неразрывно связана с использованием персональных компьютеров (ПК). Необходимо заметить, что каждое устройство, которое производит или потребляет электроэнергию, создает электромагнитное излучение. Это излучение концентрируется вокруг устройства в виде электромагнитного поля. Основными составляющими частями ПК являются системный блок и разнообразные устройства ввода-вывода информации: клавиатура, принтер, сканер и, конечно, монитор. Часто

ПК оснащают сетевыми фильтрами, источниками бесперебойного питания и другим вспомогательным электрооборудованием. Когда все эти устройства включены, вокруг рабочего места пользователя формируется сложное по структуре электромагнитное поле. Важно отметить, что излучение идет не только со стороны экрана, но и с боковых и особенно задних поверхностей. Хотя оно резко уменьшается с удалением от источника (так, если пользователь находится в 30–40 см от монитора, то влияние ЭМИ на него незначительно), но при наличии в помещении большого числа ПК электромагнитное поле все же оказывает значительное влияние на здоровье сотрудников, работающих в этом помещении.

Как выяснили сотрудники Северо-Западного научного центра гигиены и общественного здоровья в ходе комплексных гигиенических исследований, профессиональные пользователи ПК расплачиваются за «особенности» мониторов заболеваниями опорно-двигательного аппарата, органов зрения, центральной нервной и сердечно-сосудистой систем, желудочно-кишечного тракта, аллергическими расстройствами и др.

Кроме электромагнитного излучения компьютер создает электростатическое поле (далее — ЭСП). Данное поле могут создавать электризующиеся от трения поверхности мыши и клавиатуры и т. п. Экспериментально было доказано, что ЭСП способствует оседанию пыли и аэрозольных частиц на лице, шее, руках. В зависимости от природы аэрозольных загрязняющих частиц у некоторых особо чувствительных к подобному воздействию людей могут возникать те или иные кожные реакции — сухость, аллергия. Известно несколько случаев развития дерматита на лице у пользователей компьютеров.

Еще одно потенциально вредное влияние электростатического поля — это воздействие на ионный состав воздуха. Было доказано, что отрицательные, легкие ионы воздуха (аэроионы) биологически благотворны, а положительные ионы оказывают вредное действие на организм. Главные зоны, воспринимающие аэроионы в организме человека — это дыхательные пути и кожа. Поглотителями аэроионов воздуха являются кинескопы телевизоров и экраны мониторов. На их поверхности возникает положительный заряд, при нейтрализации которым отрицательных полезных ионов воздушная среда в целом ухудшается. Недостаток содержания легких ионов в помещениях с персональными компьютерами, как правило, замечен и выражается в ощущении несвежести воздуха и нехватки кислорода. Наибольшее число жалоб, предъявляемых в условиях аэроионной недостаточности: неудовлетворительное самочувствие, повышенная утомляемость, частые головные боли, повышенное давление, бессонница, снижение работоспособности. Заметим, что все эти жалобы обоснованы и в дальнейшем могут трансформироваться в различные заболевания.

Вся компьютерная техника, а особенно мониторы, является объектом целого ряда нормативных документов и всевозможных ограничений. Один из первых стандартов безопасности MPRI был разработан Шведским департаментом стандартов SWEDAC (The Swedish Board for Technical Accreditation) и определял максимально допустимые значения излучения магнитного и электрического полей и методы их измерения.

В России также действуют санитарные нормы и правила (СанПиН), к основным из которых относятся: «Гигиенические требования к видеодисплейным терминалам, персональным электронно-вычислительным машинам и организации работ» СанПиН 2.2.2.542–96. В части электромагнитных полей они соответствуют стандарту MPRI. СанПиН 2.2.2.542–96 устанавливает предельно допустимые уровни генерируемого монитором электромагнитного поля и поверхностного электростатического потенциала.

По российским нормативным документам на каждый компьютер с лучевой трубкой нужно выделить не менее 6 м² площади. Компьютеры с жидкокристаллическим монитором требуют меньше пространства — достаточно 4,5 м, чтобы *активно не вредить* работающему человеку. При этом надо учитывать, что излучение монитора направлено в две стороны — вперед и назад, в результате зона излучения напоминает восьмерку. Поэтому столы с компьютерами нельзя расставлять как парты в школе — один за другим. В противном случае работник за смену получит двойную дозу электромагнитных полей. А это чревато развитием заболеваний, о которых уже шла речь. Поэтому садиться надо не ближе чем за 1 м от тыльной стороны монитора коллеги. Конечно же, многое зависит от модели компьютера. **Старая техника — это экономия средств за счет здоровья людей!**

В соответствии с ГОСТ 50923–95 существуют следующие требования к дисплею и клавиатуре.

1. Дисплей на рабочем месте оператора располагают так, чтобы изображение в любой его части было различимо без необходимости поднимать или опускать голову.

2. Дисплей на рабочем месте устанавливают ниже уровня глаз оператора. Угол наблюдения экрана оператором относительно горизонтальной линии взгляда не должен превышать 60°, как показано на рис. 1.

3. Требования к конструкции дисплея, визуальным параметрам экрана и параметрам излучения определены ГОСТ Р 50948.

4. Клавиатуру на рабочем месте оператора располагают так, чтобы обеспечивалась оптимальная видимость экрана.

5. Клавиатура должна иметь возможность свободного перемещения. Ее располагают на поверхности стола на расстоянии от 100 до 300 мм от

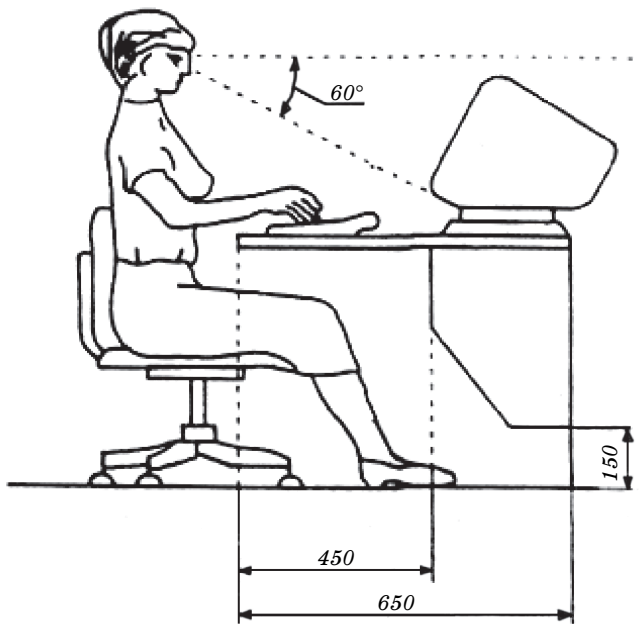


Рис. 1 | Расположение дисплея на столе

переднего края, обращенного к оператору, или на специальной регулируемой по высоте рабочей поверхности, отделенной от основной столешницы.

Полностью исключить воздействие электромагнитных полей на рабочем месте невозможно, однако стоит задуматься при увеличении значений электромагнитного поля выше определенного уровня. Отклонение от нормы можно определить с помощью обычного монитора на основе электронно-лучевой трубки. «Эффект дрожания экрана» на мониторе компьютера отмечается при значениях ЭМП, в два и более раз превышающих норму. Электромагнитный фон повышается в рабочих помещениях, как правило, в следующих случаях.

- Непредусмотренное увеличение нагрузки на электрический кабель здания, проходящий вблизи рабочих мест. Электромагнитное поле от электропроводки зданий (частая проблема, особенно в старых зданиях, из-за непродуманной системы электроснабжения). Рост энергопотребления здания приводит к увеличению нагрузки на кабели, что, в свою очередь, вызывает увеличения электромагнитного поля.

- Рабочее помещение расположено вблизи объектов, являющихся источниками ЭМП, например рядом с линиями электропередач. Электромагнитный фон повышается также из-за наличия в зданиях технологического оборудования, трансформаторов, силовых кабелей.

- Неправильно организованное рабочее место: большое количество включенной вычислительной техники и техники связи, беспорядочно лежащие провода, невыключенные неиспользуемые приборы.

Влияние электромагнитных полей на здоровье человека — это исследуемая задача науки. В связи со стремительным ростом числа технологий и приборов избежать влияния электромагнитных полей

в современном мире невозможно. Различные организации, как государственные, так и международные, разработали множество стандартов и требований для предотвращения какого бы то ни было влияния электромагнитного поля на человека, и почти вся продаваемая техника соответствует этим требованиям.

Таким образом, с технической составляющей все более-менее просто и понятно, существует множество стандартов и рекомендаций по ее проектированию и расположению и при правильном учете данных факторов уже на стадии проектирования могут быть обеспечены условия достижения заданной безопасности.

Информационная составляющая

С информационной составляющей дела обстоят несколько сложнее. На данный момент существует недостаточное количество стандартов по разработке графических интерфейсов и информационных моделей.

Большая часть разрабатываемых интерфейсов для выполнения трудовой деятельности профессионалами в различных областях является источником стресса и психологического дискомфорта в сфере взаимодействия человек—машина—среда. Причины объясняются несколькими факторами: неоптимальным распределением функций между человеком и машиной, навязыванием алгоритма или темпа выполнения трудовой деятельности без учета человеческих возможностей или особенностей решаемых задач, а также неадекватным отображением взаимодействия между пользователем и машиной. Например, навязывание неправильного алгоритма или темпа выполнения трудовой деятельности оператора может привести к повышению монотонности и, как следствие, утомляемости и сонливости, что отрицательно скажется не только на эффективности функционирования всей системы, но и на здоровье оператора.

Таким образом, для повышения эффективности и безопасности функционирования системы человек—машина необходим всесторонний учет параметров, прямо или косвенно влияющих на психофизиологическое состояние оператора.

Для наиболее полного определения параметров интерфейса, обеспечивающих эффективную и комфортную деятельность оператора, необходимо четкое понимание самого интерфейса и основных задач, которые на него возлагаются в различных случаях.

Общее определение таково: *интерфейс* — это совокупность средств и методов обеспечения взаимодействия между элементами системы. Интерфейс задает параметры, процедуры и характеристики взаимодействия объектов системы.

Исходя из приведенного определения можно выделить следующие основные виды интерфейса.

Интерфейс передачи данных — интерфейс, обеспечивающий передачу двоичных данных. В зависимости от способа передачи различают последовательный и параллельный интерфейсы.

Программный интерфейс — система унифицированных связей, предназначенных для обмена информацией между компонентами вычислительной системы. Программный интерфейс задает набор необходимых процедур, их параметров и способов обращения.

Аппаратный интерфейс — устройство (комплекс технических средств), преобразующее сигналы и передающее их от одного компонента оборудования к другому. Физический интерфейс определяется набором электрических связей и характеристиками сигналов.

Интерфейс пользователя или *пользовательский интерфейс* — элементы и компоненты программы, которые способны оказывать влияние на взаимодействие пользователя с программным обеспечением. В том числе:

- средства отображения информации, отображаемая информация, форматы и коды;
- командные режимы, язык пользователь-интерфейс;
- устройства и технологии ввода данных;
- диалоги, взаимодействие и транзакции между пользователем и компьютером;
- обратная связь с пользователем;
- поддержка принятия решений в конкретной предметной области;
- порядок использования программы и документация на нее.

Анализируя приведенные виды интерфейсов, нетрудно прийти к выводу, что наибольшее влияние на психофизиологическое состояние оператора оказывают программный и пользовательский виды интерфейса.

Исследования в данной области показывают, что любой пользовательский интерфейс должен обеспечивать выполнение четырех базовых функций:

- 1) управление компьютером путем действий оператора (пользователя): инициация, прерывание, отмена компьютерных процессов и т. п.;
- 2) ввод данных, осуществляемый оператором, и отклик системы;
- 3) отображение данных, включая отображение данных, вводимых оператором, который может управлять процессом отображения данных;
- 4) поддержка оператора в процессе деятельности, осуществляемая по каналам обратной связи, в которых циркулирует информация об ошибочных или случайных (не по алгоритму) действиях оператора.

Эффективный ПИ должен обеспечивать всестороннее использование потенциальных возможностей человека-оператора, технических и программных средств АРМ, высокие безошибочность и быстродействие деятельности оператора при применении ПИ по назначению. Кроме того, хорошо спроектированный ПИ должен обеспечивать максимальный комфорт деятель-

ности оператора, в том числе не должен приводить к неоправданному повышению напряженности деятельности, снижению уровня психофизиологических и психологических характеристик, необходимых для эффективного и комфортного осуществления профессиональной деятельности.

В соответствии с отечественными и зарубежными стандартами основными требованиями ПИ являются:

- 1) ПИ должен способствовать быстрому освоению вычислительной техники оператором, формированию у него стереотипов деятельности;
 - 2) ПИ должен быть спроектирован таким образом, чтобы оператор вводил информацию естественным образом, не заботясь о ходе вычислительного процесса;
 - 3) ПИ должен удовлетворять рабочие потребности человека-оператора, а не процесс обработки данных, его синтаксическая структура должна быть согласована с ожиданиями оператора результатов расчета, требованиями решаемой вычислительной задачи и используемыми средствами ввода;
 - 4) ПИ должен содержать систему правил работы оператора, обеспечивающую легкое управление системой;
 - 5) ПИ должен все время работы находиться под контролем оператора, никакие действия последнего не должны приводить к тупиковой ситуации или зависанию программы;
 - 6) ПИ должен обеспечивать возможность легкого исправления ошибок ввода, без повторного ввода данных;
 - 7) обратная связь и справки должны обеспечивать оператора информацией, позволяющей ему управлять диалогом, распознавать и исправлять ошибки, а также определять последующие действия, входящие в алгоритм;
 - 8) выдаваемая компьютером информация должна быть краткой, ясной, конкретной и понятной оператору;
 - 9) объем представляемой оператору информации должен быть согласован с объемом его оперативной памяти;
 - 10) в информации об ошибках оператора необходимо делать акцент не на его неправильные действия, а на то, как можно исправить ошибки;
 - 11) ПИ должен предусматривать использование четырех видов диалога: меню, команды, манипуляции и диалог посредством заполнения форм;
 - 12) при решении каждой задачи оператору должна быть предоставлена возможность использования не менее двух видов диалога; критерием выбора вида диалога в ходе решения конкретной задачи является обеспечение заданных показателей безошибочности и быстродействия.
- В соответствии с этим пользовательский интерфейс состоит из трех основных частей:
- 1) визуальное оформление, отвечающее за предоставление информации оператору;

2) функциональные возможности системы, включающие набор возможностей для эффективного осуществления профессиональной деятельности;

3) техники взаимодействия оператора с системой.

Каждая из частей содержит параметры, влияющие на психофизиологическое и психологическое состояние человека-оператора, такие как внимание, ощущения, восприятие, память, мышление и совокупность моторных действий.

Для выявления таких параметров рассмотрим каждую из частей более детально.

Визуальное оформление

Одна из основных функций системы — предоставлять оператору информацию, адекватную текущему положению дел, т. е. информационную модель (ИМ). ИМ — это организованная по определенным правилам совокупность информации о состоянии и функционировании объекта управления и внешней среды. ИМ является для оператора источником информации, на основании которой оператор формирует конкретную задачу управления, проводит анализ и оценку сложившейся ситуации, принимает решения, планирует различные управляющие воздействия и оценивает результаты их выполнения.

Как правило, информация об объектах представляется оператору в закодированном виде. Для кодирования информации используются зрительная, слуховая и вибротактильная модальности. Исследования показывают, что оптимальна зрительная модальность, поскольку зрительный анализатор принимает информацию моментально, а слуховой — последовательно с некоторой задержкой. Исходя из того что восприятие оператора нельзя перегружать одним видом информации, необходимо задействовать оба вида модальности — как зрительный, так и слуховой, что обеспечивает максимально эффективную подачу информацию при наименьшей нагрузке.

В связи с этим визуальное оформление играет первостепенную роль и его можно разделить на три условные части:

- дизайн интерфейса — это организация элементов, облегчающая взаимодействие;
- дизайн навигации — организация элементов, упрощающая управление;
- информационный дизайн — организация элементов для донесения информации до пользователя.

Визуальное оформление отвечает не только за эстетическое восприятие информации оператором, а еще и за эффективность поддержки цели, определенной на каждом из нижележащих уровней, за целостность всей структуры системы и должно подкреплять структуру, однозначно поясняя, какие опции доступны пользователям, а какие нет. На визуальное оформление в основном ложится основ-

ная задача системы по удовлетворению пользователя, созданию комфортных для него условий выполнения профессиональных обязанностей.

Основными характеристиками являются цвет, анимация, форма, графика, текст и расположение представляемой информации, дополнительной характеристикой может являться звук. Все приведенные характеристики главным образом влияют на зрительное восприятие информации человеком.

Среди главных свойств зрительного восприятия человека — последовательность и избирательность зрения. Известно, что зрачок при рассмотрении объектов окружающего мира находится в непрерывном движении, причем в один момент времени глаз распознает только один образ. Человеческое зрение последовательно, более того, наше зрение сначала как бы «выхватывает» основные части объекта, а уже потом проводит детализацию. Исходя из этого основные характеристики визуального оформления определяют направление движения зрачков, выделяя при этом доминирующие элементы. Исследования в данной области показывают, что движение глаз у разных людей происходит по одинаковым траекториям — ведь это движение бессознательно и инстинктивно. Если дизайн ПИ удачен, то траектория движения взгляда по странице обладает двумя важными характеристиками.

Во-первых, она плавная. Когда люди говорят, что дизайн «тяжелый» или «громоздкий», они в действительности реагируют на тот факт, что дизайн не ведет их плавно по странице. Их взгляд перескакивает с одного элемента на другой, поскольку все элементы настойчиво требуют внимания.

Во-вторых, она предлагает пользователю своего рода «экскурсию» по странице, раскрывая имеющиеся возможности, но не перегружая его подробностями. Естественно, эти возможности должны соответствовать целям, стоящим перед пользователем, и задачам, которые он хочет решить. Что еще более важно, они не должны отвлекать пользователя от информации или функций, необходимых ему для достижения своих целей.

Отсюда следует, что неудачные решения в данной области приведут к скачкообразному движению глаз, что в свою очередь приводит к быстрому утомлению глаз, снижению работоспособности оператора и различным заболеваниям глаз.

Следующей характеристикой, на которую влияет визуальный дизайн, является внимание. Основным инструментом привлечения внимания пользователя — это контраст. Дизайн без контраста воспринимается как серая невыразительная масса, по которой взгляд пользователя бесцельно блуждает, ни на чем не останавливаясь. Контраст жизненно важен для привлечения внимания пользователя к существенным аспектам интерфейса, контраст помогает пользователю разобраться в отношениях между навигационными элементами, и, наконец, контраст служит основным средством обозначения

концептуальных групп в информационном дизайне.

Контраст привлекает пользователя к объекту, заставляя его быстрее реагировать на изменение ситуации и принимать необходимые решения. Ослабление внимания оператора может привести к чрезвычайным, в том числе и аварийным, ситуациям.

Единообразие в дизайне существенно помогает выстроить эффективную коммуникацию системы с оператором, не запутывая и не перегружая оператора. Оно проявляется во многих аспектах визуального дизайна. Например, единый размер элементов облегчает их комбинирование и реорганизацию при необходимости. Единообразие элементов помогает повышать толерантность операторов к системе, обеспечивая формирование у него стереотипов деятельности, а также дает чувство контроля над системой, повышая процент интуитивно выполняемых действий.

Зачастую единообразие элементов помогает решить проблемы внутренней рассогласованности системы. Объекты должны образовать систему, работающую как непротиворечивое единое целое.

Кодирование информации об объекте влияет на ассоциативность и целостность. Известно, что человек не только разделяет все цвета на теплые и холодные, но и подсознательно наделяет каждый цвет определенными свойствами и ассоциациями. Используя данный факт, можно не только побуждать оператора к каким-либо действиям, но также и оказывать влияние на его психоэмоциональное и психофизиологическое состояние.

Существуют две главные цели, для достижения которых используют кодирование информации при создании ИМ. Первая — кодирование используют для расширения возможности распознавания пользователем событий, содержащихся в изображении. Вторая — кодирование используют для снижения объема информации, которую пользователь должен воспринять в данный момент времени.

Прежде чем приступить к кодированию информации на втором уровне, следует рассмотреть кодирование информации на первичном уровне (высшем) для определения возможности улучшения деятельности оператора изменением представления информации за счет ее кодирования на первом уровне.

Выбор оптимального способа кодирования с использованием вторичных признаков для каждого случая применения обусловлен ограничениями, продиктованными самим форматом (размер изображения может ограничивать использование кодирования размером или местоположением), условиями эксплуатации (изменение освещенности может ограничивать использование яркости или цвета), представлением информации (цвет и яркость трудно или невозможно различить при маленьких размерах элементов).

Объем кодирования первичными и вторичными признаками должен соответствовать способности оператора к распознаванию или идентификации информации, чтобы обеспечить наиболее адекватное ее представление и понимание. При кодировании информации должна быть минимизирована

необходимость в ее перекодировании, замене или интерпретации.

Расположение или компоновка предоставляемой оператору информации, а также элементов управления определенным образом служит некоторым механизмом уменьшения нагрузки на память пользователя, так как ПИ должен защищать память от излишней загруженности. При этом учет перцептивных и когнитивных закономерностей восприятия и переработки информации позволил сформулировать правила графического расположения информации на экране интерфейса, адекватного структуре действий субъекта труда. Снижение нагрузки на память происходит с помощью механизмов распознавания, использования долговременной памяти вместо кратковременной, ассоциаций, структуризации объектов понятным для пользователя способом.

Как уже отмечалось, первостепенная цель создания ПИ — обеспечение средств, с помощью которых оператор может осуществлять контроль и управление системой. В настоящее время количество информации, которое может быть представлено оператору одновременно, далеко превосходит способность оператора интерпретировать ее. Поэтому для снижения нагрузки на органы восприятия и переработки информации она должна подаваться, подразделяясь по уровням и группам. Способ представления информации в основном определяется характером взаимодействия пользователя с системой.

При неудачном визуальном представлении ПИ зачастую вместо ожидаемого облегчения трудовой деятельности за счет ее автоматизации новые виды ПИ увеличивают психологическую напряженность труда, что является причиной возникновения ошибок, снижения скорости выполнения задач, низкой удовлетворенности трудом пользователя.

Рассмотрим функциональные возможности системы и техники взаимодействия оператора с системой и их влияние на психологическое и психофизиологическое состояния оператора.

При разработке функциональных возможностей системы необходимо учитывать когнитивные и деятельностные компоненты выполнения операций. Благодаря принципам теории деятельности становится возможным разложение всего потока активности пользователя на последовательность связанных задач и подзадач, логические этапы в соответствии с внутренним представлением субъекта труда, их значимостью для него, весом в общей картине выполнения действий. Такая декомпозиция позволяет наиболее эффективно разработать набор функциональных возможностей системы.

Предоставление оператору наиболее полного спектра функциональных возможностей снимает с него часть проблем использования вспомогательных систем, что, в свою очередь, влечет за собой эмоциональную разгрузку, снижение затраченного времени на выполнение профессиональных задач и, как правило, снижение вероятности возникновения различных ошибок.

Анализируя результаты исследований в данной области, можно сделать вывод, что все усилия разработчиков интерфейса направлены на повышение толерантности оператора к системе исходя из соображений, что чем выше у оператора уровень толерантности, тем выше удовлетворенность своей деятельностью. Однако практика показывает, что высокий уровень толерантности не свидетельствует о снижении числа непреднамеренных ошибок из-за плохо спроектированного взаимодействия оператора и машины.

Проектирование взаимодействия — это описание возможного поведения пользователя и определение того, как система будет реагировать на его поведение и приспосабливаться к нему.

Эргономические требования к ПИ при организации диалоговой формы взаимодействия должны разрабатываться в интересах рационального сочетания человеческого фактора с техническими средствами взаимодействия ПИ.

При этом должны решаться задачи по обеспечению:

- рационального распределения функций в системе человек — машина;
- поддержания необходимого уровня работоспособности оператора в заданных условиях труда;
- оптимального ритма диалога;
- возможности устранения ошибочных и несанкционированных действий оператора;
- исключения сенсомоторных перегрузок, снижающих или ограничивающих возможности оператора в процессе принятия им соответствующих решений.

Одним из оптимальных подходов к проектированию взаимодействия является построение концептуальных моделей (КМ). КМ — это собственное представление пользователей о поведении созданных разработчиком интерактивных компонентов. Психологическое состояние оператора во многом зависит от того, насколько поведение системы соответствует его ожиданиям. Исследования показывают, что если ожидания пользователя оправдываются, то улучшается общий тонус оператора, в противном случае накапливается так называемая напряженность деятельности оператора, которая приводит не только к ухудшению его психоэмоци-

онального состояния, но также и к снижению эффективности труда из-за повышения утомляемости организма.

Одной из важных составляющих проектирования взаимодействия является проектирование времени. То, как спроектировано взаимодействие, с точки зрения расхода времени оператора на выполнение тех или иных задач, представляет собой важнейший фактор удобства использования и общего восприятия ПИ, опосредованно влияющего на качество функционирования системы человек — машина. Плохо спроектированное, с данной точки зрения, решение может привести к ненужному расходу времени пользователя, а в аварийных и экстремальных ситуациях — к трагическим последствиям.

В основу проектирования времени заложен принцип управления восприятием. Психологические исследования показали, что для человека воспринимаемое более важно, чем объективно предлагаемое, потому что восприятие управляет поведением и принятием решений. На рис. 2 показана модель восприятия технологии по Фреду Дэвису, которая наглядно демонстрирует важность восприятия в прогнозировании одобрения и использования технологии.

Восприятие является важнейшим фактором успешного функционирования всей системы. Не имеет значения, насколько быстро оператор может выполнять определенные функции, насколько удобен графический интерфейс или как основательно проработан представительский уровень. Если восприятие в каком-то пункте искажено в худшую сторону, то все преимущества не работают. Если восприятие не соответствует ожидаемому, то неудовлетворенность возрастает.

Доказано, что время, затрачиваемое на выполнение той или иной операции, напрямую влияет на психоэмоциональное состояние. Чем больше оператор затрачивает время на операцию, тем больше растут раздражение и усталость. Задержки в работе не нравятся никому. Терпимость к некоторой длительности формируется субъективной значимостью длительности. Отсюда вытекает зависимость качественной оценки от количественной: воспринимаемая длительность является строго количественной оценкой и свободна

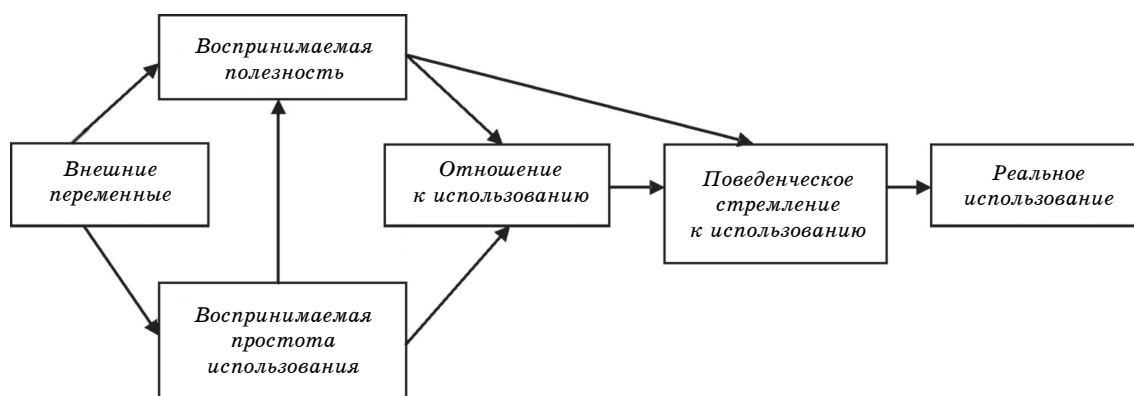


Рис. 2 Модель восприятия технологии по Фреду Дэвису

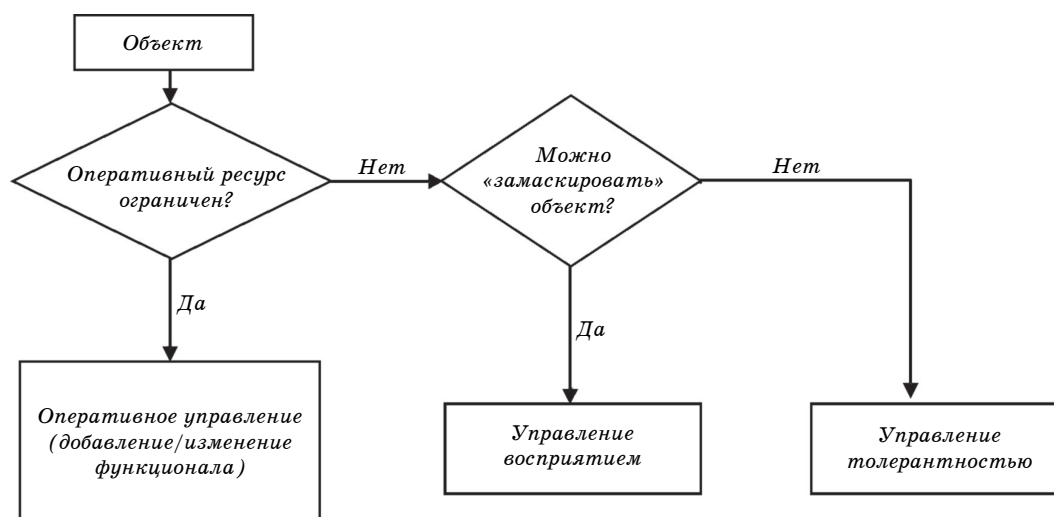


Рис. 3 | Выбор метода управления

от каких бы то ни было качественных оценок, а толерантность, наоборот, определяется качественно и зависит от количественной оценки. Соответственно, управляя восприятием, в некоторых случаях можно увеличить толерантность оператора к системе.

Важным свойством, которое необходимо учитывать при проектировании ПИ, является сильное искажение восприятия в особой эмоциональной или стрессовой обстановке. Поэтому при разработке системы необходимо тщательно прорабатывать сценарии работы оператора с интерфейсом в экстремальных ситуациях, для того чтобы пользователь не испытывал дополнительную нагрузку на психологическое состояние.

Другим фактором, влияющим на психологическое состояние, является уровень соответствия умений и навыков оператора сложности решаемой им задачи. Согласно исследованиям профессора Чикагского университета М. Чиксентмихайи, «радость всегда приходит в особый момент: когда человек осознает, что предстоящая деятельность в полной мере соответствует его возможностям». Это означает, что при соответствии воспринимаемой сложности задачи умениям и навыкам оператора человек находится в состоянии относительного покоя, иначе он окажется в состоянии тревоги, если задача, по его мнению, будет слишком трудна, и в состоянии скуки, если задача покажется слишком простой. И в том и в другом случае неправильная оценка оператором задачи может привести к ошибочным действиям. Во избежание этого следует подстраивать сложность решаемых задач к умениям и навыкам оператора.

При проектировании ПИ необходимо учитывать вышеперечисленные факторы и с помощью различных методов управлять восприятием, толерантностью или увеличивать функционал. На рис. 3 представлен алгоритм принятия решения о том или ином действии.

Одной из количественных характеристик качества ПИ является напряженность деятельности оператора, которая может возникнуть вследствие

неудобного графического интерфейса, а также других причин и повлиять на эффективность функционирования системы. Чем больше в ПИ ошибок, тем больше время выполнения определенной задачи, соответственно больше напряженность пользователя и менее эффективна работа системы человек—машина. И, наоборот, чем меньше напряженность пользователя, тем меньше он затрачивает времени на выполнение конкретных задач и тем меньше вероятность возникновения ошибок. Данная цепочка не всегда верна. Можно предположить, что при минимальной вероятности возникновения ошибок пользователю может потребоваться больше времени для завершения той или иной задачи вследствие большей напряженности пользователя. Хотя данные взаимосвязи и вполне логичны, но не обязательны, поэтому можно рассматривать каждый фактор в отдельности друг от друга.

Литература

1. Падерно П. И., Попечителев Е. П. Надежность и эргономика биотехнических систем / Под общ. ред. проф. Е. П. Попечителева. СПб.: Элмор, 2007. 264 с.
2. Гаррет Дж. Веб-дизайн: книга Джесса Гаррета. Элементы опыта взаимодействия: пер. с англ. СПб: Символ-Плюс, 2008. 192 с.
3. Сеов С. Проектируем время. Психология восприятия времени в программном обеспечении: пер. с англ. СПб.: Символ-Плюс, 2009. 224 с.
4. Сугак Е. Е. Эргономические аспекты проектирования интерфейса компьютерной программы // Тез. к IX Междунар. науч. конф. студентов, аспирантов и молодых ученых «Ломоносов — 2002. Секция: Психология». М.: Академпринт, 2002.
5. Сугак Е. Е. Методика эргономического проектирования пользовательского интерфейса // Тез. к конф. «Прикладная психология как ресурс социально-экономического развития современной России». М.: МГУ, 2005.



«БМИ-2009»

20 лет спустя... Снова молодежная школа

По данным международной организации «The World Medical Market Fact File» (WMMFF), медицинское оборудование и изделия медицинского назначения по объему, номенклатуре, ассортименту и количеству занимают одно из первых мест в мире, опережая такую динамично развивающуюся отрасль, как вычислительная техника. Объем продаж медицинской техники (МТ) в мире около 300 млрд дол. (из них на долю США приходится более 60 млрд дол., а на долю России — около 3 млрд дол.).

В то же время в России наукоемкой МТ выпускается явно недостаточно, и налицо резко обозначенная тенденция преобладания зарубежной МТ в сравнении с отечественной МТ. Если раньше соотношение было: 85 % — отечественной МТ, а 15 % — зарубежной, то сейчас — наоборот! Это относится и к фармацевтике, что стало предметом рассмотрения этих вопросов и в Счетной палате, и Контрольно-ревизионном управлении Президента РФ.

На совместном заседании Комиссии РСПП по индустрии здоровья и президиума Всероссийского общественного Совета медицинской промышленности по вопросу «О мерах государственной поддержки развития медицинской промышлен-

ности и снижения зависимости здравоохранения от поставок лекарственных средств и медицинских изделий по импорту» (18.03.2009 г.) был утвержден план мероприятий по развитию отечественной медицинской промышленности на 2009–2010 гг.

В этом плане большое внимание уделено *системе эффективной подготовки кадров*.

В соответствии с Федеральной целевой программой «Научные и научно-педагогические кадры инновационной России на 2009–2013 годы» в Санкт-Петербурге, в период с 26 по 30 октября, проводилась Всероссийская научная школа для молодежи «Биомедицинская инженерия — «БМИ-2009»», посвященная основателю и руководителю школ «БИМК», проф. В. М. Ахутину (1924–2005 гг.).

Целью проведения этой школы являлось повышение квалификации молодых ученых, преподавателей, аспирантов, специалистов в области биомедицинской инженерии — бурно развивающейся области инновационного научного знания и практики.

Старт школе был дан 40 лет тому назад, в 1969 г., когда по инициативе Совета молодых ученых и специалистов Особого конструкторского бюро биомедицинской кибернетики (ОКБ БИМК) при Ленинградском городском и областном комитетах ВЛКСМ была создана городская секция «Прибо-



Зимняя школа «БИМК-79». Круглый стол ведет проф. А. Н. Шеповальников, зав. лабораторией Института эволюционной физиологии и биохимии им. И. М. Сеченова РАН. Крайний слева — д-р биол. наук, проф. В. А. Лищук, председатель ПК «Медицинская кибернетика и информатика» РАМН, Научный центр сердечно-сосудистой хирургии им. А. Н. Бакулева РАМН, Москва (прототип кибернетика из повести Н. М. Амосова «Мысли и сердце»)



Зимняя школа «БИМК-80». Слева — д-р мед. наук., проф. В. О. Самойлов — генерал-майор м/с, член-кор. РАМН, декан факультета медицинской физики и биоинженерии, зав. каф. СПбГПУ отвечает на вопросы слушателя школы



Пос. Репино. Ключ школы «БИМК-81» передан научному руководителю проф. В. М. Ахутину

ростройство и кибернетика в биологии и медицине», объединившая научную молодежь более чем 40 предприятий, организаций и учреждений города.

Первым крупным мероприятием этой секции явилось проведение в 1970 г. 1-й конференции молодых ученых Ленинграда по биологии, медицине и биомедицинской кибернетике, посвященной 100-летию со дня рождения В. И. Ленина. Оргкомитет конференции возглавил уполномоченный президиума АН СССР в Ленинграде академик Б. Е. Быховский, а научными руководителями кон-

ференции стали директор ИЭМ АМН, член-кор. АМН СССР Н. П. Бехтерева и начальник-Главный конструктор ОКБ БИМК, профессор В. М. Ахутин.

В работе конференции, проходившей в мае 1970 г., приняли участие более 500 молодых ученых и специалистов из 54 городов страны.

В декабре 1971 г. вышло постановление ЛОК ВЛКСМ о проведении в феврале—марте 1972 г. Ленинградской зимней школы молодых ученых и специалистов по биологической кибернетике (Школа «БИМК-1972»). Это мероприятие вошло в сводный план ЦК ВЛКСМ.

Председателем Оргкомитета 1-й школы стал директор Института физиологии АН СССР им. И. П. Павлова академик В. Н. Черниговский, а научным руководителем — В. М. Ахутин. На первую школу съехались 120 слушателей из 28 городов страны.

В марте 1973 г. была проведена 2-я зимняя школа молодых ученых и специалистов по медицинской кибернетике («БИМК-1973»), куратором которой была директор Института экспериментальной медицины АН СССР, член-кор. АН СССР Н. П. Бехтерева, а научным руководителем — вновь В. М. Ахутин.

Начиная с 1974 г. бессменным председателем Оргкомитета и научным руководителем всех последующих школ «БИМК» был проф. В. М. Ахутин. Финансовое обеспечение школ взял на себя Научный совет по комплексной проблеме «Кибернетика» АН СССР, председателем которой являлся академик А. И. Берг.

Таким образом, начиная с 1972 г. каждый год, вплоть до 1991 г., в течение 20 лет проводилась ежегодная зимняя молодежная школа по биомедицинской кибернетике, чем был установлен абсолютный рекорд в нашей стране по длительности проведения такого рода научных молодежных мероприятий.

Сегодня после большого перерыва эта традиция восстанавливается...

Выдающиеся лекторы молодежных зимних научных школ «БИМК»



Николай Михайлович Амосов — д-р мед. наук, проф., заслуженный деятель науки УССР, член-кор. АМН СССР, академик АН УССР, лауреат Ленинской премии, Герой Социалистического Труда. Основные труды по хирургии легких и сердца, биологической и медицинской кибернетике.



Павел Васильевич Симонов — академик АН СССР, академик РАН, директор института высшей нервной деятельности РАН, лауреат Государственной премии СССР.



Валерий Иванович Шумаков — выдающийся российский врач-трансплантолог, директор НИИ трансплантологии и искусственных органов Минздрава РФ, академик РАН и РАМН. Шестой кавалер ордена Святого апостола Андрея Первозванного, Герой Социалистического Труда, лауреат Государственной премии СССР. Впервые в СССР успешно выполнил пересадку сердца, печени и поджелудочной железы, а также двухэтапную пересадку сердца.



Василий Васильевич Налимов — создатель и руководитель нескольких новых научных направлений: метрологии количественного анализа, химической кибернетики, математической теории эксперимента и наукометрии (ввел термин «наукометрия» в научный оборот). Знаменитый математик и философ, профессор МГУ, действительный член РАЕН.

Работа школы «БМИ-2009» проводилась по следующим направлениям: перспективы развития биомедицинской инженерии (БМИ); информационные и компьютерные технологии в БМИ; микро- и нанотехнологии в БМИ; методы и технические средства оценки состояния здоровья человека; медицинские информационные системы; системы телемедицины; системы скринирующей диагностики состояния здоровья населения; биотехнические системы медицинского назначения; современные методы обработки и анализа биомедицинской информации; методические вопросы повышения качества подготовки специалистов в области биомедицинской инженерии.

В научной школе приняли участие представители Московского ГТУ им. Н. Э. Баумана, СПбГЭТУ «ЛЭТИ», СПбГПУ, СПбГУАП, Рязанского ГРТУ, Орловского ГТУ, Владимирского ГУ, Тверского ГТУ, а также ряда научных учреждений, работающие в области биомедицинской инженерии: из Военно-медицинской академии, СПИРАН, Института мозга РАН, Института экспериментальной медицины РАН, Института физиологии им. И. П. Павлова РАН, Института эволюционной физиологии и биохимии им. И. М. Сеченова РАН, Института аналитического приборостроения РАН и др.

Перед слушателями выступили: Ю. В. Обухов — д-р физ.-мат. наук, проф., зам. директора института радиотехники и электроники РАН им. В. А. Котельникова; Р. М. Юсупов — член-кор. РАН, д-р техн. наук, проф., директор Санкт-Петербургского института информатики и автоматизации РАН; В. О. Самойлов — член-кор. РАН, д-р мед. наук, проф., декан факультета медицинской физики и биоинженерии Санкт-Петербургского государственного политехнического университета; А. Н. Шеповальников — д-р мед. наук, проф., зав. лабораторией Института эволюционной физиологии и биохимии им. И. М. Сеченова РАН; А. П. Немирко, д-р техн. наук, проф. СПбГЭТУ; С. И. Щукин, д-р техн. наук, проф., декан факультета биомедицинской техники, зав. кафедрой медико-технических и информационных технологий Московского ГТУ им. Н. Э. Баумана; В. В. Шаповалов — д-р техн. наук, проф., зав. кафедрой биомедицинской электроники и охраны среды СПбГЭТУ, директор НИКТИ биотехнических систем СПбГЭТУ; В. В. Лучинин — д-р техн. наук, проф., зав. кафедрой микроэлектроники, директор Центра микротехнологии и диагностики СПбГЭТУ; Е. П. Попечителей — д-р техн. наук, проф. СПбГЭТУ, председатель УМС по медико-техническим направлениям высшего профессионального образования РФ; Л. Т. Сушкова, д-р техн. наук, проф., зав. кафедрой биомедицинской инженерии, директор Центра международного сотрудничества Владимирского ГУ; Ю. И. Сенкевич — д-р техн. наук, ст. научный сотрудник СПИРАН; Н. Б. Суворов — д-р биол. наук, проф., зав. лабораторией нейроэкологии НИИ экспериментальной медицины РАН; Г. Н. Пахарьков — канд. техн.

наук, доц., директор Регионального Центра интегрированного медико-технического образования СПбГЭТУ.

Лекции перечисленных лекторов будут опубликованы в научно-практических журналах «Информационно-управляющие системы» и «Биотехносфера».

Среди работ, представленных на конкурс молодыми участниками школы, были выделены следующие работы, которые отличались как по глубине проработки материала, так и по их научной значимости.

1. Алехин М. Д., Корчагина Д. А., Анищенко Л. Н. Исследование возможностей системы бесконтактной дистанционной диагностики апноэ на основе биорадиолокации (МГТУ им. Н. Э. Баумана).

2. Кирсанова А. В. Алгоритм дерева решений в системе диагностики новообразований головного мозга на магнитно-резонансном томографе (Тверской ГТУ).

3. Дунаев А. В. Применение методов неинвазивной спектроскопии для исследования системы микроциркуляции крови при низкоинтенсивной лазерной терапии (Орловский ГТУ).

4. Бондарева Л. А. Особенности проектирования устройств контроля и диагностики электрофизиологических параметров растений (Орловский ГТУ).

5. Топоровский А. В., Кузнецов А. А. Виртуальная диаграмма ритма сердца. Владимирский ГУ).

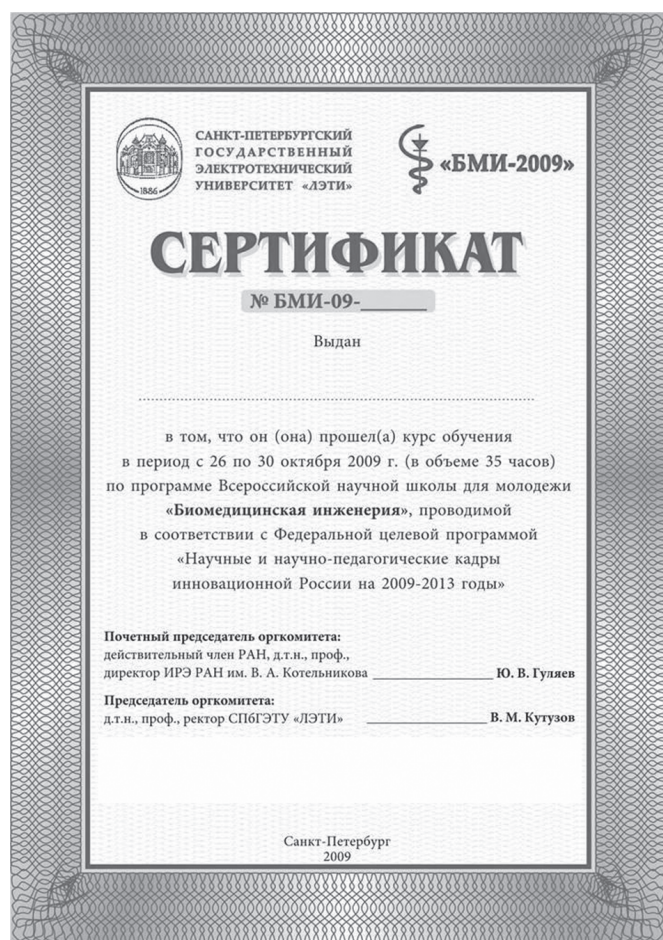
6. Машевский Г. А. Технология и система для мониторинга состояния больного в послеоперационный период (Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет им. В. И. Ульянова (Ленина)).

7. Веденина А. С. Система оценки эффективности протезирования и ортезирования нижних конечностей (Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет им. В. И. Ульянова (Ленина)).

8. Лебедева М. С. Моделирование цифровой фильтрации биомедицинских сигналов в среде программирования Lab VIEW (Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет им. В. И. Ульянова (Ленина)).

В то же самое время проведенный анализ показал, что в вузах России, расположенных в Москве, Санкт-Петербурге, Екатеринбурге, Томске, Новосибирске, Таганроге, Курске, Туле, Самаре, Саратове и др., молодые ученые, преподаватели, специалисты, работающие в области биомедицинской инженерии, составляют от 20 до 35 % кадрового состава коллектива; на кафедрах ежегодно зачисляют в аспирантуру от 2 до 5 человек, эффективность подготовки в аспирантуре составляет 30–70 %.

В ряде вузов численный состав молодых ученых и преподавателей не более 20 %, в аспирантуре по специальности 05.11.17 — Приборы, системы и изделия медицинского назначения — обучается очень мало людей. Это объясняется как отсутствием специалистов, способных руководить аспиран-



Сертификат Всероссийской научной школы по биомедицинской инженерии «БМИ-2009»

тами, так и отсутствием диссертационных советов и научно-исследовательских работ в области БМИ.

Наилучшим образом ситуация с подготовкой кадров высшей квалификации по биомедицинской инженерии складывается в двух вузах — МГТУ им. Н. Э. Баумана (на факультете биомедицинской техники) и СПбГЭТУ (на факультете информационно-измерительных и биотехнических систем), где сформированы научно-образовательные

центры (НОЦ) по биомедицинской инженерии. В этих вузах ежегодно защищаются одна-две докторские и четыре-восемь кандидатских диссертаций по специальности 05.11.17.

Анализ структуры участников научной молодежной школы «БМИ-2009» показал целесообразность усиления работы по подготовке кадров высшей квалификации в области биомедицинской инженерии и необходимости повышения престижа научной и преподавательской работы в молодежной среде.

По окончании школы слушателям были выданы сертификаты Всероссийской научной школы по биомедицинской инженерии, подписанные Почетным председателем Оргкомитета школы, директором института радиотехники и электроники РАН им. В. А. Котельникова, членом Президиума РАН, академиком Ю. В. Гуляевым и сопредседателем Оргкомитета, ректором СПбГЭТУ, д-ром техн. наук, проф. В. М. Кутузовым. Процедура вручения участникам сертификатов научной школы зафиксирована на фотографиях и представлена в разделе «фотогалерея школы по биомедицинской инженерии» на сайте www.eltech.ru.

Великому Гёте принадлежат слова:

«Недостаточно лишь знать —

Надо применять знания.

Недостаточно только хотеть —

Надо еще и делать!»

Для воплощения этой мысли в жизнь нужны высококвалифицированные профессионалы, умело и действенно работающие на стыке медицины, биологии, техники и информатики — в одной из самых наукоемких и гуманных областей знания — биомединженерии!

Достижению этой цели и была посвящена молодежная научная школа «БМИ-2009».

Пахарьков Г. Н.
Юлдашев З. М.

«СОГЛАСОВАНО»

Вице-президент Российской академии наук

А. И. Григорьев

11 ноября 2009 г.

«СОГЛАСОВАНО»

Исполнительный вице-президент Российского
союза промышленников и предпринимателей

В. М. Черепов

9 ноября 2009 г.

«СОГЛАСОВАНО»

Вице-президент Торгово-промышленной палаты Россий-
ской Федерации

С. Н. Катырин

10 ноября 2009 г.

Р Е Ш Е Н И Е

о проведении Третьего Всероссийского съезда работников медицинской промышленности

Президиум Всероссийского общественного Совета и Союз ассоциаций и предприятий медицинской промышленности в целях наиболее полного задействования научного, технического, производственного и организационного потенциала страны, координации действий участников сферы обращения медицинской продукции при решении задач, поставленных Комиссией при Президенте РФ по модернизации и технологическому развитию экономики России,

решили:

- 1) провести 31 марта 2010 года в г. Москве Третий Всероссийский съезд работников медицинской промышленности;
- 2) утвердить перечень основных вопросов, планируемых для рассмотрения на съезде (приложение 1);
- 3) утвердить состав оргкомитета для организации подготовки и проведения съезда (приложение 2);
- 4) вопросы, выносимые на съезд, обсудить на региональных совещаниях руководителей предприятий и организаций с участием представителей органов здравоохранения субъектов Федерации в городах: Санкт-Петербурге, Казани, Екатеринбурге, Новосибирске;
- 5) просить руководителей органов управления здравоохранением субъектов Федерации, ректоров высших учебных заведений, предприятий и учреждений, занимающихся разработкой, производством и реализацией лекарственных средств и медицинских изделий, командировать специалистов для участия в работе съезда;
- 6) оргкомитету съезда в двухнедельный срок после завершения работы съезда представить в Минпромторг РФ, Минздравсоцразвития РФ, РАН, ТПП РФ и РСПП его решения и выработанные предложения по развитию медицинской промышленности РФ.

Председатель Всероссийского общественного
Совета медицинской промышленности,
президент Союза ассоциаций
и предприятий медицинской промышленности

Ю. Т. Калинин

Приложение 1

ПЕРЕЧЕНЬ

основных вопросов, планируемых для рассмотрения на Третьем Всероссийском съезде работников медицинской промышленности

1. Анализ российского рынка лекарственных средств и медицинских изделий. Роль и место отечественного производства медицинской продукции.
2. Стратегия развития медицинской промышленности России.
3. О совершенствовании законодательного обеспечения обращения лекарственных средств и медицинских изделий.
4. Приоритетные направления отечественной науки и промышленности в обеспечении рынка лекарственных средств и медицинских изделий. Федеральная целевая программа развития медицинской промышленности.
5. Организация центров по разработке конкурентоспособной инновационной продукции, бизнес-структур, кластеров для их производства. Меры стимулирования.
6. Предложения по подготовке кадров для производства лекарственных средств и медицинских изделий путем взаимодействия образовательных, научных учреждений и промышленных предприятий.
7. О повышении роли профессиональных организаций в решении актуальных проблем медицинской промышленности.
8. О роли малого и среднего бизнеса в сфере производства медицинской техники для оказания высокотехнологичной медицинской помощи.

Приложение 2

О Р Г К О М И Т Е Т

Третьего Всероссийского съезда работников медицинской промышленности

Сопредседатели оргкомитета

ВОЛОДИН Н. Н. — ректор Российского государственного медицинского университета, академик РАМН;
ГИНЦБУРГ А. Л. — вице-президент Российской академии медицинских наук, академик РАМН;
КАЛИНИН Ю. Т. — президент Союза ассоциаций и предприятий медицинской промышленности;
КИСЕЛЕВ М. Ф. — заместитель директора Федерального медико-биологического агентства России;
МИРОШНИКОВ А. И. — руководитель Пущинского научного центра РАН, академик РАН;
МИХАЙЛОВА Д. О. — директор Департамента развития фармацевтического рынка и рынка медицинской техники Минздравсоцразвития РФ (по согласованию);
СЕРГИЕНКО В. И. — председатель комитета по предпринимательству в здравоохранении и медицинской промышленности Торгово-промышленной палаты РФ;
ЦЫБ С. А. — директор Департамента химико-технологического комплекса и биоинженерных технологий Минпромторга РФ (по согласованию);
ЧЕРЕПОВ В. М. — исполнительный вице-президент РСПП (по согласованию).

Члены оргкомитета

АПАЗОВ А. Д. — президент ассоциации «Росфарма»;
БОЧКОВСКИЙ И. С. — президент ассоциации стоматологической индустрии;
ВОРОГУШИН В. А. — президент ассоциации предприятий медицинской промышленности «Северо-Запад»;
ВАСИЛОВ Р. Г. — президент Союза биотехнологов России;
ГОЛЕНЯЕВ Ю. И. — исполнительный директор ассоциации «Росмедпром»;
ДАНИЛЕНКО В. М. — руководитель рабочей группы РАН по подготовке комплексной программы развития фармацевтической науки в России (по согласованию);
ДАРАГАН Н. К. — заместитель исполнительного директора ассоциации производителей фармацевтической продукции и изделий медицинского назначения;
ДМИТРИЕВ В. А. — генеральный директор ассоциации российских фармпроизводителей (АРФП);
ДУЛЬКИС М. Д. — генеральный директор ОАО «Московская фармацевтическая фабрика»;
ЕГОРОВ А. М. — президент ассоциации российских производителей средств клинической лабораторной диагностики, академик РАМН;
ИВАНОВ С. В. — генеральный директор ОАО «Мосхимфармпрепараты»;

- ИВАНОВА Е. Б.** — вице-президент Национального союза «Медико-биологическая защита»;
- КОЛЕСНИКОВ С. И.** — заместитель председателя Комитета по охране здоровья Государственной думы РФ;
- КОШЕЛЕВ Ю. А.** — генеральный директор ЗАО «Алтайвитамины»;
- КНИЖНИКОВ В. Н.** — исполнительный директор ассоциации «РАПМЕД»;
- КРЫЛОВ И. К.** — генеральный директор ОАО «Фармстандарт»;
- ЛЕОНОВ Б. И.** — Президент Российской академии медико-технических наук;
- МАРДАНЛЫ С. Г.** — президент ассоциации «Иммуноген»;
- МИФТАХУТДИНОВ С. Г.** — президент научно-производственного фармацевтического комплекса «Природный доктор»;
- НАТЕНЗОН М. Я.** — председатель Совета директоров НПО «Национальное телемедицинское агентство»;
- НОЛЬ Г. В.** — член президиума ВРОС МП;
- ОЖГИХИН И. В.** — директор Московского филиала Уральского оптико-механического завода;
- ОСИПОВ Л. В.** — президент ассоциации предприятий малого и среднего бизнеса медицинской промышленности;
- ПЕТРОВ А. П.** — президент ассоциации «Уралмедпром»;
- ПРИЛЕПСКИЙ Б. В.** — председатель комитета по промышленности и ТЭК Совета депутатов Новосибирской области (по согласованию);
- РУДЕНКО О. С.** — исполнительный директор Ассоциации производителей фармацевтической продукции и изделий медицинского назначения;
- РУЧКИН А. В.** — президент ассоциации «Здравмедтех»;
- РЫБАКОВ И. Ф.** — президент НП «МОМТ»;
- СЕРЕДЕНИН С. Б.** — директор НИИ фармакологии РАМН, академик РАМН;
- УВАРОВ М. Г.** — генеральный директор ЗАО «Биннофарм»;
- ШАКИРОВ Н. Х.** — генеральный директор ОАО «Казанский медико-инструментальный завод»;
- ШИШКИН Н. А.** — генеральный директор ООО «НПЦ Российской ассоциации фармфабрик»;
- ШИРШОВ Г. П.** — исполнительный директор Союза профессиональных фармацевтических ассоциаций.

Рефераты

Карасев В. А. *О принципах построения цепных полимеров. II. Пространственная структура системы пента-фрагментов и алгоритмы формирования вторичных структур*

На основе полученных ранее данных (Карасев В. А. Биотехносфера. 2009) предложена пространственная структура пента-фрагментов белков в виде системы из восьми структур, изоморфных булевым гиперкубам B^6 , расположенных в вершинах куба B^3 и связанных между собой однобитовыми переходами. На примере типичной α -спирали показаны возможности использования данной системы для построения алгоритмов формирования вторичных структур белков и других типов цепных полимеров.

Лищук В. А., Лобачёва Г. В., Никитин Е. С., Газизова Д. Ш., Сазыкина Л. В., Леонов Б. И., Горбач А. А. *Информация — живая вода медицины. Часть 2. Контроль и анализ данных*

На основе опыта контроля в реальном времени больных во время и после операций на сердце и сосудах, а также анализа отечественной и зарубежной литературы выявлены причины осложнений: ошибки в размерностях и вычислениях, гемодинамические перегрузки сердца, использование при обобщениях абсолютных показателей вместо индексов, несоблюдение рекомендаций ВНОК и ESC и др. Предложены имитационные методики синтеза терапии на основе оперативно индивидуализируемых математических моделей. Эта тактика лечения позволяет учесть наряду с патологическими изменениями адаптационные реакции организма: компенсаторные, защитные и гомеостатические. Все клинические данные ранее опубликованы в научных изданиях.

Самойлов В. О. *Методология и методы оценки функционального состояния человека*

В статье дано определение функционального состояния человека, изложены методологические принципы и методы его оценки. Приведены примеры использования этой методологии в решении физиологических и эргономических проблем. Обосновано применение параметра, характеризующего интенсивность клеточного дыхания, для монопараметрического исследования функционального состояния человека.

Шукин С. И. *Технологии информационной электромагнитной терапии заболеваний кровообращения*

Рассмотрен подход к обоснованию параметров электромагнитного воздействия основанный на анализе электромеханических процессов в костных и сосудистых биотканях, а также аспектов сенсорной чувствительности. Затрагиваются вопросы индивидуальной оптимизации лечебного воздействия.

Abstracts

Karasev V. A. *On principles of construction of chain polymers. II. Spatial structure of system of penta-fragments and algorithms of formation of secondary structures*

On the basis of the data obtained earlier (Karasev. Biotechnosphere. 2009, N5) the spatial structure of penta-fragments of proteins is proposed. It is represented by a system of eight structures, isomorphic to the boolean hypercubes B^6 , placed in the vertexes of the cube B^3 and interconnected by one-bit transitions. The typical α -helix is considered to illustrate the possibility of application of the proposed system for construction of the algorithms leading to formation of the secondary structure of proteins and other types of chain polymers.

Lischouk V. A., Lobacheva G. V., Nikitin Ye. S., Gazizova D. Sh., Sazikina L. V., Leonov B. I., Gorbach A. A. *Information — living water of medicine: control and data analysis*

On the basis of real time patients control experience during and after heart and vessels operations, and the basis of the domestic and foreign literature analysis are revealed the complications reasons: mistakes in dimensions and calculations, hemodynamic overloads of heart, the absolute instead of relative indices usage in summarizing, the nonobservance of VNOK and ESC recommendations and others. Are proposed imitation methods of therapy synthesis based on the individualized mathematical models operationally. This treatment tactics allows to consider the adaptive organism reactions: compensating, shielding and homeostatic together with the pathologic changes. All the clinical data are previously published in the scientific papers.

Samoilov V. O. *Methodology and methods of estimation of functional condition of person*

In the article definition of functional condition of person is given, methodological principles and methods of its estimation are represented. Examples of using of this methodology in the resolving of physiological and ergonomic problems are shown. Application of the parameter characterizing intensity of cellular breathing for monoparametrical research of functional condition of the person is proved.

Shchukin S. I. *Technology information electromagnetic therapy of diseases of blood circulation*

An approach on parameters of electromagnetic treatment determination based upon analysis of electromechanical processes in bone and vascular biotissues and also aspects of sensory sensitivity was examined. Also was broached the subjects about patient individual optimal control medical effects.

Грязнов А. Ю., Потрахов Е. Н., Потрахов Н. Н.
Портативная установка для рентгеновского экспресс-контроля качества пищевой продукции

В статье описаны способы получения высокоинформативных рентгеновских изображений в процессе контроля при производстве пищевой продукции в различных областях агропромышленного комплекса. Способы защищены патентами РФ на изобретение. Для практической реализации способов сконструирован и испытан действующий образец установки для рентгенографического контроля, основные узлы которой также защищены патентами РФ.

Представлены результаты диагностических исследований в рыбоперерабатывающей промышленности, семеноводстве и виноградарстве, подтверждающие эффективность широкого внедрения разработок.

Дунаев А. В., Жеребцов Е. А. *Применение методов неинвазивной спектрофотометрии для исследования системы микроциркуляции крови при низкоинтенсивной лазерной терапии*

В статье рассмотрены возможности и преимущества использования спектрофотометрических методов неинвазивной диагностики для исследования реакции системы микроциркуляции крови при контроле эффективности низкоинтенсивной лазерной терапии. С методологической и технической точек зрения наиболее перспективными признаны методы оптической тканевой оксиметрии и лазерной доплеровской флоуметрии.

Назаренко Н. А., Падерно П. И. *Влияние интерфейса на состояние и здоровье оператора*

Проведен анализ различных аспектов влияния интерфейса на оператора. Исследованы основные причины негативного влияния на его психофизиологическое и психическое состояние. Рассмотрен комплекс мер по снижению негативного влияния интерфейса на здоровье человека-оператора. Затронуты вопросы оценки качества пользовательского интерфейса на основе напряженности деятельности оператора.

Gryaznov A. Y., Potrahov E. N., Potrahov N. N.
Portable unit for X-ray express quality food products

The methods of receipt of high-informative of X-ray pictures in the process of control at the production of food products in the different areas of agriculture complex are described. Methods are protected of the Russian invention patents. For practical realization of methods constructed and tested device for X-ray radiography control, the basic parts of which are also protected the Russian invention patents.

The results of diagnostic researches are presented in fishing industry, grain and wine-making confirmative efficiency of wide introduction of development.

Dunaev A. V., Zhereblov E. A. *Application methods of non-invasive spectrophotometry for research of blood microcirculation system of the low level laser therapy*

In paper for research reaction of blood microcirculation system as methods of control of effectiveness of the low level laser therapy there were considered possibilities and advantages of usage of spectrophotometric methods of non-invasive diagnostics. From methodological and technical points of view the most perspective is considered the methods of Tissues Reflectance Oximetry and Laser-Doppler Flowmetry.

Nazarenko N. A., Paderno P. I. *The influence of the interface on a condition and health of the operator*

The analysis of various aspects of influence of the interface on the operator has been carried out. Principal causes of negative influence on its psychophysiological and mental condition have been investigated. The complex of measures directed at decrease in negative influence of the interface on health of the person-operator have been considered. The questions of an estimation of quality of the user interface based on intensity of activity of the operator have been mentioned.

Газизова Динара Шавкатовна, доктор медицинских наук, член ПК «Медицинская кибернетика и информатика» РАМН, Научный центр сердечно-сосудистой хирургии им. А. Н. Бакулева РАМН.

Адрес места работы: 121552, Москва, Рублевское шоссе, 135.
Раб. тел.: (495) 414-75-52.
E-mail: dgazizova@yandex.ru

Грязнов Артем Юрьевич, кандидат технических наук, доцент, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ».

Адрес места работы: 197376, Санкт-Петербург, ул. Проф. Попова, д. 5.

Раб. тел.: (812) 234-35-59.
E-mail: gryaznov@freemail.ru

Горбач Анатолий Алексеевич, кандидат технических наук, член ПК «Медицинская кибернетика и информатика», Государственное лечебно-оздоровительное управление Украины. Клиническая больница «Феофания», руководитель группы мед-техники.

Адрес места работы: 03680, г. Киев, ул. Заболотного, д. 21.
Раб. тел.: (38-044) 259-65-55.
E-mail: feofenia@i.kiev.ua

Дунаев Андрей Валерьевич, кандидат технических наук, доцент кафедры «Приборостроение, метрология и сертификация» Орловского государственного технического университета.

Адрес места работы: 302020, г. Орел, Наугорское шоссе, 29.
Раб. тел.: (4862) 41-98-76.
E-mail: dunaev@ostu.ru

Жеребцов Евгений Андреевич, студент кафедры «Приборостроение, метрология и сертификация» Орловского государственного технического университета.

Адрес места работы: 302020, г. Орел, Наугорское шоссе, 29.
Раб. тел.: (4862) 41-98-76.
E-mail: zherebzow@gmail.com

Карасев Владимир Александрович, кандидат биологических наук, ведущий научный сотрудник Центра микротехнологии и диагностики (ЦМИД) при Санкт-Петербургском государственном электротехническом университете (СПб ГЭТУ «ЛЭТИ»)

Адрес места работы: 197376, Санкт-Петербург, ул. проф. Попова, д. 5.
Раб. тел.: (812) 234-16-82.
E-mail: genetic-code@yandex.ru

Леонов Борис Иванович, директор ГУН ВНИИИМТ, доктор технических наук, профессор, член ПК «Медицинская кибернетика и информатика» РАМН, председатель АМТН РФ, ГУН Всероссийского научно-исследовательского и испытательного института медицинской техники МЗ РФ (ВНИИИМТ).

Адрес места работы: 129301, Москва, ул. Касаткина, д. 3.
Раб. тел.: (495) 187-28-07.
E-mail: vniiimt@comail.ru

Лишук Владимир Александрович, доктор биологических наук, профессор, председатель ПК «Медицинская кибернетика и информатика» РАМН, Научный центр сердечно-сосудистой хирургии им. А. Н. Бакулева РАМН.

Адрес места работы: 121552, Москва, Рублевское шоссе, 135.
Раб. тел.: (495) 414-75-52.
E-mail: Lischouk@rambler.ru

Лобачева Галина Васильевна, доктор медицинских наук, Научный центр сердечно-сосудистой хирургии им. А. Н. Бакулева РАМН.

Адрес места работы: 121552, г. Москва, Рублевское шоссе, 135.
Раб. тел.: (495) 414-75-16.

Назаренко Н. А., кандидат технических наук, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ».

Адрес места работы: 197376, Санкт-Петербург, ул. проф. Попова, д. 5.
Раб. тел.: (812) 346-44-87.

Никитин Евгений Станиславович, доктор медицинских наук, Научный центр сердечно-сосудистой хирургии им. А. Н. Бакулева РАМН.

Адрес места работы: 121552, г. Москва, Рублевское шоссе, 135.
Раб. тел.: (495) 236-91-01.

Падерно Павел Иосифович, доктор технических наук, профессор, заслуженный деятель науки РФ, лауреат премии Правительства РФ в области образования, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ».

Адрес места работы: 197376, Санкт-Петербург, ул. Проф. Попова, д. 5.

Раб. тел.: (812) 346-44-87.
E-mail: pipaderno@list.ru

Пахарьков Геннадий Николаевич, кандидат технических наук, доцент, директор Регионального центра интегрированного медико-технического образования, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ».

Адрес места работы: 197376, Санкт-Петербург, ул. Проф. Попова, д. 5.

Раб. тел.: (812) 234-99-27.
E-mail: rcimto@mail.ru

Потрахов Евгений Николаевич, аспирант, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ».

Адрес места работы: 197376, Санкт-Петербург, ул. проф. Попова, д. 5.

Раб. тел.: (812) 234-35-59.
E-mail: gryaznov@freemail.ru

Потрахов Николай Николаевич, доктор технических наук, профессор, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ».

Адрес места работы: 197376, Санкт-Петербург, ул. проф. Попова, д. 5.

Раб. тел.: (812) 234-35-59.
E-mail: gryaznov@freemail.ru

Сазыкина Лидия Васильевна, кандидат биологических наук, член ПК «Медицинская кибернетика и информатика» РАМН, Научный центр сердечно-сосудистой хирургии им. А. Н. Бакулева РАМН.

Адрес места работы: 121552, Москва, Рублевское шоссе, 135.
Раб. тел.: (495) 414-75-52.
E-mail: l_saz@rambler.ru

Самойлов Владимир Олегович, доктор медицинских наук, профессор, Санкт-Петербургский государственный политехнический университет.

Адрес места работы: 195251, Санкт-Петербург, Политехническая ул., д. 29.

Раб. тел.: (812) 297-31-69.
E-mail: cell@infran.ru

Шукин Сергей Игоревич, доктор технических наук, профессор, Московский государственный технический университет им. Н. Э. Баумана.

Адрес места работы: 107005, Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5.

Раб. тел.: (499) 263-67-73, (499) 261-99-51.
E-mail: schookin@mx.bmstu.ru

Перечень статей, опубликованных
в 2009 году [№ 1(1)–6(6)]**Бионанотехнологии, биоэлектроника, биосенсорика**

Модель топологического кодирования цепных полимеров для бионической наноэлектроники. Часть 1. Топологический код и соответствия физических операторов триплетам кода/ *В. А. Карасев, В. В. Лучинин* [№ 1]

Миниатюрные аналитические системы биомедицинского назначения — лаборатории на чипе/ *Т. М. Зими́на* [№ 1]

Модель топологического кодирования цепных полимеров для бионической наноэлектроники. Часть 2. Молекулярная векторная машина и структура канонического набора физических операторов/ *В. А. Карасев, В. В. Лучинин* [№ 2]

Наносцинтилляторы для новых методик медицинской диагностики и терапии/ *Н. В. Классен, В. В. Кедров, В. Н. Курлов, О. А. Кривко, С. З. Шмурак, И. М. Шмытько, Е. А. Кудренко, А. П. Киселев, Н. П. Кобелев, А. В. Шехтман* [№ 3]

Синтез и применение наноразмерных пленок полиимида для создания микромеханических и газочувствительных сенсоров/ *С. И. Голоудина, В. М. Пасюта, В. В. Кудрявцев, В. П. Склизкова* [№ 4]

Клиническая иммунная экспресс-диагностика биологических патогенов с помощью динамической микротурбидиметрии в капиллярном чипе/ *А. В. Соловьев, Т. М. Зими́на* [№ 5]

О принципах построения цепных полимеров. I. Система пента-фрагментов/ *В. А. Карасев* [№ 5]

О принципах построения цепных полимеров. II. Пространственная структура системы пента-фрагментов и алгоритмы формирования вторичных структур/ *В. А. Карасев* [№ 6]

Оптоэлектроника в медицине

Поликомпонентный мониторинг процесса гемодиализа методом УФ-спектрометрии/ *А. М. Василевский, Г. А. Коноплев* [№ 1]

Лучевая диагностика

Сфера применения цифровых технологий в медицинской рентгентехнике и их фундаментальные ограничения/ *А. И. Мазуров* [№ 1]

Теоретические аспекты оценки взаимосвязи ультранизких электромагнитных излучений человеческого организма и окружающего пространства/ *Д. В. Белик* [№ 2]

Моделирование трансмиссионной ультразвуковой визуализации тканей/ *А. С. Кравчук* [№ 2]

Модулирующее воздействие электромагнитных полей на систему регуляции агрегатного состояния крови у крыс линии Vistar (экспериментальное исследование)/ *Т. И. Субботина, Д. А. Хасая* [№ 2]

Технология микрофокусной рентгенографии в стоматологии и челюстно-лицевой хирургии/ *Н. Н. Потрахов, А. Ю. Грязнов* [№ 3]

Некоторые проблемные вопросы электромагнитной экологии человека/ *Н. Б. Суворов* [№ 5]

Портативная установка для рентгеновского экспресс-контроля качества пищевой продукции/ *А. Ю. Грязнов, Е. Н. Потрахов, Н. Н. Потрахов* [№ 6]

Медицинские компьютерные технологии

Состояние и перспективы теоретико-экспериментальных исследований морфологии твердых тканей зубов (часть 1)/ *Э. П. Тихонов* [№ 1]

Распознавание фибрилляции предсердий в кардиологических системах диагностики и наблюдения/ *Л. А. Манило* [№ 2]

Математическая модель сердца/ *И. С. Лебеде́нко, Е. С. Новоселова, А. С. Ракитянская, Ю. А. Ефимцева* [№ 3]

Синергетический подход к моделированию функционального состояния биосистемы/ *Ю. И. Сенкевич, С. Л. Аврусин* [№ 3]

Состояние и перспективы теоретико-экспериментальных исследований морфологии твердых тканей зубов (часть 2)/ *Э. П. Тихонов* [№ 3]

Контроль глубины наркоза по спектральным параметрам ритма сердца/ *А. Н. Калиниченко, А. П. Немирко* [№ 4]

Частотная декомпозиция кардиофизиологических рядов на базе вейвлет-преобразования/ *А. В. Алпатов, М. Ю. Черных* [№ 4]

Обработка и анализ электрокардиосигнала в режиме реального времени/ *О. В. Мельник, А. А. Михеев* [№ 4]

Информация — живая вода медицины (Часть 1)/ *В. А. Лищук, Г. В. Лобачева, Е. С. Никитин, Д. Ш. Газизова, Л. В. Сазыкина, Б. И. Леонов, А. А. Горбач* [№ 4]

Построение подсистем преобразования и идентификации частотно-временных параметров биосигналов с использованием перцептронных сетей/ *В. Н. Локтюхин, С. В. Челебаев, А. В. Антоненко* [№ 5]

Определение оптимальных параметров транскраниальной электростимуляции на основе математической модели нейронных структур/ *А. В. Малыгин* [№ 5]

Информация — живая вода медицины. Часть 2. Контроль и анализ данных/ *В. А. Лищук, Г. В. Лобачева, Е. С. Никитин, Д. Ш. Газизова, Л. В. Сазыкина, Б. И. Леонов, А. А. Горбач* [№ 6]

Применение методов неинвазивной спектроскопии для исследования системы микроциркуляции крови при низкоинтенсивной лазерной терапии/ *А. В. Дунаев, Е. А. Жеребцов* [№ 6]

Системы мониторинга и диагностики здоровья

Информационные технологии как основа современной системы диспансеризации населения России/ *В. В. Шаповалов* [№ 1]

Организация телемедицинских консультаций в полярных экспедициях/ *Ю. И. Сенкевич* [№ 2]

Метод этиологической диагностики аллергии путем анализа параметров стимулирования свечения крови/ *А. В. Степанов, Л. П. Свиридов, Г. Г. Ахметели, Р. Р. Юсубов, К. Г. Коротков* [№ 3]

Технология оценки концентрации ионов в биожидкостях/ *З. М. Юлдашев, В. А. Аушева* [№ 3]

Синтез зондирующего сигнала для биоимпендансной спектроскопии/ *К. С. Бразовский, Я. С. Пеккер, Н. Г. Бразовская* [№ 4]

Разработка портативного комплекса для непрерывного дистанционного контроля физиологического состояния и местоположения человека/ *А. П. Бройко, Д. В. Гончаров, С. Б. Калинин* [№ 5]

Методология и методы оценки функционального состояния человека/ *В. О. Самойлов* [№ 6]

Технология информационной электромагнитной терапии заболеваний кровообращения/ *С. И. Щукин* [№ 6]

Биомеханика и биоматериалы

Интегральная компьютерная технология исследования состояния структур сердечно-сосудистой системы/ *П. И. Бегун, В. К. Сухов, О. В. Кривохижина, М. Ю. Смирнова* [№ 1]

Биотехнические реабилитационные системы

Проблемные вопросы объективизации оценки эффективности протезирования и ортезирования

пациентов с патологией нижних конечностей/ *Л. М. Смирнова* [№ 1]

Биотехнические системы

Биотехническая резонансная система ТЭС-терапии/ *А. В. Малыгин* [№ 2]

Поддержка принятия решения на основе нейро-нечеткой технологии при диагностике заболеваний желудочно-кишечного тракта/ *В. Н. Локтюхин, А. А. Черепнин* [№ 2]

Медико-технический менеджмент и образование

Метод оптимизации технического оснащения служб скорой медицинской помощи/ *Г. Н. Пахарьков, М. Х. Хаймур* [№ 2]

Европейский опыт подготовки специалистов медико-технического профиля/ *Л. Т. Сушкова* [№ 2]

Разработка курса лекций по новой дисциплине «Безопасность наноматериалов и процессов наноиндустрии»/ *В. В. Лучинин, И. К. Хмельницкий* [№ 4]

Формирование инфраструктуры образовательного процесса для наноиндустрии/ *А. В. Афанасьев* [№ 4]

Курс лабораторных работ по ультразвуковой доплеровской диагностике/ *А. Д. Юхнев, Ю. С. Чумаков, Е. А. Степанов* [№ 5]

Человеко-машинные системы

Автоматизация оценки напряженности деятельности оператора/ *А. А. Балхарет, П. И. Падерно* [№ 2]

Влияние интерфейса на состояние и здоровье оператора/ *Н. А. Назаренко, П. И. Падерно* [№ 6]