

Вестник УГАТУ

МОЛОДЕЖНЫЙ

2017. № 2 (17)



Молодежный Вестник УГАТУ
Ежемесячный научный журнал
№ 2 (17) / 2017

Учредитель и издатель:

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Уфимский государственный авиационный технический университет»

Журнал зарегистрирован Федеральной службой по надзору в сфере связи, информационных технологий и массовых коммуникаций.

Свидетельство о регистрации средства массовой информации Эл № ФС77-45257 от 1 июня 2011 г. и ПИ № ФС77-46326 от 26 августа 2011 г.

Редакционная коллегия:

Главный редактор: Месропян Арсен Владимирович,
и.о. проректора ФГБОУ ВО УГАТУ, д.т.н., проф.

Члены редакционной коллегии:

Ахмедзянов Дмитрий Альбертович, д.т.н., проф.

Минасова Наталья Сергеевна, к.т.н., доц.

Елизарьев Алексей Николаевич, к.г.н., доц.

Ответственный редактор: Михайлова Александра Борисовна, к.т.н.

Статьи, поступающие в редакцию, рецензируются.

За достоверность сведений, изложенных в статьях, ответственность несут авторы. Мнение редакции может не совпадать с мнением авторов материалов. При перепечатке ссылка на журнал обязательна.

Материалы публикуются в авторской редакции.

Адрес редакции:

450000, г. Уфа, ул. К. Маркса, д. 12, корп. 2, комн. 505, тел. 273-79-54

e-mail: mvugatu@yandex.ru

<http://www.fadet.ugatu.su/studentu/molodezhnyj-vestnik>

СОДЕРЖАНИЕ

ТЕХНИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ	6
Арсланова А. А., Насыров Р. В. Компоновка лекарственных препаратов по местам хранения	6
Бикметов И. Р., Парфирьев П. К., Денисова Е. А., Уразбахтина Ю. О. Устройство для мониторинга сердечной деятельности человека с возможностью стимулирования.....	9
Блинова А. Б., Уразбахтина Ю. О., Шаймарданова К. Р., Логинова И. Н. Технические структуры устройств для неинвазивного мониторинга концентрации глюкозы в крови	14
Богданов М. Р., Думчиков А. А., Сулейманов Б. И., Захаров А. А. Биометрический метод идентификации личности	19
Вахрамеев А. Ю., Лакман И. А. Проектирование и разработка клиническо-функционального регистра больных первичной открытоугольной глаукомой	25
Галлямова Ю. И. Термограф автоматизированный	28
Гилязетдинова Р. З., Тимуршина Э. Р. Роботизированные системы диагностики и реабилитации	31
Гиндулин Д. В., Насыров Р. В. Архитектура компьютерного тренажера для обучения студентов-медиков реанимационным мероприятиям больных сердечно-сосудистыми заболеваниями.....	37
Грачев Д. С., Насыров Р. В. Компьютерное моделирование позвоночника..	40
Даминова Э. А., Мирина Т. В. Устройство для пространственно-временного определения зон стопы	45
Денисова Е. А., Парфирьев П. К., Бикметов И. Р., Уразбахтина Ю. О. Аппарат для сенсорных воздействий при лечении психологических зависимостей.....	51
Диваева Э. Р., Зотова О. Ф., Агадуллина А. И. Добровольное медицинское страхование детей	54
Дусаев Д. Р. Система симуляционного обучения по оказанию первой доврачебной помощи	57
Кружков А. С., Насыров Р. В. Об одном подходе к созданию системы автоматизированного эксперимента в медицине.....	61
Кухта А. Э., Демин А. Ю. Бруксизмометр.....	64
Логинова И. Н., Уразбахтина Ю. О., Шаймарданова К. Р., Блинова А. Б. К вопросу применения электромеханических актуаторов в медицинской технике.....	70
Мулляров И. Ф., Сунарчин А. М. Анализ моделей ходьбы человека.....	75
Парфирьев П. К., Бикметов И. Р., Уразбахтина Ю. О., Денисова Е. А.	

Универсальная система для снятия биоэлектрических потенциалов с поверхности кожи пациента	78
Садикова Л. Ф., Лакман И. А. Решение задач классификации больных глаукомой на основе методов интеллектуального анализа данных	82
Тимуршина Э. Р., Гилязетдинова Р. З. Информационные системы в фармацевтическом обеспечении	88
Уразбахтин Р. Р. Искусственный желудочек сердца	93
Федорова Н. И., Камаева С. Н. Автоматизация информационного обмена в медицинских учреждениях	96
Хайруллина Г. Н. Об одном подходе к неинвазивному мониторингу гипербилирубинемии у новорожденных	101
Халикова А. А., Лакман И. А. Эконометрический анализ вероятности отторжения почки при трансплантации. оценка экономического бремени ХБП	104
Хисамутдинова Н. Р. Обработка последовательностей <i>DICOM</i> -файлов для построения <i>STL</i> -моделей	108
Хисматуллина З. Р., Шамратова В. Г., Шарафутдинова Л. А. Диагностическая эффективность учета объема клеток и характеристик их распределения в клинической практике	111
Хузягулова К. Л., Мирина Т. В. Об использовании электроокулографии в человеко-машинных интерфейсах	115
Шаймарданова К. Р., Уразбахтина Ю. О., Логинова И. Н., Блинова А. Б. К вопросу построения лектрокардиостимулятора на основе наногенератора	118
Шамсутдинова А. К., Закарина А. А., Зулкарнеев Р. Х. Перспективы применения бесконтактной термометрии в диагностике эндотелиальной дисфункции	122
Шестакова М. П. Электронное устройство для электростимуляции мышц и тканей человека	126
ЕСТЕСТВЕННЫЕ НАУКИ	129
Гимазиев Д. Р., Байков Д. Э., Калачева Э. И., Шингареева Л. А. Лучевая диагностика почек.	129
Имамгаязова К. Э., Зулкарнеев Р. Х. Капнографическая функциональная проба с когнитивной нагрузкой больных гипертонической болезнью. перспективы развития метода	134
Исламова Р. Р., Лакман И. А., Загидуллина А. Ш. Роль местных и общесоматических факторов в развитии первичной открытоугольной глаукомы.	138
Ишмуратова И. Н. Технические методы и средства лечения	

гипербилирубинемии новорождённых	142
Калачева Э. И., Байков Д. Э., Шингареева Л. А., Гимазиев Д. Р. Опыт использования системы pi-rads в клинике бгму.....	146
Калик А. А. Объективная диагностика слухового аппарата человека по его пульсу в современной аудиологии	150
Кашапов Ф. Ф., Хисматуллина З. Р. Нейровизуализационные корреляты тревожно-депрессивных расстройств и агрессивности: роль миндалины.....	154
Нафикова Р. М., Уразбахтина Ю. О. Разработка системы экспресс диагностики.....	161
Садртдинова И. И., Хисматуллина З. Р. Ультраструктурные особенности нейронов амигдалы при дефиците половых гормонов у крыс с повышенной судорожной готовностью	166
Шингареева Л. А., Байков Д. Э., Калачева Э. И., Гимазиев Д. Р. Подходы лучевой диагностики в отношении объемных образований надпочечников.	170
ТЕХНИЧЕСКИЕ НАУКИ	176
Маркина К.В., Кишалов А.Е. Моделирование горения авиационного керосина TC-1 в ANSYS CFX	176
Кишалов А. Е., Зародов Е. А. Термодинамический расчёт органического цикла Ренкина для энергоустановок малой мощности с использованием биотоплива	183
Кишалов А. Е., Ключев Н. А. Моделирование высотно-скоростных характеристик ТРДДФсм для самолетов V поколения в СИМ DVIGw	188
Кишалов А.Е., Султанов Р.И. Моделирование процесса горения в камере сгорания АЛ-31Ф.....	192
Маркина К.В., Кишалов А.Е. Моделирование конструкции компрессоров ПС-90А	198
Кишалов А. Е., Липатов В. Д. Трехмерное моделирование процессов горения в паровом котле.....	201

ТЕХНИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ

УДК 614.888.3

КОМПОНОВКА ЛЕКАРСТВЕННЫХ ПРЕПАРАТОВ ПО МЕСТАМ ХРАНЕНИЯ

Арсланова А. А., Насыров Р. В.

Одна из возможных постановок задачи оптимизации – минимизация массы контейнера с лекарственными препаратами путем равномерного распределения препаратов по нескольким контейнерам для различных бригад медицинской помощи. Данная задача – задача линейного программирования, в частности, транспортная задача. Предполагается, что задача в такой форме является более сложной, чем задача рюкзака типа, что может потребовать привлечения более мощных алгоритмов, чем симплекс-метод, в частности алгоритмы приближенного численного решения.

Транспортные модели – специальный класс задач линейного программирования. Эти модели часто описывают перемещение (перевозку) какого-либо товара из пункта отправления (исходный пункт) в пункт назначения (склад, магазин). Назначение транспортной задачи – определение объемов перевозок из пунктов отправления в пункты назначения с минимальной суммарной стоимостью перевозок. При этом должны учитываться ограничения, накладываемые на объемы грузов, имеющих в пунктах отправления (предложения), и ограничения, учитывающие потребность грузов в пунктах назначения (спрос). В транспортной модели предполагается, что стоимость перевозки по какому-либо маршруту прямо пропорциональна объему груза, перевозимого по этому маршруту. В общем случае транспортную модель можно применять для описания ситуаций, связанных с управлением запасами, управлением движением капиталов, составлением расписаний, назначением персонала.

Представление транспортной задачи в виде сети с m пунктами отправления и n пунктами назначения показано на рис. 1.

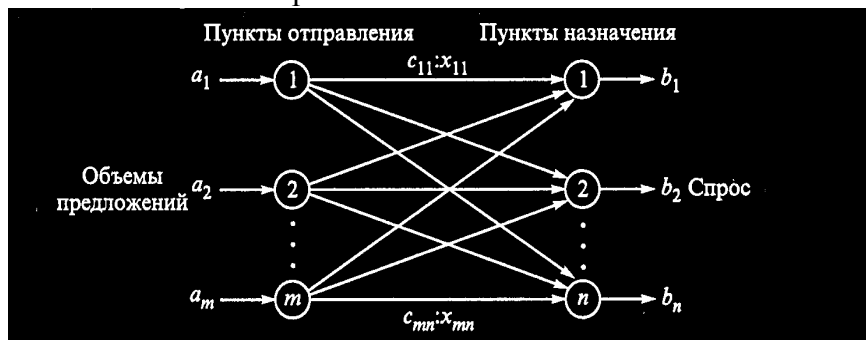


Рис. 1. Представление транспортной задачи в виде сети

Математическая модель транспортной задачи:

$$f = \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n c_{ij} \cdot x_{ij} \rightarrow \min, \quad k = 1..m * n, \quad (1)$$

где c_{ij} – масса одной упаковки i -го препарата в j -м контейнере (боксе), а x_{ij} – издержки (общая масса j -го контейнера).

Пункты отправления и назначения показаны в виде узлов сети. Дуги, соединяющие узлы сети, соответствуют маршрутам, связывающим пункты отправления и назначения. Два вида данных, которые соотносятся с дугой (i, j) , соединяющей пункт отправления i с пунктом назначения j : c_{ij} – стоимость перевозки единицы груза из пункта i в пункт j и x_{ij} – количество перевозимого груза. Объем грузов в пункте отправления i равен a_i , а объем грузов в пункте назначения j – b_j . Задача состоит в определении величин x_{ij} , минимизирующих суммарные транспортные расходы и удовлетворяющих ограничениям,

накладываемым на объемы грузов, необходимых в пунктах отправления (предложения) и пунктах назначения (спрос).

Задача размещения комплекта лекарственных средств по контейнерам состоит в определении неизвестных величин x_{ij} , где i – количество упаковок препарата, необходимых для определенной медицинской бригады, j – количество типовых боксов (контейнер), в которые попадут лекарственные препараты, минимизирующих суммарную массу препаратов и удовлетворяющих ограничениям, накладываемым на объемы грузов в пунктах отправления и пунктах назначения.

При моделировании задачи размещения лекарственных препаратов в типовые боксы (контейнеры) в виде транспортной задачи используются следующие соответствия между элементами задачи размещения и элементами транспортной модели, показанные в таблице 1.

Таблица 1

Соответствие элементов задачи размещения и элементов транспортной модели

Транспортная модель	Модель размещения
Пункт отправления i	Количество i препаратов, необходимых для определенной медицинской бригады
Пункт назначения j	Количество j типовых контейнеров
Предложение a_i в пункте отправления i	Количество упаковок препаратов, которое требуется разместить
Спрос b_j в пункте назначения j	Суммарный объем препаратов, которые попадут в j -ый контейнер
Стоимость c_{ij} перевозки из пункта i в пункт j	Масса одной упаковки i -го препарата

Например, для медицинской бригады исходные данные задачи линейного программирования будут выглядеть, как представлено в таблице 2.

Таблица 2

Исходные данные для оптимизационной задачи

Препарат	Объем упаковки	Количество ампул на 10 пораженных	Масса упаковки
Адреналина гидрохлорид	0.25	20	30
Кальция хлорид	0.58	30	212
Но-шпа	0.25	25	57.5
Сульфокамфокаин	0.25	30	57.5
Гемодез	1.24	20	730
Желатиноль	1.24	20	730
Полиглюкин	1.24	100	730
Реополиглюкин	1.24	10	730
Трисоль	1.24	50	730
Анальгин (пенталгин)	0.25	10	57.5
Кофеин-бензоат натрия	0.25	15	30

Допустим, количество препаратов i , необходимых для медицинской бригады, равно 11.

Суммарный объем препаратов, которые попадут в j -ый контейнер (контейнеры

одинакового объема), $b_j = 120$ литров.

Количество упаковок препаратов a_i , которое требуется разместить, вычисляется делением количества ампул на 10 пораженных, взятых из таблицы 2, на количество ампул в упаковке, т.е. $a_i = \{2, 3, 5, 3, 20, 20, 100, 10, 50, 1, 2\}$.

Количество типовых контейнеров j – это результат деления с округлением в большую сторону – рассчитывается по формуле

$$j = \frac{V_{полн}}{V_{max}} = \frac{\sum_{i=1}^{11} (m_i * a_i)}{120} \quad (2)$$

$$j = \frac{V_{полн}}{V_{max}} = \frac{253}{120} = 2.1 \approx 3$$

Масса одной упаковки i -го препарата согласно таблице 2 $c_{ij} = \{30, 212, 57.5, 57.5, 730, 730, 730, 730, 730, 57.5, 30\}$.

Дополнительным ограничением является объем каждой упаковки.

Общие суммарные затраты, связанные с реализацией плана перевозок, можно представить целевой функцией, представленной формулой 1.

Целевая функция:

$$\begin{aligned} f = & 30x_{11} + 30x_{12} + 30x_{13} + 212x_{21} + 212x_{22} + 212x_{23} + 57,5x_{31} + \\ & + 57,5x_{32} + 57,5x_{33} + 57,5x_{41} + 57,5x_{42} + 57,5x_{43} + 730x_{51} + \\ & + 730x_{52} + 730x_{53} + 730x_{61} + 730x_{62} + 730x_{63} + 730x_{71} + \\ & + 730x_{72} + 730x_{73} + 730x_{81} + 730x_{82} + 730x_{83} + 730x_{91} + \\ & + 730x_{92} + 730x_{93} + 57,5x_{101} + 57,5x_{102} + 57,5x_{103} + 30x_{111} + \\ & + 30x_{112} + 30x_{113} \end{aligned}$$

при ограничениях

$$x_{11} + x_{12} + x_{13} \geq 2$$

$$x_{21} + x_{22} + x_{23} \geq 3$$

$$x_{31} + x_{32} + x_{33} \geq 5 \quad 0,25x_{11} + 0,58x_{21} + 0,25x_{31} + 0,25x_{41} + 1,24x_{51} + 1,24x_{61} +$$

$$x_{41} + x_{42} + x_{43} \geq 3 \quad + 1,24x_{71} + 1,24x_{81} + 1,24x_{91} + 0,25x_{101} + 0,25x_{111} \leq 120$$

$$x_{51} + x_{52} + x_{53} \geq 20 \quad 0,25x_{12} + 0,58x_{22} + 0,25x_{32} + 0,25x_{42} + 1,24x_{52} + 1,24x_{62} +$$

$$x_{61} + x_{62} + x_{63} \geq 20 \quad + 1,24x_{72} + 1,24x_{82} + 1,24x_{92} + 0,25x_{102} + 0,25x_{112} \leq 120$$

$$x_{71} + x_{72} + x_{73} \geq 100 \quad 0,25x_{13} + 0,58x_{23} + 0,25x_{33} + 0,25x_{43} + 1,24x_{53} + 1,24x_{63} +$$

$$x_{81} + x_{82} + x_{83} \geq 10 \quad + 1,24x_{73} + 1,24x_{83} + 1,24x_{93} + 0,25x_{103} + 0,25x_{113} \leq 120$$

$$x_{91} + x_{92} + x_{93} \geq 50 \quad x_{ij} \geq 0, i = 1 \dots 11, j = 1, 2, 3$$

$$x_{101} + x_{102} + x_{103} \geq 1$$

$$x_{111} + x_{112} + x_{113} \geq 2,$$

Транспортная задача разрешима только в случае, если соблюдается условие баланса $\sum a_i = \sum b_j$. В данной задаче условие не выполняется, следовательно, задача является несбалансированной, поэтому допустим, что необходимо полностью заполнить первый контейнер, а оставшиеся препараты разместить по второму и третьему контейнерам.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Шапкин, А.С. Задачи по высшей математике, теории вероятностей, математической статистике, математическому программированию с решениями: Учебное пособие / А.С. Шапкин, В.А. Шапкин. – 7-е изд. – М.: Издательско-торговая корпорация «Дашков и К», 2010. – 432 с.
2. Лунгу, К.Н. Линейное программирование. Руководство к решению задач. – М.: Физматлит, 2005.
3. Триус, Е.Б. Задачи математического программирования транспортного типа. – М.: Радио и связь, 1977.

ОБ АВТОРАХ



Арсланова Альфия Альфировна, магистр каф. технической кибернетики УГАТУ, диплом бакалавра по специальности «Информатика и вычислительная техника» (УГАТУ, 2016). Компонировка лекарственных препаратов по местам хранения.

e-mail: afa-arslanova@mail.ru



Насыров Рашит Вильевич, к.т.н, к.фарм.н., доцент, доцент кафедры технической кибернетики УГАТУ. Исследования в области анализа биомедицинских данных, моделирования и управления биомедицинскими процессами, принятия решений и фармацевтического обеспечения.

e-mail: docentapris@gmail.com

УДК 616.71

УСТРОЙСТВО ДЛЯ МОНИТОРИНГА СЕРДЕЧНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ЧЕЛОВЕКА С ВОЗМОЖНОСТЬЮ СТИМУЛИРОВАНИЯ

Бикметов И. Р., Парфирьев П. К., Денисова Е. А., Уразбахтина Ю. О.

Электрический потенциал (биопотенциал) - является электрической характеристикой взаимодействия зарядов исследуемой живой ткани. Биопотенциалы возникают во всех мышцах и нервах живого организма. Они могут быть обнаружены в любой живой клетке или органе.

Элементарной биологической ячейкой, производящей электрическую энергию, является отдельная клетка. Разность потенциалов между возбужденной и невозбужденной частями клетки возникает таким образом, что потенциал возбужденной части всегда меньше потенциала невозбужденной части. Также возникает биопотенциал между различными участками тканей. Эта разность электрических потенциалов в одних случаях имеет главное, а в других - побочное значение для жизнедеятельности организма и является сопутствующим фактором его деятельности. Биопотенциалы не являются постоянными величинами, а изменяются в зависимости от физико-химического состояния клетки или ткани, концентрации и состава соприкасающихся с ними солевых растворов

[1].

Вследствие того, что биопотенциалы несут большое количество информации о состоянии живого организма, данный тип биологической информации получил достаточно большое распространение в диагностической медицине, а именно в таких ответвлениях, как электроэнцефалография, электрокардиография, электромиография, электронейрография и т.д. В данной работе будет более полно рассмотрена электрокардиография.

Электрокардиография – это регистрация электрической активности мышцы сердца, возникающей в результате ее возбуждения. Впервые запись электрокардиограммы произвел в 1903 г. с помощью струнного гальванометра голландский физиолог Эйнтховен. Он же первым в 1906 г. использовал этот метод для диагностики. И он же ввел понятие 3-х стандартных отведений: I отведение – правая и левая рука, II – правая рука и левая нога, III – левая рука и левая нога (рис. 1). При усиленных отведениях регистрируется разность потенциалов между активным электродом на одной из конечности и индифферентным, образованным электродами на двух других конечностях. При отведении aVR активный электрод находится на правой руке, aVL – на левой, а aVF – левой ноге. Усиленные отведения служат для получения большей амплитуды элементов электрокардиограммы [2].

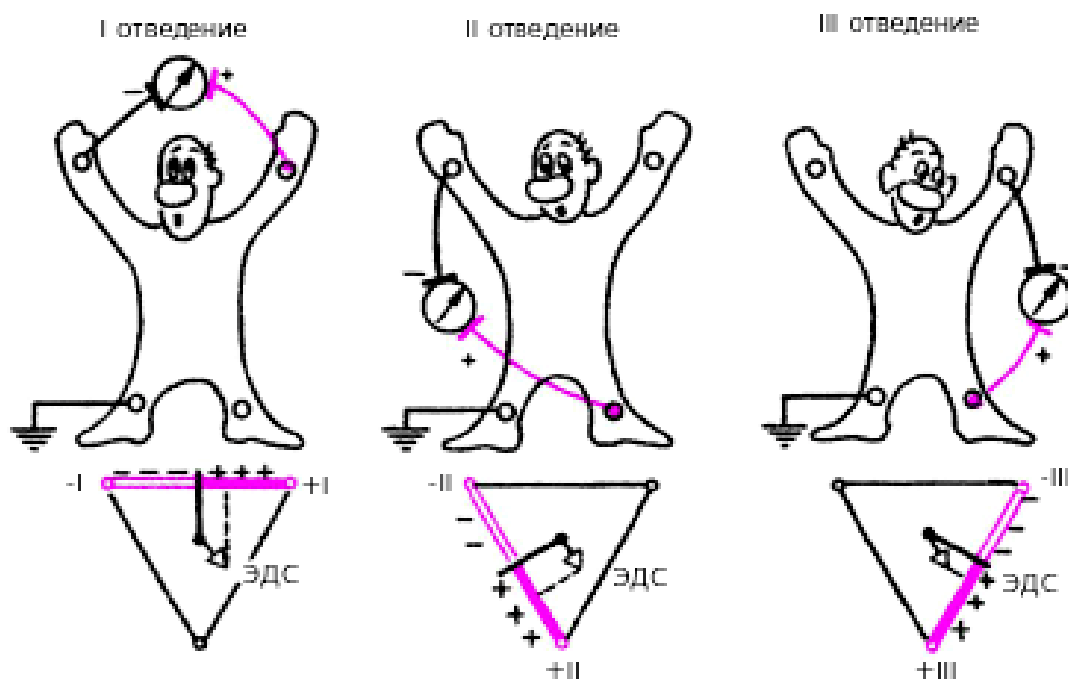


Рис. 1. Схема стандартных отведений по Эйнтховену

В настоящее время электрокардиография является одним из ключевых методов при обследовании и диагностики сердечно сосудистых заболеваний, а также одним из главных жизненно важных параметров, рассматриваемых при наблюдении пациента в тяжелом состоянии. Для этих целей зачастую применяются различного рода прикроватные мониторы, позволяющие оперативно следить за состоянием пациента, а также при необходимости записывать данные, снимаемые с него [3].

Предлагаемая система позволяет следить за состоянием пациента, производить запись на накопительное устройство или производить печать данных, так же оно оборудовано системой оповещения и системой стимуляции для устранения первичных признаков аритмий и навязывания необходимого ритма сердечных сокращений в случае, если это необходимо. Рассмотрим структурную схему данного устройства на рис. 2.

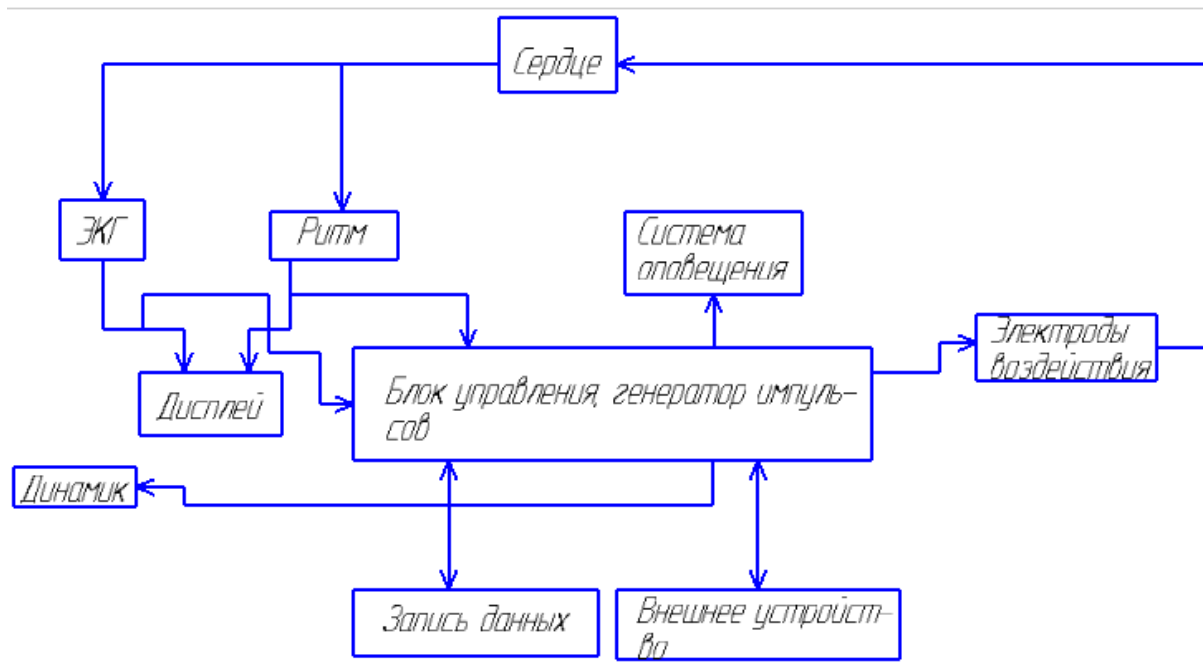


Рис. 2. Структурная схема разрабатываемого прибора

Как мы видим данное состоит из следующих блоков:

- блок управления и генератор импульсов;
- электроды для снятия ЭКГ;
- динамик;
- дисплей;
- электроды, предназначенные для ЭКГ.

Данная схема работает следующим образом: с сердца при помощи электродов для снятия биопотенциалов снимается электрокардиограмма, она усиливается при помощи однополярных усилителей, далее сигнал фильтруется и поступает на пиковый детектор, где выделяются интервал $R-R$, после чего поступает на микроконтроллер со встроенным АЦП, где происходит его обработка и расчет задающего воздействия в соответствии с заложенной в микропроцессор программой, после чего данные поступают на дисплей. Также с определенной периодичностью записываются на устройство записи данных, откуда его можно изъять посредством внешнего устройства, такого как флеш-накопитель, или распечатать. Для ситуации остановки сердца присутствует система оповещения, а также оповещение посредством динамика. Вся информация о ЭКГ и воздействии передается на ЖК дисплей.

Данная схема включает в себя следующие блоки, как показано на рис. 3.

Входные усилители, построенные на схемах $DA1$, $DA6$, $DA10$ ($LMP7731$), предназначены для предварительного усиления кардиосигнала и включены по не инвертирующей схеме включения.

В связи со сложностью получения нулевой точки ее часто получают искусственно, путем усреднения сигналов, получаемых с электродов, расположенных на правой, левой руке и левой ноге. После чего усредненный сигнал подается на один из входов микроконтроллера, который производит сравнение получаемых сигналов с ним и программно выполняет роль дифференциального усилителя.



Микросхема *DA11* (*MPC506A*) представляет собой аналоговый мультиплексор, который управляет аналоговыми напряжениями, имеющими размах амплитуды 20 В. Адресные входы определяют, какой из каналов включен. При высоком уровне входного напряжения на входе *Enable* все каналы отключены. Управление адресными входами выполняет микроконтроллер.

ФВЧ второго порядка построим на основе ОУ DA3 (LMP7731) по структуре Саллена-Ки. Воспользуемся схемой с многопетлевой обратной связью. А ФНЧ второго порядка DA4 по структуре Саллена-Ки. Данные фильтры построены на основе ОУ LMP7731.

Электрокардиосигнал в цифровом виде обрабатывается в микроконтроллере DD1 (MSC1210).

Микросхема DA12 (DAC081C081) представляет из себя 8 разрядный ЦАП, предназначенный для обеспечения необходимого воздействия на пациента. Она может обеспечивать выходное напряжение до 5.5 вольт.

Микросхема DA13 (LMP7707) представляет из себя ОУ, предназначенный для усиления воздействующего на пациента сигнала в 2 раза.

Разъем XS1 предназначен для подключения к плате LE дисплея. Разъем XS2, XS3 предназначаются для подключения USB портов для подключения флеш-карт и внешних устройств. Разъем XS4 предназначается для подключения электродов, снимающих кардиосигнал с пациента. Разъем XS5 является разъемом для питания схемы. Разъем XS6 предназначается для подключения электродов воздействия.

Расчеты усилителей производятся в соответствии со схемой представленной Картером и Манчини в книге «Операционные усилители для всех» [5].

Таким образом, мы получили систему довольно простую в обращении и ремонте, обладающую достаточной точностью, выполненную с учетом технических требований и отвечающую современным потребностям. В нем присутствуют системы фильтрации, что позволяет снизить уровень шумов, что позволит повысить информативность сигнала. Данным прибором можно пользоваться в отделениях интенсивной терапии, а также в отделениях скорой помощи для обеспечения временной стимуляции сердца. Несмотря на то, что данное устройство находится на начальном уровне разработки, следующим шагом является сборка пробного образца на либо на представленных элементах, либо на элементах, способных заменить представленные в работе с минимальными потерями характеристик и проведение тестов для определения работоспособности системы.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Орлов Ю.Н., Электроды для измерения биоэлектрических потенциалов // МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, 2006 г.
2. Анатомия и физиология проводящей системы сердца // Клиническая аритмология / Под ред. проф. А. В. Ардашева. — М.: МЕДПРАКТИКА-М, 2009. — С. 35—41. — 1220 с.
3. Ахутин В.М., Немироко А.П., Попечителей Е.П. Биотехнические системы: Теория и проектирование, учебное пособие // ГОУ ОГУ, 2008 г., 204 стр.
4. К. В. Зайченко, О. О. Жаринов, А.Н. Кулин Съём и обработка биоэлектрических сигналов, учебное пособие // СПбГУАП. СПб, 2001., 140 с.
5. Картер Б. и Манчини Р., Третье издание. Операционные усилители для всех // Додэка, 2011., 530 с..
6. Гусев. В. Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и методы воздействия на него: Учебное пособие / В. Г. Гусев. — М.: Машиностроение, 2004., 597 с.

ОБ АВТОРАХ

Бикметов Ильдар Радикович, магистрант кафедры электроники и биомедицинских технологий УГАТУ, степень бакалавра по биотехническим системам и технологиям (УГАТУ, 2016). Тема выпускной-квалификационной работы: Биоуправляемый не имплантируемый кардиостимулятор.

e-mail: asazay19@gmail.com



Парфирьев Павел Константинович, магистрант кафедры электроники и биомедицинских технологий УГАТУ, степень бакалавра по биотехническим системам и технологиям (УГАТУ, 2016). Тема выпускной-квалификационной работы: Биоэлектрический протез верхних конечностей.

e-mail: viper335@yandex.ru



Денисова Евгения Андреевна, магистрант кафедры электроники и биомедицинских технологий УГАТУ, степень бакалавра по биотехническим системам и технологиям (УГАТУ, 2016). Тема выпускной-квалификационной работы: Аппарат для сенсорных воздействий при лечении психологических заболеваний.

e-mail: ddenissowa@mail.ru



Уразбахтина Юлия Олеговна, декан факультета авионики, энергетики и инфокоммуникаций, ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический университет», кандидат технических наук, доцент кафедры Электроники и биомедицинских технологий

e-mail: urjuol@mail.ru

УДК 616-71

**ТЕХНИЧЕСКИЕ СТРУКТУРЫ УСТРОЙСТВ ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОГО
МОНИТОРИНГА КОНЦЕНТРАЦИИ ГЛЮКОЗЫ В КРОВИ**

Блинова А. Б., Уразбахтина Ю. О., Шаймарданова К. Р., Логинова И. Н.

В современном мире одним из самых распространенных заболеваний является сахарный диабет. По данным государственного регистра сахарного диабета на 2015 год в Российской Федерации сахарным диабетом страдают более четырех миллионов человек, из них 3.705.102 человека больны сахарным диабетом второго типа, 340.462 человека – сахарным диабетом первого типа. В связи с этим остро встал вопрос о создании устройства, способного определять концентрацию сахара в крови неинвазивным методом,

то есть без нарушения целостности кожного покрова.

Существует устройство, которое определяет уровень глюкозы в крови с помощью термисторных датчиков.

В классе термисторных датчиков используется эффект изменения электрического сопротивления материала под воздействием температуры [1]. Обычно в качестве термисторов используют полупроводниковые материалы, как правило, оксиды различных металлов. В результате получают датчики с высокой чувствительностью. Однако большая нелинейность позволяет использовать термисторы лишь в узком диапазоне температур. Термисторы имеют невысокую стоимость и могут изготавливаться в миниатюрных корпусах, позволяя увеличить тем самым быстродействие.

Существует два типа термисторов, использующих положительный температурный коэффициент – когда электрическое сопротивление растет с повышением температуры и использующих отрицательный температурный коэффициент – здесь электрическое сопротивление падает при повышении температуры. Термисторы не имеют определенной температурной характеристики. Она зависит от конкретной модели прибора и области его применения.

Основными достоинствами термисторов является их высокая чувствительность, малые размеры и вес, позволяющие создавать датчики с малым временем отклика. Безусловно, невысокая стоимость так же является их достоинством, позволяя встраивать датчики температуры в различные приборы.

К недостаткам можно отнести высокую нелинейность термисторов, позволяющую их использовать в узком температурном диапазоне. Большое количество моделей с различными характеристиками и отсутствие единого стандарта, заставляет производителей оборудования использовать термисторы только одной конкретной модели без возможности замены.

Устройство для неинвазивного определения концентрации глюкозы в крови с использованием термисторных датчиков, структурная схема которого представлена на рис.1, работает следующим образом. Сигналы с датчиков $T1$ и $T2$ усиливаются операционными усилителями ОУ и подаются на вход коммутатора [2]. Если сборки содержат по одному термистору, то используют два ОУ. При этом термистор измеряет температуру, а тепловой поток, пропорциональный разности температуры термистора и окружающей среды, определяют с помощью калибровки. Если сборки содержат по два термистора для непосредственного измерения локального теплового потока, то используют четыре ОУ (ОУ_{1,2} в первой сборке и ОУ_{3,4} - во второй) для измерения сигналов с каждого термистора, при этом тепловой поток пропорционален разности температур, регистрируемых каждым термистором в сборке. Усилители постоянно соединены с источником питания, что обеспечивает удержание теплового режима работы датчиков. Генератор импульсов вырабатывает управляющие импульсы для коммутатора с большим интервалом между посылками (время импульсов порядка 1 сек каждого с интервалом между посылками - паузой молчания 1-10 мин), которые обеспечивают последовательное переключение коммутатора с одного канала измерения на другой в режиме быстрого измерения и отключение в паузе молчания с помощью электронного ключа электрического питания от всех модулей (за исключением усилителей и процессора с целью экономии энергоресурсов). Далее преобразователь преобразует аналоговый сигнал в цифровой, который поступает в микропроцессор, выполняющий функцию обработки информации, ее хранения и отправки через радиопередающий модуль на радиоприемный модуль базового блока. Микропроцессор обрабатывает также приходящие с компьютера управляющие сигналы и передает их в калибратор, который устанавливает рабочую точку каждого ОУ на линейном участке усиления путем изменения в мостовой схеме на входе в ОУ величины сопротивления опорного электронного резистора, регулирует температурный интервал и осуществляет градуировку входных сигналов путем изменения коэффициента усиления ОУ. Интерфейс обеспечивает

согласование микропроцессора и радиопередающего модуля, а также включает устройство звуковой или (и) световой сигнализации при достижении опасных концентраций глюкозы в крови, т.е. верхнего и нижнего критического значения температуры, которая отражает критические величины концентрации сахара в крови. Блок электропитания состоит из химических элементов питания, которые работают в ресурсосберегающем режиме путем отключения в период паузы от всех модулей за исключением усилителей и процессора.

Базовый блок принимает радиосигнал с передающего средства носимого блока и через интерфейс связи передает данные в компьютер для вычисления концентрации глюкозы и представления результатов на дисплее в виде цифровой и графической информации. Базовый блок передает также управляющие сигналы через радиопередающий модуль на носимый блок.

В результате взаимодействия носимого и базового блоков выбирается оптимальный температурный интервал измерения в соответствии с усредненной текущей температурой окружающих участков кожного покрова и тем самым обеспечивается максимальная аппаратная чувствительность измерительной схемы, позволяющая измерять температуру с точностью не менее 0.01°C и улучшается соотношение сигнал/шум.

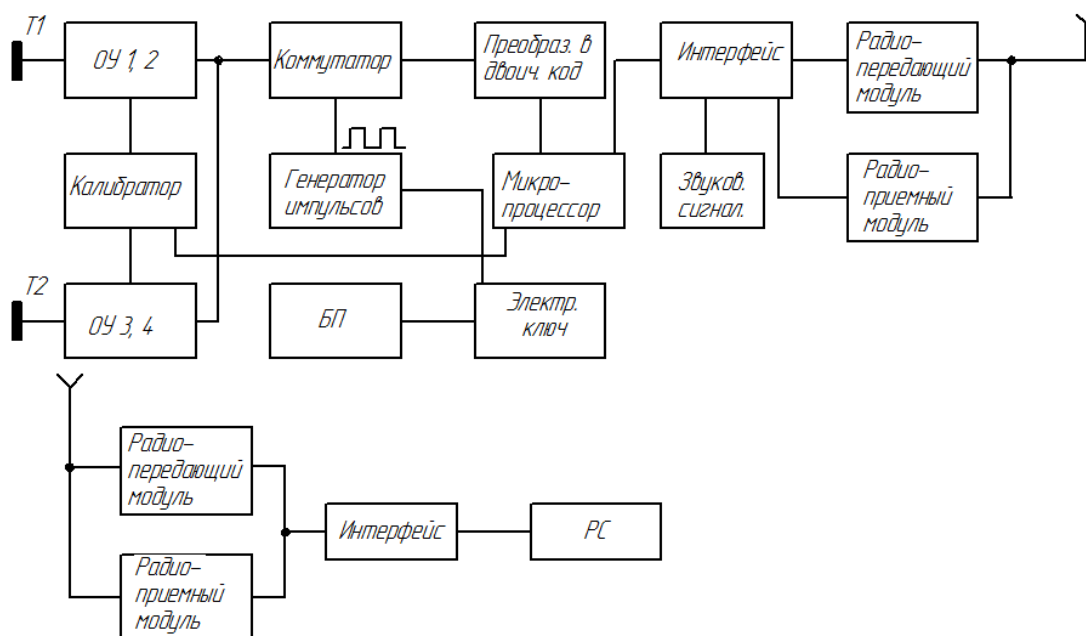


Рис. 1. Структурная схема устройства для неинвазивного определения концентрации глюкозы в крови с использованием термисторных датчиков.

Данное устройство имеет недостатки:

1) Невозможность создания компактной конструкции, удобной для использования вне лечебного учреждения, так как в комплектацию устройства включены два блока - носимый и базовый, снабженные приемно-передающими средствами, компьютер с дисплеем, а также специальный калибратор для обработки информации и определения концентрации глюкозы в крови.

2) Использование при проведении анализа термисторных датчиков, которые приклеивают на кожу или имплантируют под кожу пациента в точках измерений, сопровождается травмированием кожного покрова и может вызвать инфицирование, особенно у больных сахарным диабетом, так как в этом случае наблюдается нарушение трофики тканей, повышение проницаемости и ломкости сосудов, замедление регенерации кожи, что ведет к быстрому развитию воспалительной реакции.

Ещё одним вариантом реализации неинвазивного глюкометра является устройство для неинвазивного измерения глюкозы в крови с помощью датчика измерения

температуры, размещенного в ухе человека.

Данная методика реализует способ обнаружения инфракрасного излучения, испускаемого естественным человеческим телом посредством использования инфракрасного детектора с комбинацией соответствующих фильтров, таких как отрицательный корреляционный фильтр, узкополосный фильтр или других фильтрующих устройств.

Метод основан на обнаружении того факта, что естественное инфракрасное излучение от человеческого тела, в частности от барабанной перепонки, модулируется состоянием излучающей ткани. Спектральная излучательная способность человеческого инфракрасного излучения от барабанной перепонки состоит из спектральной информации анализа крови. Эта информация пропорциональна концентрации анализируемого вещества в крови, в данном случае концентрации глюкозы.

Приведем принцип работы прибора, схематично изображенного на рис.2.

Инфракрасное излучение от исследуемого объекта 1 принимается оптическим устройством [3]. Прибор состоит из рефлектора 3 (для вставки, например, в ушной канал) с пластиковой крышкой 2, ИК-оптической системы, которая включает в себя инфракрасный волновод 4, оптический вентиль 5; регистрирующей системы с электроникой 8, микрокомпьютера 9 и дисплейной системой 10. Система обнаружения состоит из оптического инфракрасного фильтра 6 и детектора 7, чувствительного в инфракрасной области излучения человеческого тела.

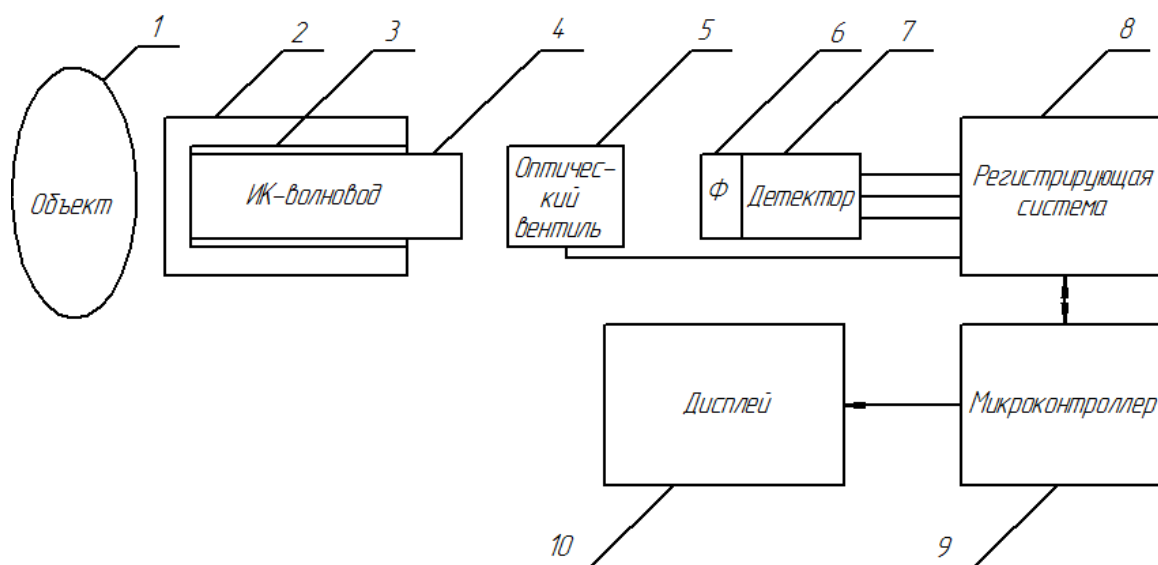


Рис.2. Упрощенная схема устройства для неинвазивного измерения глюкозы в крови с помощью датчика измерения температуры, размещенного в ухе человека

Недостатками этого устройства являются сложность конструкции датчика, включающего в себя специальные фильтры для выделения определенных частей спектра теплоизлучения, и его недостаточная чувствительность. Кроме того, устройство позволяет определять только один параметр - радиационную температуру, что недостаточно для расчета соответствующих значений концентрации глюкозы крови.

Несмотря на компактную конструкцию, что является несомненным достоинством, устройство с использованием датчика измерения температуры на основе метода регистрации инфракрасного излучения не может проводить измерение концентрации сахара в крови с требуемой степенью точности. Поэтому предпочтение следует устройству с использованием термисторных датчиков. Его конструкция заметно более громоздка, но точность измерений наиболее приближена к результатам инвазивных глюкометров. Если удастся создать более компактное и одновременно бюджетное устройство на базе термисторных датчиков, оно вполне сможет соперничать с

современными глюкометрами.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Группа проектов КипИнфо [Электронный ресурс]. - <http://www.kipinfo.ru> – (дата обращения: 6.02.2017)
2. Шмелев В.М., Бобылев В.М., Тихонов А.М., Демин О.В. Устройство для неинвазивного определения концентрации глюкозы (варианты) // Патент России № 2233111. заявл. 25.12.2002; опубл. 27.07.2004.
3. Вон Сак Янг, Йюн Ок Ким Устройство для измерения концентрации глюкозы в крови // Патент №2122208. заявл. 26.10.1990; опубл. 20.11.1998.

ОБ АВТОРАХ



Блинова Алла Борисовна, студентка 4 курса кафедры электроники и биомедицинских технологий УГАТУ, направления «Биотехнические системы и технологии»

e-mail: alla.blinova.95@mail.ru



Уразбахтина Юлия Олеговна, доцент, кандидат технических наук, декан факультета АВИАТ.



Шаймарданова Кристина Ринатовна, студентка 4 курса кафедры электроники и биомедицинских технологий УГАТУ, направления «Биотехнические системы и технологии».



Логинова Ирина Николаевна, студентка 4 курса кафедры электроники и биомедицинских технологий УГАТУ, направления «Биотехнические системы и технологии».

БИОМЕТРИЧЕСКИЙ МЕТОД ИДЕНТИФИКАЦИИ ЛИЧНОСТИ

Богданов М. Р., Думчиков А. А., Сулейманов Б. И., Захаров А. А.

1. Введение

Современный бизнес, телекоммуникации, банковская система, работа гос. органов невозможны без технологий, обеспечивающих доверие. Традиционные способы аутентификации, использующие пароли, слишком уязвимы для хакеров, поэтому в настоящее время все шире начинают применяться мультимодальные системы идентификации личности. В качестве примера можно привести некоторые веб-приложения, анализирующие моторные реакции пользователя или использующие алгоритмы распознавания лиц. Таким образом, в частности, идентифицируются слушатели ресурса coursera.org. Производители мобильных устройств постепенно вводят в обиход сканеры сетчатки и отпечатков пальцев. Указанные выше системы идентификации выделяют из биометрических данных индивидуальные особенности человека и сравнивают их с набором шаблонов в базе данных [1-10].

Рассмотрим некоторые биометрические методы идентификации, используемые в настоящее время.

2. Распознавание лиц

Данная технология призвана осуществлять автоматическое распознавание оцифрованных фотографий. Для этого используется целый ряд алгоритмов [1]. Такие алгоритмы делятся на категории в зависимости от метода обработки геометрических характеристик лиц. Так, для распознавания лиц используются линейный дискриминантный анализ и нейронные сети [11-13]. Проблемой методов распознавания, основанных на анализе геометрических признаков является чувствительность к различным условиям освещенности и различным выражениям лица. Более продвинутым методом распознавания лиц является их оцифровка с помощью трехмерных лазерных сканеров и дальнейшее распознавание методами соответствия поверхности и соответствия шаблонам. Данный метод не зависит от освещенности [14-16].

3. Распознавание по радужной оболочке глаз

Идею о том, что распознавание радужной оболочки глаз можно использовать для идентификации личности высказал в 1936 году офтальмолог Франк Бурх. В 1985 году ученые Леонард Фром и Алан Сафир высказали предположение, что в мире нет двух одинаковых радужек. В 1995 Флом, Сафир и Даугман предложили первый коммерческий прототип устройства идентификации по радужке. В 1997 году Уилдис предложил алгоритм автоматической сегментации на основе циркулярного преобразования Хауга. Кроме того применялись такие алгоритмы распознавания радужки, как вейвлет-преобразование, нейронные сети и алгоритмы нечеткой логики [17]. В 2000-м году были предложены такие алгоритмы распознавания, как многоканальная фильтрация Габора, двухмерное вейвлет-преобразование Хаара [18].

4. Распознавание голоса

Форманта зависит от голосового тракта, гортани, состояния носоглотки, движения губ. Эти физиологические характеристики инвариантны для каждого индивидуума, однако, голос человека меняется со временем, он зависит от состояния здоровья и эмоционального состояния [19-21].

Для распознавания голоса применяется скрытая Марковская модель, использующая гауссиановские или мультигауссиановские распределения, локальный дискриминационный анализ, кластеризация на основе К-средних, искусственные нейронные сети [22].

5. Распознавание по ладоням

Область между пальцами и запястьем известна как ладонь. Различные алгоритмы распознавания основаны на анализе внешнего вида ладоней, папиллярных узоров и текстуры на коже. В 2008 году был предложен метод идентификации по ладоням на основе главных компонент (PCA), затем начали применяться такие методы, как анализ независимых компонент (ICA), локально-сохраненные проекции (LPP), линейный дискриминационный анализ (LDA) [23-25].

Характеристики некоторых методов биомедицинской идентификации личности приведены в таблице 1.

Таблица 1

Характеристики некоторых методов биомедицинской идентификации личности

Метод идентификации	Уникальность	Производительность	Удобство использования
Распознавание лиц	Высокая	Средняя	Высокая
Распознавание радужной оболочки	Высокая	Высокая	Средняя
Распознавание голоса	Низкая	Низкая	Средняя
Распознавание ладоней	Средняя	Средняя	Высокая
Распознавание ЭКГ	Высокая	Высокая	Средняя

Нужно сказать, что хакеры не стоят на месте. Оказывается, традиционные алгоритмы биометрической идентификации можно обмануть с помощью силиконовых масок и отпечатков пальцев, а также специально изготовленных контактных линз. Проблема оказалась настолько серьезной, что ряд организаций, таких как CITEr (*Center for Identification Technologies Research*) ежегодно проводят конкурсы на разработку решений, позволяющих отличить, например, настоящий отпечаток пальца от силиконового.

Решение проблемы видится в использовании таких биометрических параметров, как электрокардиограммы, электроэнцефалограммы и ДНК.

Остановимся на идентификации личности с помощью электрокардиограмм подробнее.

6. Идентификация личности с помощью электрокардиограмм

Было установлено, что электрокардиограммы уникальны, присутствуют у всех живых людей и их очень трудно подделать. При этом существует несколько конкурирующих подходов в области распознавание ЭКГ и неясно какому из них отдать предпочтение [26].

Методы биометрической идентификации личности использует определенные статистические методы для выявления уникальных физиологических или поведенческих характеристик людей с целью их дальнейшей идентификации.

Несколько слов о физиологии сердечных сокращений. При сокращении сердечная мышца ведет себя как совокупность соединенных между собой электрических диполей. Электрическую активность сердца можно охарактеризовать как электромагнитный вектор, зависящий от времени. Его проекции на разные участки тела называются отведениями. Сигналы, записанные с разных отведений, содержат различную информацию, однако, в каждом отведении можно выделить так называемый P, Q, R, S, T — комплекс (рис. 1).

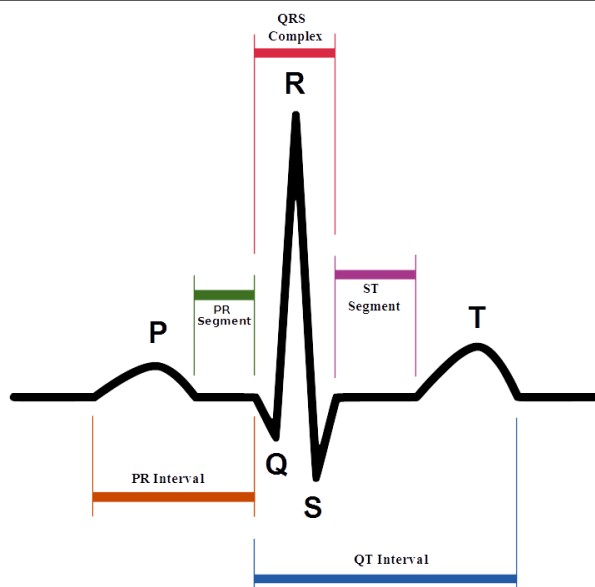


Рис. 1. PQRST-комплекс

Динамика дипольного вектора и его проекций на теле человека под влиянием электрических проводящих путей внутри сердца, геометрические характеристики самого сердца, его положения в грудной клетке, а также неоднородности объема грудной клетки уникальны для каждого человека и позволяют осуществлять биометрическую идентификацию.

Типичная реализация системы распознавания на основе ЭКГ показана на рис. 2. Она включает в себя этап сбора данных, предварительную обработку, устранение шумов и артефактов, выделение признаков. Кроме того, существует алгоритм классификации, который связывает выделенные признаки из электрокардиограммы с конкретным человеком [29].

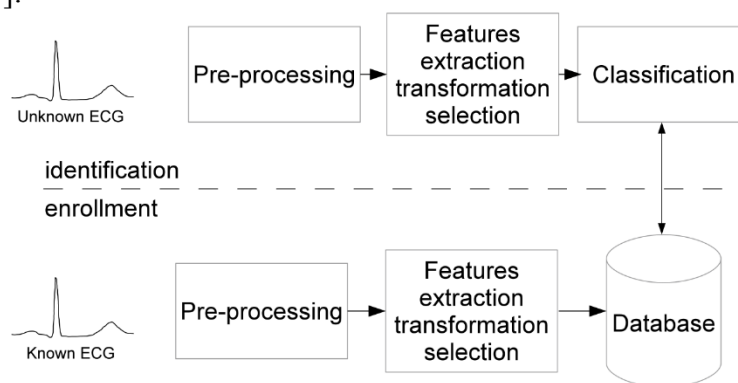


Рис. 2. Типичная реализация биометрической системы идентификации личности на основе ЭКГ

7. ЭКГ-признаки

При распознавании ЭКГ используются самые разные особенности сигнала. Есть признаки, основанные на морфологии сердечного сокращения, признаки, основанные на временных интервалах волн, образующих ЭКГ, и так далее [27].

Существующие методы распознавания можно разделить на две группы: основанные на эталонных участках сигнала и не основанные на эталонных участках.

8. Методы, основанные на анализе эталонных участков сигнала

Используют такие характеристики ЭКГ, как высота пиков и их наклон. При этом могут применяться такие методы анализа сигналов, как адаптивные пороги, синтез Фурье, вейвлет-преобразование и другие. Эталонные признаки, в свою очередь, можно

подразделять на временные, амплитудные и морфологические или их комбинации [28].

Морфологические признаки сигнала можно изучать с помощью вейвлетной декомпозиции, частотного анализа, коэффициентов корреляции и коэффициентов дискретного косинусоидального преобразования.

9. Методы, не основанные на анализе эталонных участков сигнала

Используют предположение о том, что ЭКГ — это квазипериодический сигнал. Для анализа используются автокорреляционный метод, анализ фазового пространства и частотный анализ.

10. Выделение признаков

Информация, хранящаяся в ЭКГ, является избыточной. Для повышения производительности систем распознавания могут использоваться такие методы снижения размерности, как метод главных компонент или линейный дискриминантный анализ.

11. Методы классификации

В теории распознавания образов вектор анализируемых признаков связывается с конкретным объектом.

Предположим, что у нас есть вектор $x = [x_1, x_2, \dots, x_p]$, построенный из признаков, выделенных из ЭКГ неизвестного человека. Цель: связать этот вектор с определенным человеком. Для достижения этой цели нам нужен набор данных образцов. Этот набор данных будет построен из помеченных векторов (x_j, L) , где L — это метка класса (субъекта) образца $j = 1, \dots, N$. На каждый субъект должно быть много образцов.

12. Классификация, основанная на расстоянии

Классификаторы могут быть разработаны на основе нескольких подходов. Часто неизвестный образец причисляется к классу ближайшего образца в пространстве признаков. Расстояние между двумя векторами признаков x_1, x_2 обычно измеряется с помощью Евклидова расстояния $d(x_1, x_2) = \|x_1 - x_2\|^2$. В этом случае предполагается предварительное вычисление шаблона (или прототипа) μ_j для каждого класса J (обычно среднего по образцам): при этом неизвестный образец присваивается классу ближайшего шаблона (шаблон соответствия) [30].

13. Нейронные сети

Обычно используется многослойный перцептрон. С его помощью можно решать задачу сложной нелинейной классификации.

14. Заключение

Биометрические методы идентификации личности находят все более широкое применение в нашей жизни. Такие методы идентификации, как распознавание отпечатков пальцев, сетчатки, голоса, лиц или ладоней постепенно входят в фазу зрелости и все шире начинают применяться в различных мобильных, веб- и других приложениях, однако, факты говорят о том, что традиционным методам идентификации личности присущи уязвимости. Выход видится в развитии мультимодальных систем идентификации, использующих такие биометрики, как, например, электрокардиограммы, электроэнцефалограммы и ДНК. Наиболее предпочтительным вариантом на наш взгляд, является использование ЭКГ. Несколько лет назад начало развиваться такое научное направление, как радиолокация биологических объектов. Использование сверхширокополосных радаров позволяет считывать ЭКГ бесконтактно. Появились патенты, предлагающие использовать данную технологию для повышения защищенности банковских операций, контроля энергопотребления, поиска живых людей под завалами, обеспечения безопасности при ведении важных переговоров.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Богданов М.Р. Нетрадиционный алгоритм шифрования// Электронный научный журнал "Вычислительная техника и программное обеспечение". - 2014. - Выпуск 1(1) Январь-Апрель. С. 17-23. [Электронный ресурс]. - Режим доступа: http://www.computer-facilities-and-software.ingnpublishing.com/archive/2014/release_1_1_januaryapril/bogdanov_m_r_netradicionnyj_algoritm_shifrovaniya. Получено: 2014-03-12 Одобрено: 2014-04-23. Размещено: 2014-04-30
2. Богданов М.Р., Думчиков А.А. Способ изучения разнообразия орнитофауны методом вейвлет-анализа. Известия Самарского научного центра РАН. No 3(4), 2013. С. 1232-1236.
3. Богданов М.Р., Захаров А.В., Горбунова В.Ю. Распознавание электрокардиограмм методом вейвлет-анализа. Международная научно-техническая конференция Перспективные информационные технологии. Advanced Information Technologies and Scientific Computing. 4 – 6 декабря 2013 г. С.187-191.
4. Bogdanov M.R., Zakharov A.V. Electrocardiogram recognition with wavelet analysis. Пятая международная Школа молодых ученых «Системная биология и биоинформатика» - 5th International Young Scientists School «Systems Biology and Bioinformatics», SBB'2013. Новосибирск, Академгородок, 23-26 июня 2013. С.63-66.
5. Богданов М.Р. Метод распознавания электрокардиограмм методом вейвлет-анализа. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ No 2013661588. 22.10.2013.
6. Богданов М.Р. Управление сложным процессом в звуковом поле объемно-распределенных источников на основе распознавания и позиционирования методом вейвлет-анализа. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ No 2013661473. 22.10.2013.
7. Богданов М.Р. Метод распознавания голосов птиц методом вейвлет-анализа. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ No 2013661589. 22.10.2013.
8. Богданов М.Р., Габидуллин Ю.З., Думчиков А.А., Захаров А.В., Горбунова В.Ю. Метод распознавания голосов птиц методом вейвлет-анализа. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ No 2014611697. 7.02.2014 г.
9. A. H. Mir, S. Rubab and Z. A. Jhat, "Biometrics Verification: a Literature Survey", Journal of Computing and ICT Research, vol. 5, no. 2, pp. 67-80.
10. M. Turk and A. Pentland, "Eigenfaces for recognition", Journal of Cognitive Neuroscience, vol. 3, (1991), pp. 71-86.
11. G. Baudat and F. E. Anouar, "Generalized discriminant analysis using a kernel approach", Neural Computation, vol. 12, (2000), pp. 2385-2404.
12. S. Lawrence, C. L. Giles, A. C. Tsoi and A. D. Back, "Face recognition: A convolutional neural network approach", IEEE Transactions on Neural Networks, vol. 8, (1998), pp. 98-113.
13. P. J. Phillips, "Support vector machines applied to face recognition", Proceedings of the Conference on Advances in Neural Information Processing Systems II, MIT Press, (1998), pp. 803-809.
14. K. Jonsson, J. Kittler, Y. P. Li and J. Matas, "Support vector machines for face authentication", Image and Vision Computing, vol. 20, (2002), pp. 369-375.
15. T. F. Cootes, C. J. Taylor, D. H. Cooper and J. Graham, "Active shape models - their training and application", Computer Vision and Image Understanding, (1995), pp. 38-59.
16. Z. Zhou, S. Gao, Z. Gu and J. Shi, "A feature-based approach to automatic injection mold generation", IEEE conference, (2000), pp. 57-68.
17. J. Manikandan and B. Venkataramani, "Evaluation of multiclass Support Vector Machine classifiers using optimum threshold-based pruning technique", SignalProcessing, IET, vol. 5, no.

5, (2011), pp. 506-513.

20. S. Pramanik and D. Bhattacharjee, "Geometric feature based face-sketch recognition and Pattern Recognition", International Conference on Informatics and Medical Engineering (PRIME), (2012), pp. 409-415.

21. "Individual Biometrics: Iris Scan" 5 July 05. National Center for State Court 6 July 06.

22. K. W. Bowyer, K. Hollingsworth and P. J. Flynn, "Image Understanding for Iris Biometrics: a Survey", Computer Vision and Image Understanding, vol. 110, (2008).

23. R. P. Wildes, "Iris Recognition: An Emerging Biometric technology", Proc. IEEE, Vol. 85, (1997), pp. 1348-1363.

24. W. W. Boles and B. Boashash, "A Human Identification Technique using images of the iris and wavelet transform", IEEE Trans. Signal Process, vol. 46, (1998), pp. 1185-1188.

25. S. Abe and R. Thawonmas, "Fuzzy Systems", IEEE Transactions on Fuzzy systems, vol.5, (1997), pp. 358-368.

26. M. Fukumi and N. Akamatsu, "Neural Networks", International Joint Conference on Neural Networks, vol. 6, (1999), pp. 4134-4138.

27. Y. Zhu, T. Tan and Y. Wang, "Text-Independent Writer Identification Based on Fusion of Dynamic and Static Features", Proceedings of 15th International Conference on Pattern Recognition, vol. 2, (2000), pp.801-804.

28. B. Kumar, C. Xie and J. Thornton, "Iris verification using correlation filters", Proceedings of Fourth International Conference on Audio and Video Based Biometric Person Authentication, (2003), pp. 697-705.

29. Y. Chen, S. C. Dass and A. K. Jain, "Localized iris image quality using 2-D wavelets", IEEE Int. Conf. on Biometrics, (2006).

30. Z. Sun, Y. Wang, T. Tan and J. Cui, "Improving iris recognition accuracy via cascaded classifiers", IEEE Trans. Syst. Man. Cybern.—Part C: Appl Rev 35, (2005).

31. P. Penev and J. Atick, "Local feature analysis: A general statistical theory for object representation", Network: computation in neural systems, pp. 477-500.

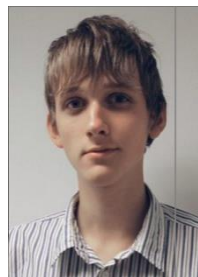
32. L. Wiskott, J. M. Fellous, N. Kuiger and C. Malsburg, "Pattern Analysis and Machine Intelligence", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 19, pp. 775-779.

ОБ АВТОРАХ



Богданов Марат Робертович, кандидат биологических наук, доцент кафедры прикладной информатики БГПУ им. М.Акмуллы. Область научных интересов: биоинформатика, ГИС, цифровая обработка сигналов.

e-mail: bogdanov_marat@mail.ru



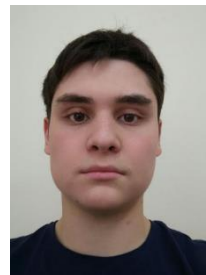
Думчиков Александр Александрович, студент 4 курса ИиПО БГПУ им. М.Акмуллы. Область научных интересов: цифровая обработка сигналов

e-mail: dumchikov@mail.ru



Захаров Александр Васильевич, кандидат физико-математических наук, доцент инженерного факультета БГУ, отличник образования РБ, Лауреат почетной грамоты ГК РБ по науке и образованию "За издательскую деятельность"

e-mail: <mailto:ralzax@yandex.ru>



Сулейманов Булат Ильдарович, студент 3 курса ИПОиТ БГПУ им. М.Акмуллы. Область научных интересов: машинное обучение.

e-mail: bulat.suleymanoff@gmail.com

УДК (621.37)

ПРОЕКТИРОВАНИЕ И РАЗРАБОТКА КЛИНИКО-ФУНКЦИОНАЛЬНОГО РЕГИСТРА БОЛЬНЫХ ПЕРВИЧНОЙ ОТКРЫТОУГОЛЬНОЙ ГЛАУКОМОЙ

Вахрамеев А. Ю., Лакман И. А.

На сегодняшний день большой популярностью в медицине пользуются так называемые шкалы оценки риска развития различных заболеваний. Как правило, это несложные в использование программные приложения, доступные как для пользователей стационарных компьютеров, так и для использования на различных мобильных устройствах. На сегодняшний день в основном это шкалы, оценивающие сердечно-сосудистый риск, такие как *GRACE* и *TIMI* (имеют широкое распространение для западных стран) и «Кардиориск 2.0». Существуют также шкалы оценки рисков атак острого нарушения мозгового кровообращения *ABCD* или *ESRS*. Однако, на сегодняшний день не существует широко применяемых шкал по оценке риска развития глаукомы, хотя это болезнь, в связи с увеличением продолжительности жизни, занимает первое место среди причин инвалидизации населения стран Европы.

Первым этапом для получения качественной шкалы, способной достоверно предсказывать вероятность развития заболевания, является сбор достаточного объема наблюдаемой информации, необходимой для оценки модели расчета соответствующей вероятности. В связи с этим возникает необходимость формирования регистра больных, в котором могут храниться различные сведения о больном и данные его обследований, в том числе в динамике.

Регистр больных с первичной открытоугольной глаукомой (ПОУГ) позволяет хранить и обрабатывать данные обследований глаз пациентов (для каждого глаза отдельно): параметры диска зрительного нерва, определяемые при помощи оптической когерентной томографии, параметры микроциркуляции диска зрительного нерва, определяемые ОКТ-ангиографией, данные периметрии. Также база содержит демографические характеристики больных, паспортные данные (закодированы), качественные и количественные характеристики: стаж глаукомы, наличие глаукомы у родственников, острота зрения, показатели экскавации, лабильности зрительного нерва, чувствительности сетчатки и др. Базы данных полезна для отслеживания динамики

изменения ПОУГ больных, может применяться в стационарах глазных болезней и глазных клиниках.

Основной задачей при разработке реестра является корректное проектирование его дизайна. По сути, реестр является обычной базой данных, позволяющей хранить информацию о пациентах. При этом как и при разработке любой БД необходимо соблюдать ряд требований: независимость хранимой информации на концептуальном, логическом и физическом уровнях, обязательная совместимость (для всех медицинских реестров это региональная информационно-аналитическая медицинская система «ПроМед»), достаточность и избыточность, безопасность, легкая управляемость, доступное использование. Для визуализации базы данных была сконструирована диаграмма, иллюстрирующая все имеющиеся в ней таблицы, столбцы, ключи и связи (рис. 1).

Здесь на диаграмме основная таблица «*karta*» содержит информацию о личных данных пациента (таких как пол, возраст, фии и т.д.) и анамнезе (наличие наследственных заболеваний, наличие проведенных операций в прошлом и т.д.). Кроме того, в данной таблице содержится такая информация, как номер карты и наличие результатов дополнительных исследований (ОКТ, ОКТА, периметрия). Первичный ключ – поле «*idkarta*». Внешние ключи – «*b*», «*d*», «*e*», «*h*», «*i*», «*j*», «*k*», «*o*», «*p*», «*q*», «*r*», «*okt*», «*okta*», «*per*».

Результаты исследования ОКТ хранятся в таблице «*okt*». Все поля содержат числовые значения. Первичный ключ – поле «*idokt*».

Результаты исследования ОКТА хранятся в таблице «*okta*». Все поля содержат числовые значения. Первичный ключ – поле «*idokta*».

Результаты исследования периметрии хранятся в таблице «*per*». Все поля содержат числовые значения. Первичный ключ – поле «*idper*». Внешний ключ – «*ao*».

В таблицах «*b*», «*d*», «*e*», «*h*», «*i*», «*j*», «*k*», «*o*», «*p*», «*q*», «*r*», «*ao*» содержатся наборы значений, которыми заполняются элементы *combobox* формы, в которой осуществляется ввод данных о пациенте. В свою очередь элементы *combobox* ограничены и в них возможен только выбор значения, которое существует в выпадающем списке данного элемента.

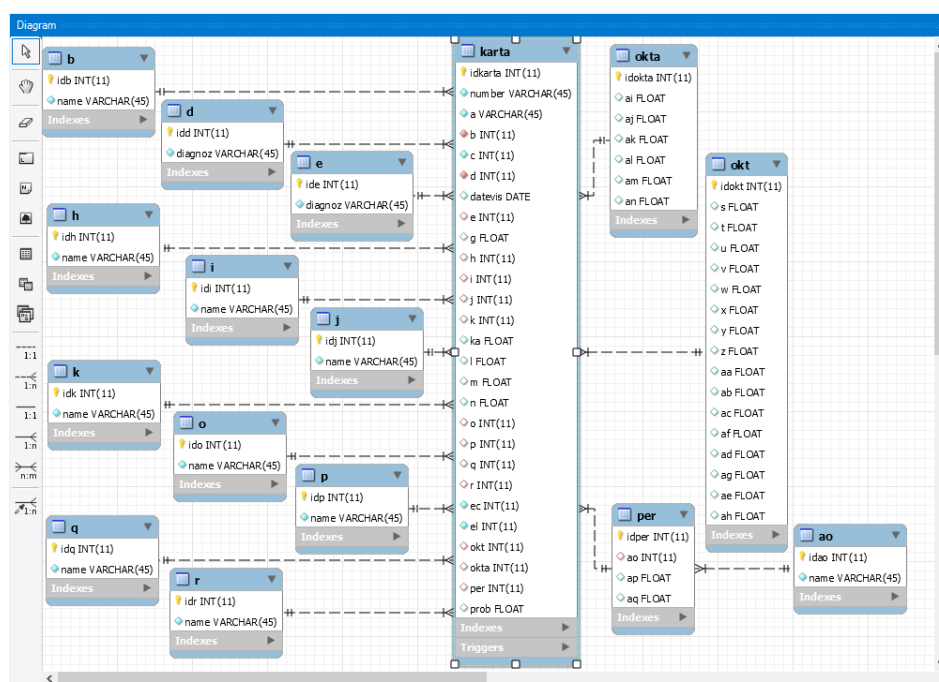


Рис. 1. Диаграмма «Клинико-функциональный регистр больных ПОУГ»

Основные данные

Номер карты*

ФИО*

Пол

Возраст*

Диагноз

Сопут. диагноз

Стаж глаукомы (мес.)*

Антиглаукомные операции

Общие или насл. заб-я

Глаукома у родств.

Острота зрения

Толщина роговицы (мкм)*

ВГД (мм. рт. ст.)*

ПЗО (мм)*

ПЗС

УПК

Пигментация УПК

Эксскавация

Эп. чувствит. сетчатки

Эп. лобильность зрит. нерва

☒ ОКТ

ОКТ

OCT RNFL thickness, мм

Superior RNFL, мм

Inferior RNFL, мм

Intra Eye, мм

OCT C/D Area Ratio

OCT C/D V.Ratio

OCT C/D H.Ratio

OCT Rim Area, мм²

Disk Area, мм²

OCT Cup Volume, мм³

OCT Avg Total Thickness, мм

Superior, мм

Inferior, мм

Intra Eye, мм

OCT FLV, %

OCT GLV, %

☒ ОКТА

ОКТА

ОКТА Индекс послойно

ОКТА Индекс СНВ

ОКТА плотность послойно, %

ОКТА плотность СНВ, %

ОКТА площадь послойно, мм²

ОКТА площадь СНВ, мм²

☒ Периметрия

Периметрия

Нарушения поля зрения

MD, дБ

PSD, дБ

Добавить

Рис. 2. Окна для заполнения данных обследований пациента.

Таким образом, регистр позволяет хранить обследования больных, полученных за счет оптической когерентной томографии, ОКТ-ангиографии, обследования данных периметрии, обследования на основе эндотелиальной микроскопии, исследования остроты зрения: офтальмологических показателей остроты зрения с максимальной коррекцией, центральная толщина роговицы, уровень внутриглазного давления, передне-задний отрезок глаза, глубина передней камеры, клинические проявления псевдоэксскавационного синдрома по стадиям (3 стадии), пигментация угла передней камеры – по стадиям, плотность эндотелия роговицы по. Из сопутствующей офтальмопатологии учитывали: миопию слабой, средней, высокой степеней, возрастную макулярную дегенерацию), артефакцию, афакию. На рис. 2 представлен вид окна для заполнения данных обследований для пациентов. Причем следует отметить, что поля для заполнения при неполном обследовании пациента являются настраиваемыми.

Следует отметить, что отличием регистра от обычной базы данных, является наличие согласий всех больных о возможности хранения их личной информации.

Таким образом, создание регистра, позволяющего хранить информацию об обследованиях больных в динамике, полезно при создании шкал риска развития глаукомы и ее осложнений. Информация о больном может обрабатываться в автоматизированном режиме, рассчитываться риск на определенную дату с возможностью его отдельного сохранения в регистре.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Глаукома. Национальное руководство / под ред. Е.А. Егорова. – М., 2013. – 824с
2. Электронный ресурс: Региональная информационно-аналитическая медицинская система (РИАМС) «ПроМед» http://swan.perm.ru/elektronnoe_zdravooohranenie/riams_promed, дата обращения 13.02.2017
3. В.В. Бакуткин, Ю.Н. Зайко, А.С. Лепеско, А.Н. Скиданов. Разработка системы классификации и диагностики глазных заболеваний с помощью искусственных нейронных сетей. / Известия Саратовского университета, 2008.

ОБ АВТОРАХ

Лакман Ирина Александровна, доц. каф. выч. мат. и кибернетики. Дипл. спец.-мат. (БГУ, 1997), канд. техн. наук (УГАТУ, 2009). Иссл. в обл. эконометрич. моделирования, анализа данных.

e-mail: lackmania@mail.ru



Вахрамеев Антон Юрьевич, магистрант направления математическое обеспечение и администрирование информационных систем. Дипл. Бакалавр – программная инженерия (УГАТУ, 2016) Иссл. в обл. ин. теллектуального анализа данных.

vakhrameev.anton@gmail.com

УДК 602. 3. 1

ТЕРМОГРАФ АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ

Галлямова Ю. И.

В человеческом организме вследствие экзотермических биохимических процессов в клетках и тканях, а также за счет высвобождения энергии, связанной с синтезом ДНК и РНК, вырабатывается большое количество тепла-50-100 ккал/грамм. Это тепло распределяется внутри организма с помощью циркулирующей крови и лимфы. Кровообращение выравнивает температурные градиенты. Кровь благодаря высокой теплопроводности, не изменяющейся от характера движения, способна осуществлять интенсивный теплообмен между центральными и периферическими областями организма. Наиболее теплой является смешанная венозная кровь. Она мало охлаждается в легких и, распространяясь по большому кругу кровообращения, поддерживает оптимальную температуру тканей, органов и систем. Температура крови, проходящей по кожным сосудам, снижается на 2-3°. При патологии система кровообращения нарушается. Изменения возникают уже потому, что повышенный метаболизм, например, в очаге воспаления увеличивает перфузию крови и, следовательно, теплопроводность, что отражается на термограмме появлением очага гипертермии. Температура кожи имеет свою вполне определенную топографию.

Тепловидение можно назвать универсальным способом получения различной информации об окружающем нас мире. Как известно, тепловое излучение имеет любое тело, температура которого отлична от абсолютного нуля. Кроме того, подавляющее большинство процессов преобразования энергии (а к ним относятся все известные процессы) протекает с выделением или поглощением тепла. Так как средняя температура на Земле не высока, большинство процессов проходят с малым удельным выделением тепла и при небольших температурах. Соответственно и максимум энергии излучения таких процессов попадает в инфракрасный микроволновый диапазон.

Термография – метод функциональной диагностики, основанный на регистрации инфракрасного излучения человеческого тела, пропорционального его температуре. Распределение и интенсивность теплового излучения в норме определяются

особенностью физиологических процессов, происходящих в организме, в частности как в поверхностных, так и в глубоких и органах. Различные патологические состояния характеризуются термоасимметрией и наличием температурного градиента между зоной повышенного или пониженного излучения и симметричным участком тела, что отражается на термографической картине. Этот факт имеет немаловажное диагностическое и прогностическое значение, о чем свидетельствуют многочисленные клинические исследования.

Диагностические возможности медицинского тепловидения основаны на оценке особенностей распределения на поверхности тела зон инфракрасного излучения. Этот метод предоставляет информацию об анатомо-топографических и функциональных изменениях в зоне патологии. Медицинское тепловидение позволяет тонко улавливать даже начальные стадии воспалительных, сосудистых и опухолевых процессов. В зависимости от повышения или понижения местной температуры на фоне стандартных (физиологически нормальных) очертаний органа усиливается или ослабевает инфракрасное излучение тканей в области патологии

Термография позволяет выявить и прояснить на ранней, доклинической стадии патологические и функциональные нарушения внутренних органов. Области применения в медицинской диагностике: внутренние болезни - диабетическая ангиопатия, атеросклероз, эндартериит сосудов конечностей, болезнь Рейно, гепатиты, нарушения вегетативной регуляции, миокардит, бронхит и др. Урология – воспалительные заболевания почек, мочевого пузыря, и др. Травматология - ортопедия-Остеохондроз, сколиоз позвоночника, нейропатия периферических нервов, воспалительные заболевания крупных суставов различной этиологии, остеомиелит и др.

Установления диагноза – это не единственная цель для медицинского тепловидения. Этот уникальный функциональный метод помогает подобрать адекватную терапию и всегда дает объективную оценку эффективности лечения.

Медицинское тепловидение также является неинвазивным методом интраоперационной диагностики. медицинское тепловидение – незаменимый метод динамического наблюдения и функциональной диагностики в процессе хирургической операции, делающий ее более безопасной, предсказуемой и продуктивной. В послеоперационном периоде тепловидение позволяет контролировать восстановление кровоснабжения, нервной проводимости органов и окружающих тканей и предотвращать воспалительные и деструктивные осложнения.

Выделяют два основных вида термографии:

- Контактная холестерическая термография;
- Телетермография.

Телетермография основана на преобразовании инфракрасного излучения тела человека в электрический сигнал, который визуализируется на экране тепловизора.

Контактная холестерическая термография опирается на оптические свойства холестерических жидких кристаллов, которые проявляются изменением окраски в радужные цвета при нанесении их на термоизлучающие поверхности. Наиболее холодным участкам соответствует красный цвет, наиболее горячим – синий. Нанесенные на кожу композиции жидких кристаллов, обладая термочувствительностью в пределах 0.001 С, реагируют на тепловой поток путем перестройки молекулярной структуры.

Тепловизоры, применяемые сейчас в тепловизионной диагностике, представляют собой сканирующие устройства, состоящие из систем зеркал, фокусирующих инфракрасное излучение от поверхности тела на чувствительный приемник. Такой приемник требует охлаждения, которое обеспечивает высокую чувствительность. В приборе тепловое излучение последовательно преобразуется в электрический сигнал, усиливающийся и регистрирующийся как полутоновое изображение.

абсолютной безопасностью, простотой и быстротой исследования, отсутствием каких бы то ни было противопоказаний. Тепловидение дает одновременное представление об анатомопографических и функциональных изменениях в пораженной зоне.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Леконт Ж. «Инфракрасное излучение» М., 1958;
2. Госсорг Ж. «Инфракрасная термография. Основы, техника, применение» М. Мир 1988 ;
3. Л.Э. Крискунов, Г.А. Падалко. Тепловизоры. Справочник. Киев, «Техника», 1987-166с.
4. Клиническое тепловидение» под ред. Мельниковой В.П., Мирошникова М.М. СПб 1999;
5. <http://elibrary.ru/>
6. <http://dic.academic.ru>
7. <http://www.eko-med.ru/>

ОБ АВТОРАХ



Галлямова Юлия Ильгизовна магистр каф. Электроники и биотехнических систем и технологий УГАТУ, диплом. инженер по биотехническим систем и техн. (2016). Исследования в области медицинского термографа и тепловизора.

e-mail: uylika55@mail.ru

УДК 616.77:616.78

РОБОТИЗИРОВАННЫЕ СИСТЕМЫ ДИАГНОСТИКИ И РЕАБИЛИТАЦИИ

Гилязетдинова Р. З, Тимуршина Э. Р.

Медицинские роботы - это результат междисциплинарных усилий по автоматизации здравоохранения. В частности, выпускаются роботы для облегчения диагностики заболеваний (включая диагностику в режиме телеприсутствия), проведения хирургических операций, радиационной терапии, реабилитации и т.п. В медицинских учреждениях используются также разнообразные вспомогательные роботы, например, роботы-курьеры для транспортировки по медучреждениям лекарств, инструментов и прочего. Отдельное направление - роботы, предназначенные для реабилитации пациентов после операций или активной фазы заболеваний. Робопротезы предназначены для постоянного ношения. Медицинские экзоскелеты могут использоваться для возвращения частичной подвижности маломобильным категориям пациентов. Есть даже направление "роботов-таблеток". Создаются роботы, призванные облегчить труд медицинского персонала - роботы для проведения инъекций и забора анализов, роботы-тележки для проведения обходов больных. Роботы телеприсутствия могут использоваться для удаленного общения с пациентами их родственниками, а также для общения пациентов из разных палат между собой - особенно актуально для инфекционных отделений [1].

При классификации роботов используются следующие признаки: инвазивность процедуры, безопасность, мобильность, эргономичность, контроль как управление или диагностика. Один из вариантов классификации, учитывающий последние достижения в медицинской робототехнике приведен на рис.1. Основные три класса – это роботы для восстановительной медицины, роботы для жизнеобеспечения и роботы для хирургии,

терапии и диагностики. Они представляют собой основные области медицинской робототехники, хотя эти классы и их подклассы не являются независимыми по указанным выше признакам [2]. На рис. 1 представлена классификация роботов.



Рис. 1. Классификация роботов

Основными сегментами рынка медицинских роботов являются: диагностические системы, ассистивные робототехнические системы для хирургии и терапии, робототехнические системы для реабилитации, другие медицинские роботы [1].

Робото-ассистивные системы для хирургии и терапии

Пока робот-хирург — это не самостоятельно действующий механизм, а послушный 500-килограммовый инструмент в руках врача. У операционного модуля четыре «руки». Три из них оканчиваются миниатюрными хирургическими инструментами — скальпелями и зажимами, а четвертая управляет крошечной видеокамерой. *Da Vinci* оперирует через сантиметровые проколы, поэтому без камеры не обойтись, зато у пациента почти не остается шрамов. Когда робот «колдует» над больным, хирург-человек сидит за пультом в отдалении от стола. Врач манипулирует джойстиками, которые с ювелирной точностью передают движения пальцев и кисти «рукам» *da Vinci*. Как и у человеческой кисти, у них семь степеней свободы, но манипуляторы гораздо сильнее, не устают и мгновенно замирают, если хирург отпустит джойстики. Свои действия врач контролирует через окуляр, куда поступает увеличенная до 12 раз картинка с видеокамеры.

Роботы-хирурги *da Vinci* работают в сотнях клиник по всему миру. В России 20 таких аппаратов. Один из них — в Федеральном центре сердца, крови и эндокринологии им. В.А. Алмазова (СПб.), где *da Vinci* выполняет около сотни операций в год. Его «конек» — точное и аккуратное удаление лишнего: опухолей, грыж, аневризм [3]. Внешний вид робота *da Vinci* представлен на рис.2.



Рис. 2. Робот Da Vinci

IBM Watson — классический суперкомпьютер из 90 серверов по 4 восьмиядерных процессора в каждом, а его оперативная память — 16 терабайт. «Ватсон» — машина с искусственным интеллектом, он самостоятельно изучает источники информации и делает выводы. Прежде чем приступить к работе, будущий диагност проанализировал 605 000 медицинских документов. Врач загружает в память робота историю болезни и через несколько минут получает вероятный диагноз и курс лечения. Если доктору нужно что-то уточнить, он может задать Ватсону вопрос в письменной форме.

В 2013 году шесть «Ватсонов» были приняты в клиники США в качестве онкологов-диагностов. Результаты превзошли все ожидания: суперкомпьютеры ставят диагноз и выбирают курс лечения на 40% точнее, чем живые врачи. Впрочем, итоговое решение все равно остается за онкологом-человеком. Зато с суперкомпьютером всегда можно посоветоваться. Например, отправить сообщение вроде «Пациент ночью кашлял» или «Эритроциты упали» — «Ватсон» тут же пересмотрит историю болезни и уточнит вердикт [3]. Представлен на рис.3.

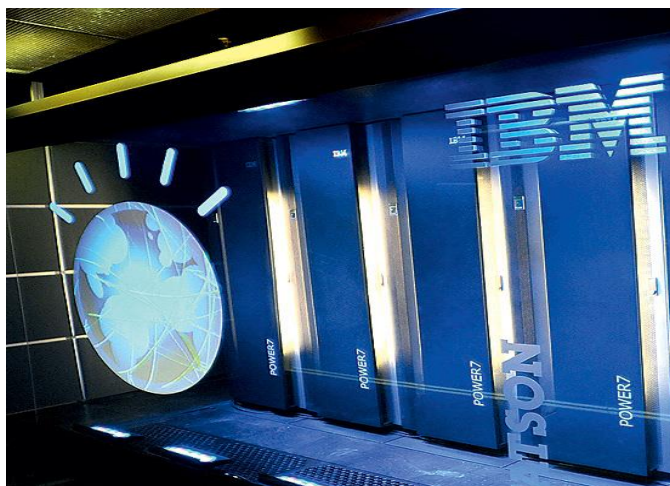


Рис. 3. Робот IBM Watson

RP-VITA — робот телеприсутствия, с его помощью врач может виртуально делать обходы или наблюдать за тяжелым больным круглые сутки, находясь в другом месте. По больничным коридорам за доктора будет кататься робот высотой около 1,5 м, который прокладывает путь с помощью системы лазерных и звуковых датчиков. В палате пациент или медсестра видят лицо врача на экране и могут пообщаться с доктором. *RP-VITA* возит

с собой базовый набор диагностических инструментов, и, если доктору нужно что-то уточнить, медсестра тут же проводит обследование. Врачу для общения с пациентом нужен только ноутбук или планшет.

С мая 2013 года *RP-VITA* находится на службе в шести клиниках США и в Институте здравоохранения Мексики. Роботы следят за тяжелыми пациентами, чтобы вовремя заметить опасные изменения жизненных показателей [3]. Представлен на рис.4.



Рис. 4. Робот *RP-VITA*

Робототехнические системы для реабилитации.

Человекоподобный робот высотой всего 34 см создан специально для «живого» общения с человеком. Робот разговаривает, понимает сказанное и естественно реагирует на вопросы. Искусственный интеллект *Kirobo* отличает человеческую речь (пока только японскую) от окружающих звуков, выделяет в ее потоке отдельные слова и определяет смысл фраз. Андроид запоминает и узнает конкретных людей, различает эмоции, выраженные мимикой и жестами. Тело робота имеет 20 степеней свободы, так что *Kirobo* отвечает человеку не только словом, но и движениями.

С декабря 2013 года *Kirobo* общается на Международной космической станции с астронавтом из Японии Коити Ваката. Все беседы записываются на видео, и по итогам миссии японские ученые хотят выяснить, может ли андроид оказать реальную психологическую поддержку человеку[3]. Робот представлен на рис.5.



Рис. 5. Робот *Kirobo*

HAL — робот-костюм, предназначенный для того, чтобы в прямом смысле поднять на ноги парализованных людей. Датчики экзоскелета, прикрепленные к поверхности кожи, считывают слабые электрические импульсы, которые мозг посылает мышцам, а

затем двигатели робота делают всю работу. *HAL* существует в двух вариантах: целый скелет или только «ноги».

Роботы *HAL* проходят испытания в 10 японских клиниках. Они помогают восстановить двигательные навыки пациентов, временно обездвиженных из-за травмы или долгой болезни [3]. Приведен на рис.6.



Рис. 6. Робот *HAL*

Роботы для жизнеобеспечения.

Огромную часть времени медперсонал больниц тратит на простые действия вроде «принеси-унеси-найди-где-лежит». *HOSPI* освободил врачей и медсестер для более важных дел. Роботизированная «аптечка» высотой 130 см перевозит до 20 кг лекарств и образцов. В память робота вводят указания, кому какие препараты прописаны, и *HOSPI* сам выбирает оптимальный маршрут. По пути он огибает препятствия, в том числе движущиеся. Прибыв на сестринский пост, робот сообщает, что и кому он привез. Персоналу остается только отдать лекарства пациентам.

У себя на родине, в Японии, *HOSPI* работает более чем в 50 клиниках. В 2009 году несколько экземпляров отправились в больницы Южной Кореи [3]. Представлен на рис.7.



Рис. 7. Робот *HOSPI*

Робот-таблетка.

Разработана американским стартапом *Rani Therapeutics*. Таблетка из биополимера, находясь в организме человека, способна впрыскивать небольшие дозы лекарства через стенки тонкого кишечника, благодаря встроенным микроиглам. Как ожидается, такие

таблетки помогут для лечения ревматоидного артрита, псориаза и рассеянного склероза. Их также можно будет применять для терапии сахарного диабета. Но вначале испытания, которые займут не менее 1.5-2 лет до 2017 года. *Novartis* - передовая фармкомпания, которая активно сотрудничающая с IT-компаниями в области разработки новых препаратов и приспособлений [1]. Представлен на рис.8.

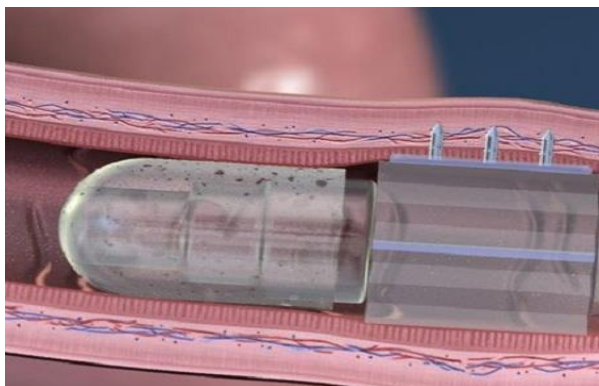


Рис.8. Робот таблетка.

Применение роботизированных систем диагностики и реабилитации имеет ряд преимуществ. Так использование «робота-хирурга» позволяет: проводить операции с высокой точностью без совершения случайного движения, возможность проведения сложных хирургических операций дистанционно, не входя в операционный блок. Риск возникновения осложнений во время и после операции значительно снижен, операция проходит с минимальными кровопотерями, риск возникновения инфекций сведен к нулю, процесс реабилитации больного намного короче по сравнению с обычными операциями.

Необходимо отметить, что клинические робототехнические системы функционируют при участии оператора. Высокий уровень развития технологий позволяет расширить возможности оперативного вмешательства. Однако такие операции требуют высокого уровня развития информационных технологий, использования активного интерфейса и экспертных систем, обеспечивающих диалог хирурга с робототехнической системой на протяжении всей операции, осуществляющих контроль действий хирурга и предотвращающих возможные ошибки при операции.

Важнейшим фактором, сдерживающим применение роботизированных систем, является психологический фактор. Этот фактор вызывает отторжение идеи применения мехатроники для столь деликатной сферы, как организм человека. Его преодоление требует отношения к мехатронике как к средству, инструменту медицинской практики врача, хирурга. Также необходимо обеспечение надежности мехатронных систем и их безопасность для пациента.

Другим сдерживающим фактором является разобщенность и неполное взаимное понимание специалистов в области техники и медицины. Это обстоятельство требует подготовки специалистов нового типа, владеющих не только инженерными знаниями, но и хорошо знакомыми с особенностями медицинских технологий. Необходимо обратить внимание на тот факт, что в настоящее время еще не сложилась в полной мере биотехническая методология, предусматривающая системный подход к проектированию мехатронных медицинских систем [4].

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Медицина и роботы [Электронный ресурс] URL: <http://www.mforum.ru/news/article/111580.htm> (дата обращения 07.02.17)
2. Обзор состояния робототехники в восстановительной медицине [Электронный ресурс] URL: <http://medicalrobot.narod.ru/articles/osr/osr.html> (дата обращения 06.02.17)
3. Семь самых перспективных медицинских роботов [Электронный ресурс] URL: <http://www.vokrugsveta.ru/article/201490/> (дата обращения 07.02.17)
4. Роботы для реабилитации инвалидов [Электронный ресурс] URL: <http://refleader.ru/yfspolatymer.html> (дата обращения 06.02.17)

ОБ АВТОРАХ

Гиязетдинова Рената Загировна, магистрант каф. электроники и биотехнических технологий УГАТУ, дипл. бакалавра по машинам и технологиям высокоэффективных процессов обработки материалов (УГАТУ, 2016). Исследования в области машиностроения, биомедицине

e-mail: gilyazetdinova_renata@mail.ru



Тимуршина Эльвира Рузелевна, магистрант каф. электроники и биотехнических технологий УГАТУ, дипл. инж. по многоканальным телекоммуникационным системам (УГАТУ, 2015). Исследования в области проектирования оптических сетей доступа по технологии GPON, телемедицине

e-mail: balyalyau@yandex.ru

УДК 51.761

**АРХИТЕКТУРА КОМПЬЮТЕРНОГО ТРЕНАЖЕРА ДЛЯ ОБУЧЕНИЯ
СТУДЕНТОВ-МЕДИКОВ РЕАНИМАЦИОННЫМ МЕРОПРИЯТИЯМ БОЛЬНЫХ
СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТЫМИ ЗАБОЛЕВАНИЯМИ**

Гиндулин Д. В., Насыров Р. В.

Согласно данным всемирной организации здравоохранения главной причиной смертности населения являются сердечно-сосудистые заболевания. Поэтому особенно актуальной является проблема обучения будущего медицинского персонала оказанию помощи в экстренных ситуациях, связанных с болезнями сердца.

Обучение непосредственно на пациентах в таких случаях не допускается, т. к. это значительно увеличивает вероятность смертельного исхода или нанесения вреда здоровью пациента.

Перед практической частью вводят дополнительные этапы обучения, например, студентам читают теоретический материал. Однако теоретические знания студента должны быть подкреплены практическими навыками реанимации, при этом должен быть минимизирован ущерб здоровью пациента.

Для это предлагается еще один этап — обучение реанимации больных сердечно-сосудистыми заболеваниями на компьютерном тренажере. Проектированию и реализации такого тренажера и посвящена магистерская работа.

Описание необходимой функциональности

Прежде всего необходимо определить необходимую функциональность проектируемого тренажера и описать взаимодействие с пользователем.

Компьютерный тренажер для обучения реанимации больных сердечно-сосудистыми заболеваниями должен обладать следующими функциями.

1. Отображение обучающемуся графический интерфейс пользователя для взаимодействия с приложением;
2. Генерация реалистичной кривой ЭКГ-однозначно определяющей одно из семи состояний сердечно-сосудистой системы человека:
 - асистолия;
 - фибрилляция;
 - электромеханическая диссоциация;
 - желудочковая тахикардия;
 - полная атриовентрикулярная блокада;
 - синусовый ритм.
3. Важным моментом при генерации кривой ЭКГ является ее случайность. Обучающийся не должен наблюдать конечное число часто появляющихся ЭКГ, т. к. в этом случае он может просто заучить предоставленные варианты кривой, так и не научившись распознавать патологические ЭКГ-кривые. Отсюда следует, что в модель ЭКГ-кривой следует добавить случайные параметры, моделирующие помехи, смещения изолинии, изменение длины интервалов между сокращениями.
4. Определение корректной реакции модели сердечно-сосудистой системы человека на выбранные медицинские воздействия обучающегося, включающие:
 - введение адреналина;
 - введение лидокаина;
 - дефибрилляцию.
5. Хранение и сбор статистики обучения, включающей такие параметры, как: история примененных медицинских воздействий; временные интервалы между принятием решений.
6. Определение по собранным метрикам уровня подготовленности студента-медика.

Приступим к выбору формы реализации. Одним из требований к обучающим программам является широкая доступность. Под данным требованием подразумевается, что большинство потенциальных обучающихся может без особых усилий получить доступ к приложению. В частности, это означает, что приложение должно работать на большей части операционных систем и аппаратных платформ, т. е. быть кроссплатформенным.

Достичь этого можно разными способами. Например, с помощью настольного приложения, однако это требует относительно большого количества ресурсов. С другой стороны, веб-приложение кроссплатформенно само по себе, это свойство определяется самой его концепцией. Кроме того, веб-приложение потенциально менее требовательно к ресурсам машины обучающегося. Также пользователь веб-приложения не прилагает никаких усилий для получения обновлений, и получает потенциально более надежное хранилище настроек и личных данных.

В пользу веб-приложения, как формы реализации, говорят и технические параметры, такие как скорость и простота распространения, масштабируемость и большие возможности по контролю и сбору статистики.

Принимая во внимание все вышеперечисленные доводы, в качестве формы реализации тренажера для студентов-медиков было выбрано веб-приложение.

Исходя из выбранной формы реализации веб-приложение, как минимум, будет содержать две большие части: клиентскую и серверную.

Серверная часть нужна исключительно для сбора и сохранения статистики обучения, т. к. логика работы тренажера не предполагает большое количество ресурсоемких вычислений. Единственная относительно требовательная к ресурсам

компьютера операция — отрисовка ЭКГ, которую необходимо выполнять на стороне клиента.

Клиентская часть ответственна за следующие функции:

1. Предоставление графического интерфейса;
2. Генерация ЭКГ-кривой в зависимости от текущего состояния пациента и параметров модели.
3. Определение текущего состояния модели сердечно-сосудистой системы человека по выбранному обучающимся медицинскому воздействию.

На рисунке 1 схематично изображена схема работы приложения.



Рис. 1. Схема работы приложения

Как видно из рисунка 1, взаимодействие клиентской и серверной части происходит по следующему сценарию.

1. По запросу клиента сервером генерируется сценарий обучения и параметры ЭКГ. Сценарий обучения включает в себя:
 - текущее состояния сердечно-сосудистой системы человека;
 - таблицу переходов, содержащую значения вероятности перехода из одного состояния в другое;
 - параметры обучения (время на решение, сложность и т. д.)

Параметры ЭКГ включают в себя случайно сгенерированные статистические параметры для характеристик кривой ЭКГ, таких как амплитуда и форма пиков, длины интервалов и сегментов, а также модификаторы шумов и дрейфа изолинии.

2. Этот сценарий передается клиенту. К модели состояния пациента применяются текущее состояние и таблица переходов, содержащиеся в сценарии обучения.
3. Согласно действиям пользователя изменяется состояние модели сердечно-сосудистой системы человека.
4. Полученные параметры ЭКГ вместе с текущим состоянием передаются модели ЭКГ-кривой. Действия пользователя, а также измененное состояние передаются системе сбора метрик обучения.
5. По заданным параметрам с помощью модели ЭКГ рассчитываются координаты кривой и передаются в систему визуализации, которая отрисовывает ЭКГ-кривую на пользовательском веб-интерфейсе.
6. Система сбора метрик обучения, получив данные о ходе обучения, передает их на сервер.

Описанный выше цикл повторяется с началом каждого нового сеанса обучения.

Как следует из описания, сценарии обучения чрезвычайно просты и требуют определения только двух параметров — сложности и времени «жизни» пациента,

остальные параметры могут генерироваться без участия обучающего.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Консорциум w3c — <http://www.w3.org/>
2. Ньюкомер. Э. Веб-сервисы. XML, WSDL, SOAP и UDDI. Для профессионалов. — Спб: Питер, 2003, - 256 стр.
3. Len Bass, Paul Clements, Rick Kazman: Software Architecture in Practice, Third Edition. Addison Wesley, 2012, ISBN 978-0321815736
4. Сайт института разработки программного обеспечения — <http://www.sei.cmu.edu/architecture/start/publications/>

ОБ АВТОРАХ



Гиндулин Динар Винерович, магистрант каф. технической кибернетики УГАТУ, бакалавр техники технологии по направлению информатика и вычислительная техника.

e-mail: din.ranger@yandex.ru



Насыров Рашит Вильевич, к.т.н, к.фарм.н., доцент, доцент кафедры технической кибернетики УГАТУ. Исследования в области анализа биомедицинских данных, моделирования и управления биомедицинскими процессами, принятия решений и фармацевтического обеспечения.

e-mail: docentapris@gmail.com

УДК 51.76, 617.3, 612.76

КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПОЗВОНОЧНИКА

Грачев Д. С., Насыров Р. В.

Оценка и диагностирование различных повреждений и заболеваний опорно-двигательной системы человека, в частности позвоночного столба, представляет собой одну из наиболее сложных задач в современной медицине. Сложность данной задачи обусловлена необходимостью оценки не только структурной целостности данной системы, но и всех составляющих ее компонентов. Для проведения такой оценки требуется наличие некоторой «идеализированной» модели функционирования каждого компонента сложной системы. Практическое использование такой модели подразумевает наличие в ней нескольких составных компонентов, таких как: визуальный (например, представление результатов в виде графиков или 3D модели), алгоритм функционирования и математическая модель.

Разработка визуально-имитационной модели даст возможность реализовать наглядное и удобное для восприятия представление результатов исследования позвоночника. На основе данного представления можно будет производить формирование адекватного медицинского заключения.

Рассмотрим плоскую модель позвоночника, описанную в работе [1]. Модель позвоночника в данной работе представлена следующим образом – в качестве единичного

элемента рассматривается абсолютно твердый позвонок вместе с невесомым межпозвоночным диском (рисунок 1).

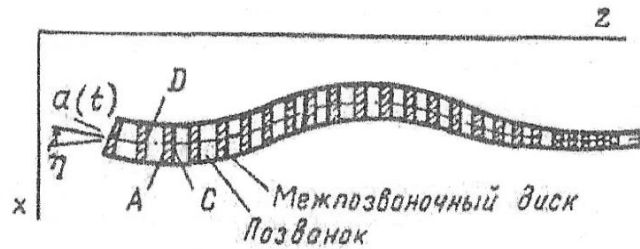


Рис. 1. Плоская модель позвоночника

В модели присутствуют две поступательные и одна вращательная степень свободы (рисунок 2), учитывается деформация межпозвоночных дисков (рисунок 3). Точность моделирования будет достаточной, при относительной простоте построения модели с учетом достаточного набора динамических свойств.

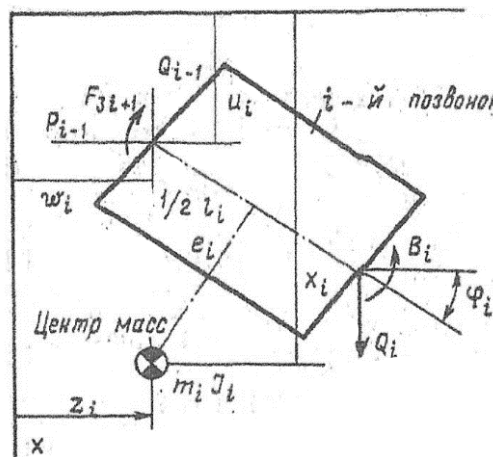


Рис. 2. 3 степени свободы позвонка

В модели также присутствуют некоторые допущения: копчиковый отдел позвоночника не учитывается, а шейный отдел совместно с головой представлен одним жестким элементом. Первый позвонок поясничного отдела можно считать неподвижным.

Характер движения позвонков и межпозвоночных дисков может быть описан следующей системой дифференциальных уравнений:

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{du_i}{dt} = \xi_i \\ \frac{dw_i}{dt} = \lambda_i \\ \frac{d\varphi_i}{dt} = \omega_i \\ d\xi_i = \frac{1}{m_i}(Q_i - Q_{i-1}) - c_{1i}\omega_i^2 + c_{2i}\frac{d\omega_i}{dt} \\ \frac{d\lambda_i}{dt} = \frac{1}{m_i}(P_i - P_{i-1}) - c_{2i}\omega_i^2 - c_{1i}\frac{d\omega_i}{dt} \\ \frac{d\omega_i}{dt} = \frac{1}{J_i}[(F_{zi-1} - B_i) - c_{2i}Q_{i-1} + c_{3i}Q_i + c_{1i}P_{i-1} - c_{4i}P_i] \\ \frac{dF_{2i-1}}{dt} = \frac{1}{p_1}[-F_{2i-1} + \frac{A_{i-1}}{g_{i-1}}(q_0\delta_{2i-1} + q_1\delta_{2i-1})](i = 1, \dots, N) \end{array} \right. \quad (1)$$

Деформации одного межпозвоночного диска описываются следующими соотношениями:

$$\delta_{1i} = (BC)_i = (AB)_i \sin \beta_i = d_i \sin \beta_i \quad (2)$$

$$\delta_{2i} = (AC)_i - g_i = (AB)_i \cos \beta_i - g_i = d_i \cos \beta_i - g_i \quad (3)$$

$$\delta'_{2i} = d'_i \cos \beta_i - \beta_i d_i \sin \beta_i \quad (4)$$

$$\delta_{3i} = (\varphi_i - \varphi_{i+1}) - (\varphi_i^0 - \varphi_{i+1}^0) \quad (5)$$

Также требуется учитывать следующие граничные условия:

$$i = N, F_{1N} = F_{2N} = P_N = Q_N = 0, B_N = 0 \quad (6)$$

$$u''_0 = \sin \eta \alpha(t) \quad (7)$$

$$w''_0 = \cos \eta \alpha(t) \quad (8)$$

$$d_0 = [(u_1 - u_0)^2 + (w_1 - w_0)^2]^{\frac{1}{2}} \quad (9)$$

$$\beta_0 = \alpha_0 \quad (10)$$

$$\alpha_0 = \arcsin \frac{1}{d_0} (u_1 - u_0) \quad (11)$$

$$d'_0 = \frac{1}{d_0} [(u_1 - u_0)(u_1 - u'_0) + (w_1 - w_0)(w'_1 - w'_0)] \quad (12)$$

$$\beta'_0 = \alpha'_0 \quad (13)$$

$$\alpha'_0 = \frac{d_0(u'_1 - u'_0) - d'_0(u_1 - u_0)}{d_0^2 \cos \alpha_0} \quad (14)$$

$$\delta_{10} = d_0 \sin \beta_0 \quad (15)$$

$$\delta_{20} = d_0 \cos \beta_0 - g_0 \quad (16)$$

$$\delta'_{20} = d'_0 \cos \beta_0 - \beta'_0 d_0 \sin \beta_0 \quad (17)$$

$$\delta_{30} = \varphi_1^0 - \varphi_1 \quad (18)$$

В модели используются следующие обозначения:

A – площадь поперечного сечения диска;

g – начальная длина диска;

l – длина позвонка;

u^0 – координаты начальной конфигурации позвонка;

m – масса позвонка;

J – момент инерции позвонка;

w^0 – координаты начальной конфигурации позвонка;

φ^0 – угол начальной конфигурации позвонка;

w – поступательная степень свободы позвонка;

u – поступательная степень свободы позвонка;

φ – вращательная степень свободы позвонка;

β – угол между осями позвонка и межпозвоночного диска;

α – угол межпозвоночного диска;

d – деформированное состояние/деформация позвонка;

δ_1 – поперечная деформация диска;

δ_2 – продольная деформация диска;

δ_3 – вращательная деформация диска;

σ – приложенное напряжение;

ε – относительная продольная деформация;

p_1 – константа [0,03 с];

q_0 – константа [0,077 Па];

q_1 – константа [0,005 Па*с];

δ_b – деформация изгиба диска;

δ_s – деформация сдвига диска;

F_s – сила сдвига;

k – характеристика формы поперечного сечения диска [1,5];

G – модуль сдвига диска [0,154 Па];

E – константа [0,462 Па];

F_1 – поперечная сила;

F_2 – продольная сила;

F_3 – вращательная сила;

Q, P – угловая ориентация позвонка;

ξ, λ, ω – скорости деформации межпозвоночного диска;

a – импульс ускорения;

v – нормировочный коэффициент для согласования размерности и масштаба.

I – момент инерции площади поперечного сечения диска;

e – эксцентриситет.

Таким образом с учетом вышеописанных параметров можно сформировать два класса объектов позвонков (*vertebra*) и межпозвоночный диск (*intervertebralDisc*).

```
class vertebra {
public:
    double l;      //длина позвонка
    double e;      // эксцентриситет
    double u0;     //координаты начальной конфигурации
    double w0;     //координаты начальной конфигурации
    double f0;     //угол начальной конфигурации
    double m;      //масса позвонка
    double J;      //момент инерции позвонка
    double u();    //вычисление поступательной степени свободы позвонка
    double w();    //вычисление поступательной степени свободы позвонка
    double f();    //вычисление вращательной степени свободы позвонка
    double d();    //вычисление деформация диска
    double Q();    //вычисление угловой ориентации
    double P();    //вычисление угловой ориентации
    double et();   //вычисление скорости продольной деформации
    double lam();  //вычисление скорости поперечной деформации
    double om();   //вычисление скорости вращательной деформации
}
class iDisc {
private:
    double A;      //площадь поперечного сечения диска
    double g;      //начальная длина диска
    double i;      //момент инерции площади поперечного сечения диска
    double del1(); //вычисление поперечной деформации диска
    double del2(); //вычисление продольной деформации диска
    double del3(); //вычисление вращательной деформации диска
    double eps();  //вычисление относительной продольной деформации диска
}
```

Одним из вариантов реализации компьютерной модели была разработка плагина для одной из широко распространенных систем трехмерного моделирования. Однако использование такого плагина требует наличие компьютера, обладающего определенными минимальными характеристиками, а также навыков работы с данной системой трёхмерного моделирования.

В настоящее время широкое распространение получили так называемые *Web*-приложения. Использование особенностей стандарта *HTML5* в сочетании со скриптовым языком *JavaScript* и высокоуровневым языком программирования, например, *Python*, позволяет создавать *web*-приложения с различным функционалом.

Для хранения начальных параметров предлагается использование *XML*-документа, поскольку это позволит разработать *Web*-приложение без лишних затрат на содержание

сервера, который будет обеспечивать поддержку других технологий.

Данные в XML-документе будут представлены в следующем виде:

```
<spine>
  <sps number="1">
    <lowerVertebrae>
      <l></l>
      <e></e>
      <u></u>
      <w></w>
      <f></f>
      <m></m>
      <J></J>
    </lowerVertebrae>
    <disk>
      <A></A>
      <g></g>
      <i></i>
    </disk>
    <upperVertebrae>
      <l></l>
      <e></e>
      <u></u>
      <w></w>
      <f></f>
      <m></m>
      <J></J>
    </upperVertebrae>
  </sps>
<!--Аналогично для остальных ПДС-->
</spine>
```

Таким образом, реализация компьютерной модели в виде web-приложения позволит расширить круг потенциальных пользователей. Для работы данных приложений достаточно наличие компьютера с установленным современным web-браузером и подключение к сети Интернет. Благодаря особенностям хранения данных в «локальном хранилище», реализованным в HTML5, загрузку исходных данных можно будет производить единожды.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Зациорский В.М., Аруин А.С., Селуянов В.Н. Биомеханика двигательного аппарата человека. – М.: Физкультура и спорт, 1981. – 143 с.: ил.;
2. Образцов И.Ф., Ханин М.А. Оптимальные биомеханические системы. – М.: Медицина 1989 – 272 с
3. Попов Г.И. Биомеханика: учеб. для студ. высш. учеб. заведений – 2-е изд., испр. и доп. – М.: Издательский центр «Академия», 2007. – 256 с.

ОБ АВТОРАХ

Грачев Денис Сергеевич, магистр каф. технической кибернетики УГАТУ.

e-mail: grachev.d@artsite-studio.ru



Насыров Рашит Вильевич, к.т.н, к.фарм.н., доцент, доцент кафедры технической кибернетики УГАТУ. Исследования в области анализа биомедицинских данных, моделирования и управления биомедицинскими процессами, принятия решений и фармацевтического обеспечения.

e-mail: docentapris@gmail.com

УДК 615.47

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ПРОСТРАНСТВЕННО-ВРЕМЕННОГО ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЗОН СТОПЫ

Даминова Э. А., Мирина Т. В.

Современную медицину невозможно представить без различных приборов, систем и комплексов. Начиная с середины 60-х годов прошлого века наметилась тенденция к автоматизации процессов сбора, хранения, обработки информации, проведения процедур и выполнения операций. Успех этих начинаний во многом зависел от внедрения инженерной мысли в медицину с последующим усовершенствованием и стремлением к улучшениям. Большую долю среди всей медицинской техники, с точки зрения решаемых задач, занимает диагностическая техника, которая предназначена для исследования структурных и функциональных характеристик организма. Такая техника, в свою очередь, делится на классы в зависимости от области применения. Одной из таких областей является диагностика опорно-двигательного аппарата.

Опорно-двигательная система человека – одна из главных жизненно важных систем человека. Однако, нередко случаи нарушений в работе этой системы. Для их обнаружения используют различные диагностические методы и средства. Причем, к диагностике каждой отдельной подсистемы опорно-двигательной системы человека имеется свой подход. Одним из таких подходов является пространственно-временное определение зон стопы. Данный диагностический метод применяется в медицине сравнительно недавно – с середины прошлого века. Однако наиболее больших результатов наука в этой области достигла в последние 2 десятилетия и, в то же время, не достигла своей конечной точки. Этим объясняется актуальность данного подхода.

Стопа как целое выполняет функции опоры, передвижения и смягчения толчков при ходьбе, беге, прыжках и т. п. Стопа имеет сводчатое строение и выполняет роль амортизатора, дополняя в этой функции изгибы позвоночного столба, тазобедренный, коленный и голеностопный суставы [1].

Рассмотрим методики исследования ходьбы. Кинематические особенности ходьбы изучают с помощью гониометрии (с использованием контактных и бесконтактных датчиков измерения углов в суставах), с применением гироскопов – приборов, позволяющих определить угол наклона сегмента тела относительно линии гравитации, а также циклографии – метода, основанного на регистрации координат светящихся точек,

располагаемых на сегментах тела человека.

Динамические характеристики ходьбы изучают с применением динамографической (силовой) платформы. При опоре силовую платформу регистрируют вертикальную реакцию опоры, а также горизонтальные ее составляющие. Эта область диагностических приборов развита довольно хорошо, особенно на территории нашей страны, т.к. стабилметрические платформы выпускаются как минимум тремя предприятиями («ВНИИМП-ВИТА» г.Москва, «МБН» г.Москва, «ОКБ Ритм» г.Таганрог), причем приборы по своим техническим характеристикам не уступают зарубежным производителям, и при этом стоимость отечественных приборов существенно ниже, чем у зарубежных [2]. Физиологические параметры ходьбы можно регистрировать с помощью электромиографии – методики регистрации биопотенциалов мышц. При сопоставлении данных, полученных с помощью электромиографических исследований, с данными методик оценки временной характеристики, кинематики и динамики ходьбы, является возможным проведение биомеханического и иннервационного анализа ходьбы.

Известно, что давление, оказываемое весом человека, на стопу велико как в состоянии покоя, так и при физических нагрузках. В связи с этим, нарушения в работе стопы, в строении ее костной и мышечной систем приводят к нарушению в работе всей опорно-двигательной системы человека. В то же время, стопа может отражать состояние и других органов, и систем. Например, синдром диабетической стопы (СДС). Синдром диабетической стопы – это главным образом гнойно-деструктивные поражения нижних конечностей вследствие сахарного диабета [3]. Около 85% этих поражений составляют трофические язвы стоп, оставшаяся часть – абсцесс, флегмона, остеомиелит, тендовагинит, гнойный артрит и другие процессы, развивающиеся либо как осложнение трофической язвы, либо первично, без предшествующей язвы. Кроме того, к СДС относится негнойное деструктивное поражение скелета конечностей – диабетическая остеоартропатия, которую важно отличать от более частого остеопороза костей стоп. К СДС относят также стойкие последствия названных процессов разного уровня ампутации нижних конечностей и др.

Другим распространенным заболеванием, диагностика которого имеет полезный эффект, является плоскостопие. Плоскостопие – деформация стопы, характеризующаяся уплощением ее сводов [4] (рис.1).

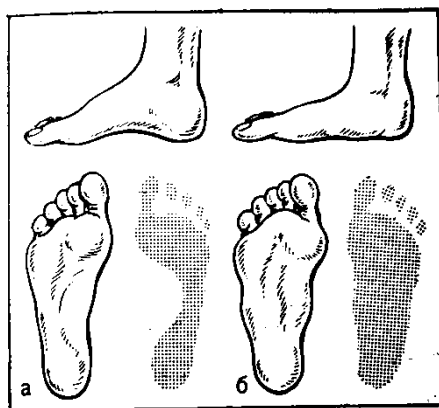


Рис.1. Внешний вид стоп и отпечатки их подошв в норме (а) и при плоскостопии (б)

Различают поперечное и продольное плоскостопие, возможно сочетание обеих форм. При поперечном плоскостопии уплощается поперечный свод стопы, ее передний отдел опирается на головки всех пяти плюсневых костей, а не на 1 и 5, как это бывает в норме. При продольном плоскостопии уплощен продольный свод и стопа соприкасается с полом почти всей площадью подошвы.

В работах [5, 6], опубликованных ранее, вопрос рассматривался с теоретической точки зрения. Приведем структурную схему разрабатываемого устройства (рис. 2).

Представленная структурная схема содержит два измерительных канала: для правой и левой ноги пациента. Каждый канал состоит из идентичного набора элементов: блока датчиков, расположенных на обувной стельке, мультиплексора, фильтра низких частот и аналогово-цифрового преобразователя. При этом фильтр низких частот сопряжен со схемой смещения нуля, т.к. того требует схема включения датчиков (однополярное питание). Мультиплексоры управляются микроконтроллером, который, в свою очередь, позволяет подключать устройство к ЭВМ, записывать информацию на съемный носитель, осуществлять управление режимами работы устройства, а также позволяет визуализировать процесс измерения.

Устройство является портативным и поэтому питается от сменного аккумулятора, который, в свою очередь, может подзаряжаться от сети.

Разработанная структурная схема работает следующим образом. В обувь пациента вкладываются измерительные стельки, в которые вмонтированы первичные преобразователи – датчики. На одной измерительной стельке располагается 16 датчиков. Далее пациент начинает делать шаги. По мере переноса веса тела во время ходьбы на опорной поверхности его стопы происходит процесс распределения давления, который фиксируется измерительными стельками. Датчики преобразуют оказываемое на них давление в электрический сигнал, который затем проходит этапы передачи, обработки, преобразования и запоминания. Происходит это следующим образом. Перед началом диагностики включается питание устройства, затем происходит тестирование системы, запоминается первичная нагрузка на датчики, так называемый «паразитный сигнал». Затем нажимается кнопка начала измерения и сигналы от измерительных стелек по каналам передачи, выполненным в виде шлейфов, поступают в аналоговые мультиплексоры, через которые сигналы поочередно проходят фильтрацию, преобразование в цифровой код и поступают в микроконтроллер, где записываются в его память. Данные, сохраненные в память микроконтроллера, в дальнейшем передаются на персональный компьютер, через соответствующий разъем. На персональном компьютере будет происходить расшифровка данных в специальном программном пакете.

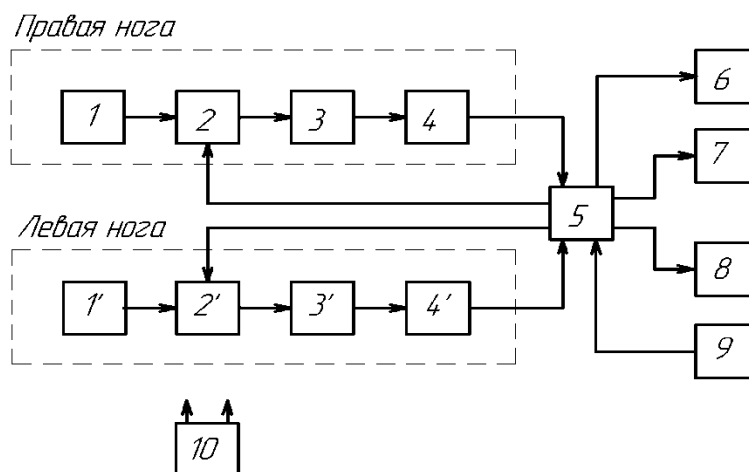


Рис.2. Структурная схема устройства для пространственно-временного определения зон стопы

1, 1' – блоки датчиков для правой и левой ног соответственно, 2, 2' – мультиплексоры, 3, 3' – фильтры низких частот, 4, 4' – аналогово-цифровые преобразователи, 5 – микроконтроллер, 6 – слот для карт памяти, 7 – USB-интерфейс, 8 – клавиатура, 9 – устройство визуализации, 10 – аккумулятор

В пакете происходит преобразование цифровых кодов в величины давления. В результате расшифровки врачу будет предоставляться карта распределения давления по опорной поверхности стопы человека со значениями давления как в виде двумерной

модели, так и в виде трехмерной модели. Используемые цвета для моделирования соответствуют градации от малых величин давления (оттенки синего цвета), до больших величин давления (оттенки красного цвета). При этом возможны комбинационные сочетания цветов для обозначения промежуточных величин. Также в программе предполагается наличие возможности загрузки карт распределения давления в норме, а также функции хранения карты распределения, создания электронной карточки пациента. Можно будет сравнить полученную карту распределения с картой предыдущего измерения для наблюдения пациента в динамике при проведении лечебных манипуляций и т.д.

На панели управления устройством имеются 4 светодиодных индикатора и 5 кнопок управления. При нажатии на кнопку загорается индикатор, отражающий ее нажатие: кнопка №1 (красный индикатор) – начало измерения, кнопка №2 (синий индикатор) – окончание измерения, кнопка №3 (зеленый индикатор) – запись данных на флэш-накопитель, кнопка №4 (желтый индикатор) – подключение к персональному компьютеру, кнопка №5 (не снабжена индикатором) – включение питания. Под пластиковым корпусом устройства, находится кнопка №6, которая осуществляет сброс микроконтроллера. Доступ к ней есть только у разработчика. Пациенту же и врачу доступны 5 кнопок управления устройством.

Результатом дальнейшей проработки темы явилась усовершенствованная структурная схема. Усовершенствования коснулись прежде всего способа передачи данных, а также средств для их получения – первичных преобразователей. Произведен переход от передачи данных через ленточные кабели к беспроводной передаче данных с использованием технологии беспроводной передачи данных *Bluetooth*. Отметим, что данный вид беспроводной передачи данных ориентирован на применение в медицине и встречается сегодня в некоторых других медицинских системах.

Использование *Bluetooth*-модулей практически не изменяет имеющуюся структурную схему, за исключением того, что теперь полученные данные будут оперативно передаваться на персональный компьютер, в режиме реального времени, минуя передачу на карту памяти и последующий этап внесения данных в персональный компьютер. Помимо решения вопроса надежности передачи сигнала, данный вид связи позволит организовать биологическую обратную связь «испытуемый – врач – испытуемый». Биологическая обратная связь – информационная обратная связь, относительно функционирования тела человека, которая действует как корректировщик, показывая человеку, как и в каком направлении, меняется тот или иной процесс в зависимости от совершаемых им действий. На практике применение биологической обратной связи используется достаточно долго и уже доказало свою эффективность.

Внедрение беспроводной передачи информационно-измерительных сигналов позволит не только обеспечить систему надежностью, но и значительно уменьшить габариты блока первичной обработки сигналов. Так как закодированные сигналы будут поступать непосредственно на персональный компьютер, можно отказаться от использования в схеме устройства блока записи сигналов. Таким образом, сигналы с датчиков сразу будут преобразованы в код посредством использования аналого-цифрового преобразователя и переданы на персональный компьютер.

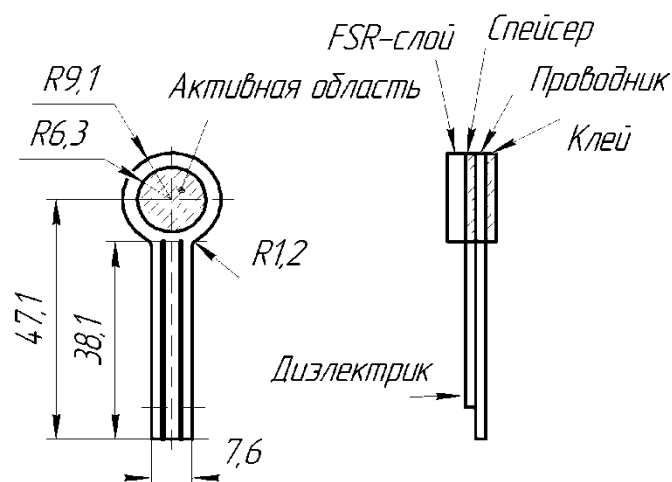


Рис. 3. Размеры датчиков FSR-402

Сегодня на рынке микроэлектронных компонентов можно встретить достойную замену таким датчикам – сенсорные чувствительные элементы, рассчитанные на соответствующую нагрузку в виде давления. Преимущество таких первичных преобразователей не только в их современной форме, возможностях, габаритах, а еще и в возможности легкой интеграции с известными модулями микропроцессорной техники. Например, датчики FSR-402 производства компании *Interlink Electronics* являются совместимыми с современными микропроцессорными модулями, например, с платформой *Arduino*.

Данные чувствительные элементы имеют миниатюрные размеры (рис. 3): диаметр активной области – 13 мм, длина выводов – 47 мм, толщина – 0,7 мм. Принцип работы датчиков следующий: самый простой FSR-преобразователь состоит из двух мембран, разделенных тонким воздушным зазором. Воздушный зазор поддерживается посредством спейсера по краям и жесткости самих двух мембран. Одна из мембран имеет набор штырей, которые электрически различны. Каждый набор подключен к одному следу на хвосте. Другая мембрана покрыта чернилами. При нажатии диэлектрические чернила оставляют следы, меняя сопротивление, зависящее от приложенного давления.

Особенно интересен вопрос о размещении датчиков на стельке. Исходя из особенностей анатомии стопы логичным было бы размещение датчиков в соответствии со строением стопы человека, однако при проведении анализа литературы был найден новый подход к размещению датчиков. В книге [7] авторы особое внимание уделяют взаимосвязи тонических реакций и нарушениях вертикального положения тела человека. Исходя из основных концепций и идей, изложенных в указанном источнике, можно предположить, что разрабатываемое устройство могло бы выдавать ту же информацию, что и стабилметрическая платформа, или же информацию, интерпретировав и обработав которую соответственным образом, можно было бы получить результат схожий со стабилметрическими платформами. Поэтому расположить датчики на стельке следует в соответствии с поясами и элементами постуральной стимуляции. Выделяют пояса: субкапитальный (СКП), передний (ПП/РКП), срединный (СП), задний (ЗП), пояс под бугристостью пяточной кости (ПБ). Элементы – это локальные структуры, а именно: внутренний субкапитальный (ВСКЭ), передненааружный (ПНЭ), средневнутренний (СВЭ), задневнутренний (ЗНЭ), внутренний (ВЭБ) [7] (рис.4).

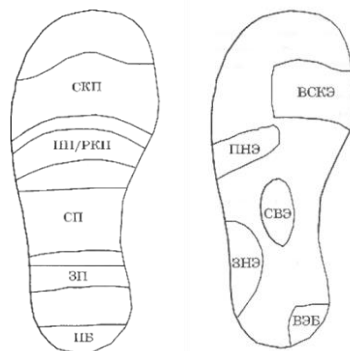


Рис. 4. Пояса и элементы постуральной стимуляции.

Рассмотрим вопрос размещения и видов датчиков отдельно. Как было указано ранее, располагаться датчики будут в соответствии поясами и элементами постуральной стимуляции. Так, например, на стельке под внутренним элементом ВЭБ разместим 2 датчика, а вот под внутренний субкапитальный элемент ВСКЭ разместим уже 6 датчиков. Т.е. количество датчиков прямо пропорционально области, под которой измеряется давление на опорную поверхность

Перечислим преимущества использования сенсоров:

- доступность на рынке микроэлектронных компонентов (фактор весьма важен т.к. производство датчиков на тензокристалле не является серийным и не поставлено на поток из-за размера датчиков);
- приемлемая стоимость;
- гибкая интеграция в готовые процессорные модули;
- высокая точность;
- габариты.

Таким образом, появившаяся перспективная возможность реализации устройства для пространственно-временного определения зон стопы позволила улучшить разработку, оптимизировать передачу данных, а также предоставила возможность реализации биологической обратной связи «испытуемый – врач – испытуемый».

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Анатомия опорно-двигательного аппарата: Учеб. пособие / П.Г. Пивченко, Д.В. Ковалева. - Мн.: БГМУ, 2003. – 138 с.
2. Слива С.С. Отечественная компьютерная стабильнография: технический уровень, функциональные возможности и области применения. Мед техника 2005; 1: 32—36.
3. Удовиченко О.В., Грекова Н.М. Диабетическая стопа. – М.: Практическая медицина, 2010. – 272 с.
4. Популярная медицинская энциклопедия. Гл. ред. Б.В.Петровский. В 1-м томе. Аборт – Ящур. – М.:Советская энциклопедия, 1987 – 704с.
5. Даминова Э. А. Прибор для пространственно-временного определения зон стопы. Актуальные вопросы биомедицинской инженерии: сборник материалов IV Всероссийской научной конференции для молодых ученых, студентов и школьников. 20 октября – 15 декабря 2014 г. – Саратов: ООО «Издательский Центр «Наука», 2014. – 325 с.
6. Даминова Э. А. Современная компьютерная подография: проблемы и перспективы. Современные проблемы биомедицинской инженерии: сборник материалов Всероссийской молодежной научной конференции. 6-8 апреля 2015 г. – М.: Прондо, 2015, с. 372-376
7. Гаже П.-М., Вебер Б. Постурология. Регуляция и нарушения равновесия тела человека. СПб.: Издательский дом СПбМАПО, 2008. – 316 с.

ОБ АВТОРАХ



Даминова Эмилия Айратовна, магистрант каф. электроники и биомедицинских технологий УГАТУ, дипл. бакалавра. по биотехническим системам и технологиям (УГАТУ, 2015). Иссл. в обл. инф.-изм. систем, мед. техники.

e-mail: 11ed@mail.ru



Мирина Татьяна Владимировна, доц. каф. электроники и биомедицинских технологий, инж.-элект. по инф.-изм. и упр. системам УГАТУ, 1991). Канд. техн. наук (там же, 2006). Иссл. в обл. инф.-изм. систем, мед. техники.

e-mail: tatvlami@yandex.ru

УДК 613.817

АППАРАТ ДЛЯ СЕНСОРНЫХ ВОЗДЕЙСТВИЙ ПРИ ЛЕЧЕНИИ ПСИХОЛОГИЧЕСКИХ ЗАВИСИМОСТЕЙ

Денисова Е. А., Парфирьев П. К., Бикметов И. Р., Уразбахтина Ю. О.

Алкоголизм и наркомания в медицине имеют одно общее название - болезни зависимости. С медицинской точки зрения алкоголизм – это прогрессирующее заболевание, обусловленное действием алкоголя как наркотического вещества.

В наше время алкоголь получил широкое распространение, как среди людей старшего поколения, так и среди молодежи. Последствия употребления алкоголя проявляются, прежде всего, на здоровье человека, а именно оказывают негативное влияние на следующие группы органов: печень, центральная нервная система, сердечно – сосудистая система и половая система, в том числе генетические отклонения у потомства. Алкоголики часто умирают от травм, полученных в состоянии сильного алкогольного опьянения. Более половины миллиона россиян умирает от отравления спиртными напитками каждый год. Приведенные статистические данные позволяют обосновать актуальность проводимой разработки.

В лечении алкогольных зависимостей широко применяется метод кодирования. Кодирование - общее название большой группы процедур, подразумевающих воздействие на центральную и периферическую нервную систему, после чего, как правило, снижается влечение к алкоголю.

По данной теме был произведен патентный поиск, который показал, что существуют специальные средства сенсорных воздействий на человека, применяемые при психотерапевтическом методе лечения алкогольной зависимости [3, 4]. Примером служит устройство для электросуггестивного воздействия [3] и устройство для введения в трансовые состояния [4], на основе которых была разработана структурная схема прибора для сенсорных воздействий на человека. Он воздействует сразу на три канала восприятия: зрительный, слуховой и тактильный.

Структурная схема разрабатываемого устройства приведена на рис. 1:

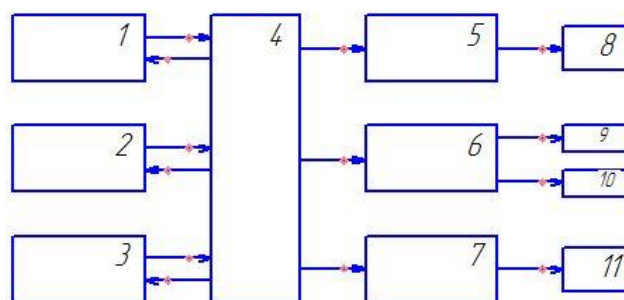


Рис. 1. Структурная схема аппарата для сенсорных воздействий:

1 – Генератор электрических импульсов; 2 – Генератор световых импульсов; 3 – Генератор звуковых импульсов; 4 – Блок управления и синхронизации; 5, 6, 7 – Формирователь электрических, световых и звуковых импульсов соответственно; 8 – Пара электродов; 9, 10 – Правый и левый канал светового стимулятора, 11 – Пара наушников.

Аппарат для сенсорных воздействий на человека работает следующим образом. Пациента усаживают в кресло при комфортных внешних условиях и располагают стимуляторы 8, 9, 10, 11 так, чтобы зрительный и слуховой анализатор были изолированы от внешней среды. При этом излучающие элементы светового стимулятора должны располагаться напротив глаз пациента, а излучающие элементы звукового стимулятора напротив ушных раковин. Элементы стимулятора электрических воздействий располагаются при этом напротив точек головы, подлежащих воздействию.

Далее с помощью блока управления и синхронизации включают устройство, выбирают соответствующее звуковое воздействие, которое задает частоту движения световых импульсов по типу “бегущих огней” и запускают устройство.

Генератор звуковых стимулов генерирует звуковой сигнал. Звуковой модуль предложено использовать в виде готового блока, выпускаемого промышленностью. В разрабатываемом устройстве звуковой модуль используется для двух вариантов работы. В первом случае для введения человека в трансное состояние модуль воспроизводит записанный на SD карту монотонный звук различной частоты, который через наушники воздействует на слуховой анализатор человека. Частоты и порядок воспроизведения файлов каждому пациенту подбирается индивидуально. Во втором случае модуль воспроизводит с SD карты запись голоса врача, который воздействует на психику, при помощи внушения негативного отношения к алкогольным напиткам и дает установку на трезвый образ жизни, после погружения пациента в транс.

Диапазон частот в звуковом модуле выбран в полосе от 125 Гц до 3500 Гц (речевая полоса частот, использующаяся для передачи голоса).

Генератор электрических воздействий воздействует на пациента электрическим током. Канал электрических воздействий должен обеспечивать импульсы тока большой скважности и возможностью изменения частоты. Частота меняется от 52 Гц до 166 Гц. Площадь электродов должна составлять 8 см^2 (диаметр 3,2 см). Примером может служить оголовье с титановыми электродами (Рис.2). Рабочие части (металлические пятки) электродов изготавливают из титана, оголовье из текстильной ленты.



Рис. 2. Оголовье с титановыми электродами.

Так же следует отметить, что "титановые" части электродов имеют практически неограниченные сроки эксплуатации.

В формирователе световых воздействий происходит разделение световых импульсов на правый и левый канал. Канал световых воздействий должен обеспечивать поочередное переключение светодиодов по типу «бегущих огней» в правом и левом стимуляторах соответственно. Эффект бегущие огни удастся получить тогда, когда лампы или светодиоды поочередно загораются и гаснут. Скорость переключения светодиодов синхронизирована со звуковым модулем. Сигнал со схемы синхронизации поступает на схему формирования светового воздействия. Частота генератора световых воздействий не должна превышать частоту слияния, то есть должна быть не больше 15 Гц. Частота меняется от 0,56 Гц до 14 Гц.

Световые и звуковые воздействия вводят пациента в транс.

Электрические стимулы применяются для усиления лечебного эффекта.

Разработанное устройство воздействует на три канала восприятия человека: зрительный, слуховой и тактильный. Выходные сигналы стимуляторов представляют собой не только физические факторы воздействия, чем обычно ограничиваются известные устройства, а прежде всего несут информационную нагрузку - являются строго согласованными между собой и моделируют все вместе в комплексе ритмические воздействия на пациента. Благодаря этому введение в транс осуществляется легче и быстрее, чем при не согласованном воздействии. Кроме того, от пациента не требуется никакой подготовленности и знания каких-либо комплексов упражнений и предварительных тренировок.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Нельсон А. И. Электросудорожная терапия в психиатрии, наркологии и неврологии. — Москва: Бином, 2005. — 368 с.
2. Ясногородский В.Г. Электротерапия, с. 140, М., 1987.
3. Бакусов Л.М., Шосталь С.А., Репкин И.С. Патент №2131276 РФ. Устройство для электросуггестивного воздействия; заявл. 06.10.1997; опубл. 10.06.1999.
4. Репкин И.С., Бакусов Л.М. Патент №2131272 РФ. Устройство для введения в трансовые состояния; заявл. 05.06.1997 опубл. 10.06.1999.
5. Гусев В.Г., Гусев Ю.М. Электроника. – М.: Высшая школа, 1991 -621с.

ОБ АВТОРАХ



Бикметов Ильдар Радикович, магистрант кафедры электроники и биомедицинских технологий УГАТУ, степень бакалавра по биотехническим системам и технологиям (УГАТУ, 2016). Тема выпускной-квалификационной работы: Биоуправляемый не имплантируемый кардиостимулятор.

e-mail: asazay19@gmail.com



Парфирьев Павел Константинович, магистрант кафедры электроники и биомедицинских технологий УГАТУ, степень бакалавра по биотехническим системам и технологиям (УГАТУ, 2016). Тема выпускной-квалификационной работы: Биоэлектрический протез верхних конечностей.

e-mail: viper335@yandex.ru



Денисова Евгения Андреевна, магистрант кафедры электроники и биомедицинских технологий УГАТУ, степень бакалавра по биотехническим системам и технологиям (УГАТУ, 2016). Тема выпускной-квалификационной работы: Аппарат для сенсорных воздействий при лечении психологических заболеваний.

e-mail: ddenissowa@mail.ru



Уразбахтина Юлия Олеговна, декан факультета авионики, энергетики и инфокоммуникаций, ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический университет», кандидат технических наук, доцент кафедры Электроники и биомедицинских технологий

e-mail: urjuol@mail.ru

УДК 368.942 – 368.041

ДОБРОВОЛЬНОЕ МЕДИЦИНСКОЕ СТРАХОВАНИЕ ДЕТЕЙ

Диваева Э. Р., Зотова О. Ф., Агадуллина А. И.

Добровольное медицинское страхование (ДМС) играет важную социальную роль, обеспечивая население более удобной и качественной медицинской помощью, дорогостоящей медицинской помощью, медпомощью, ждать которую в рамках обязательного медицинского страхования (ОМС) слишком долго. Согласно оценкам BusinessStat доля ДМС в общем объеме рынка медицинских услуг в 2015 году составила 7,6 % вслед за ОМС (50,7%), бюджетным сектором (20,7%), «кассовой» медициной (15,5%) [1]. В целом доля ДМС существенна и, безусловно, должна расти, принимая все более доступные и удобные для населения формы. В настоящий момент основные предложения на рынке – это программы краткосрочного страхования (на срок до года включительно), рассчитанные на корпоративных клиентов – сотрудников компаний и членов их семей. Однако на сайтах страховых компаний представлены предложения и для физических лиц. А вот программы долгосрочного страхования отсутствуют. Причин здесь много – и отсутствие культуры страхования, и отсутствие соответствующих инструментов для расчета стоимости полиса у страховщиков, и экономическая ситуация в стране в целом.

ДМС как альтернатива ОМС особенно актуально для детей, когда качество и удобство получения медицинской помощи особенно важно. На сайтах страховых компаний можно найти такие предложения. При этом на стоимость страховки влияет возраст и пол ребенка, список услуг, доступных в рамках полиса, список медицинских учреждений, в которых будет обслуживаться ребенок. Это, пожалуй, все, что представлено именно на сайтах страховых компаний.

Для медицинского страхования, безусловно, также важны текущее состояние здоровья малыша. Еще одна особенность детского ДМС – это обязательные медицинские осмотры, вакцинация.

Целью данной работы является создание прототипа программного средства, реализующего задачи краткосрочного и долгосрочного страхования детей.

Для этого требуется решить следующие задачи:

- разработать конструктор программ страхования в виде набора подпрограмм;

- разработать алгоритмы начисления брутто-премии для краткосрочного и долгосрочного страхования:
 - расчет нетто-премии для человека данного пола и возраста по сконструированной пользователем программе,
 - индивидуальная оценка риска (андеррайтинга) и расчет индивидуальной нетто-премии для ребенка,
 - расчет брутто-премии,
 - проведение численного эксперимента для анализа корректности результатов расчета премий;
- разработать инструменты для анализа деятельности страховой компании по портфелю договоров страхования за определенный период.

Далее рассмотрим математическое обеспечение поставленных задач для краткосрочного и долгосрочного добровольного медицинского страхования.

Структура страхового взноса имеет следующий вид (рис. 1):



Рис. 1. Структура страхового взноса

$$B = P_0 + P_r + H, \quad (1)$$

где B – брутто-премия, P_0 – нетто премия, P_r – рисковая надбавка, H – нагрузка [2].

Краткосрочное страхование. Сначала рассчитывается нетто-премия для ребенка данного пола и возраста. Для расчета нетто-премии с учетом рисковой составляющей используется следующая формула:

$$P = e^{a_0 + \frac{s_0^2}{2} + z \frac{s_0}{\sqrt{n}} \sqrt{1 + 2s_0^2}} e^{\frac{-1}{2} s^2}, \quad (2)$$

где s_0^2, s^2 – дисперсия и выборочная оценка дисперсии распределения страховых выплат, s_0 – выборочная оценка среднего размера страховой выплаты, z – квантиль нормального распределения, соответствующий доверительной вероятности, n – срок выборки [3].

Задачу андеррайтинга предлагается решать как задачу классификации клиентов по группам здоровья на основе ROC-анализа и метода анализа иерархий Саати. Для этого необходимо выполнить следующие шаги:

1. Разработать анкеты для сбора информации о факторах риска.
2. Отнести клиента к одной из групп риска. Для классификации на основе ROC-анализа используются три группы здоровья, для классификации на основе метода анализа иерархий Саати предлагается использовать 8 групп риска.
3. Вычислить поправочный коэффициент для каждой группы риска $k_i = \frac{P_i}{P}$, где P_i – среднее количество обращений к врачу в i -ой группе, а P – среднее количество обращений в базовой группе.

Долгосрочное страхование. Алгоритм расчета индивидуальной нетто-премии состоит из следующих этапов [2].

1. Расчет затрат на медицинские услуги в каждом возрасте Gx для мужского и женского пола
- 1.

$G_x =$	вероятностный блок	плановое обслуживание	стационарное обслуживание
вероятностный блок	$= k_1 \sum_{i=1}^n c_i p_i$ (3)		n – количество заболеваний с оценкой вероятности больше 0,05 c_i – средняя стоимость лечения заболевания p_i – оценка вероятности заболевания m – количество плановых услуг s_i – стоимость плановой услуги r_i – количество предоставлений пл. услуги q – оценка вероятности стационарного обслуживания d – средняя длительность пребывания в стационаре w – средняя стоимость койко-дня k_1, k_2, k_3 – коэффициенты (0 или 1)
плановое обслуживание	$= k_2 \sum_{i=1}^m s_i r_i$ (4)		
стационарное обслуживание	$= k_3 q d w$ (5)		

2. Расчет относительных величин затрат на медицинские услуги по всем возрастам для мужского и женского пола k_x

$$2. \quad k_x = \frac{G_x}{G_0}, \quad (6)$$

где G_0 – затраты на медицинские услуги в базовом возрасте.

3. Расчет базовых затрат G_{0y} на весь период страхования с учетом прогноза изменения стоимости медицинских услуг.

$$G_{0y} = G_0 m_y, \quad (7)$$

где m_y – коэффициенты изменения стоимости медицинских услуг на каждый следующий год из периода страхования.

4. Расчет коммутационных функций D_x , N_x , U_x и N_{x+n}

Входные данные:

- процентная норма доходности i ,
- количество выживших детей l_x для каждого пола и возраста (из таблицы смертности или выбытия),
- длительность договора страхования n ,
- пол, возраст ребенка x ,
- коэффициенты k_x ,
- базовые затраты G_{0y} .

$$D_x = l_x * v^x, \text{ где } v=1/(1+i), \quad (8)$$

$$N_x = \sum_{j=x}^{x+n-1} D_j, \quad (9)$$

$$U_x = \sum_{j=0}^{n-x} D_{x+j} * k_{x+j} * G_{0y+j} \quad (10)$$

5. Расчет премии с учетом индивидуальных данных

$$P_i = \frac{U_x}{N_x - N_{x+n}} * k_i, \quad (10)$$

где k_i – индивидуальный коэффициент.

Таким образом, проведено исследование процессов краткосрочного и долгосрочного добровольного медицинского страхования, а также структурирование этапов расчета страховых премий. Следующим этапом работы является разработка программного средства, реализующего данные алгоритмы, а также проведение численных экспериментов на основе статистических данных и их анализ.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Рынок медицинских услуг в России: структура, тенденции, перспективы [Электронный ресурс] – Режим доступа: <http://www.businessstat.ru>
2. Четыркин Е.М. Актуарные расчеты в негосударственном медицинском страховании. – М.: Дело, 2000. – 120 с.
3. Структура страховой премии и методика её обоснования // Страхование: учебник / Под ред. Т. А. Фёдоровой. — 3-е изд. — М.: Магистр, 2009. — С. 189-195. — 1006 с. — ISBN 978-5-9776-0032-3. [Книга] / авт. 2.

ОБ АВТОРАХ



Диваева Эльвира Раилевна, магистрант каф. ВМиК УГАТУ, бакалавр по направлению Математическое обеспечение и администрирование информационных систем (2016). Исследования в области анализа и управления рисками.

e-mail: elvira-divaeva@gmail.com



Зотова Ольга Федоровна, доцент каф. вычислительной математики и кибернетики УГАТУ, дипл. инж. по программному обеспечению ВТ и АС (УГАТУ, 2002). К.т.н. по управлению в социальных и экономических системах (УГАТУ, 2005). Исследования по управлению рисками в сфере добровольного медицинского страхования и по управлению информационными рисками

e-mail: olgazotova@list.ru



Агадуллина Айгуль Ильдаровна, доц. каф. выч. математики и кибернетики УГАТУ, дипл. экон.-матем. (УГАТУ, 2009). Исследования в области систем поддержки принятия решений в соц. и экон. системах, управления экон.-экон. рисками

e-mail: aygul.agadullina@gmail.com

УДК 614.88

СИСТЕМА СИМУЛЯЦИОННОГО ОБУЧЕНИЯ ПО ОКАЗАНИЮ ПЕРВОЙ ДОВРАЧЕБНОЙ ПОМОЩИ.

Дусаев Д. Р.

Симуляционное обучение - обязательный компонент в профессиональной подготовке, использующий модель профессиональной деятельности с целью предоставления возможности каждому обучающемуся выполнить профессиональную деятельность или ее элемент в соответствии с профессиональными стандартами и/или порядками (правилами) оказания медицинской помощи [1].

Целью данной работы является создание системы симуляционного обучения по оказанию первой помощи. Система будет работать в нескольких режимах.

1) Пассивное обучение— это форма взаимодействия учащихся и учителя, в которой учитель является основным действующим лицом и управляющим ходом урока, а учащиеся выступают в роли пассивных слушателей, подчиненных директивам учителя

[2].

При выборе режима пассивного обучения (рис. 1), пользователь выбирает тему, которую желает изучить. При этом идет обращение к существующей базе данных. К примеру «Тема 1» может включать в себя инструкции по оказанию первой медицинской помощи при поражении человека электрическим током, а «Тема 2» - при обмороках. После выбора темы, она отображается на дисплее пользователя. Выводимая информация может содержать как текстовые данные, так и графические.

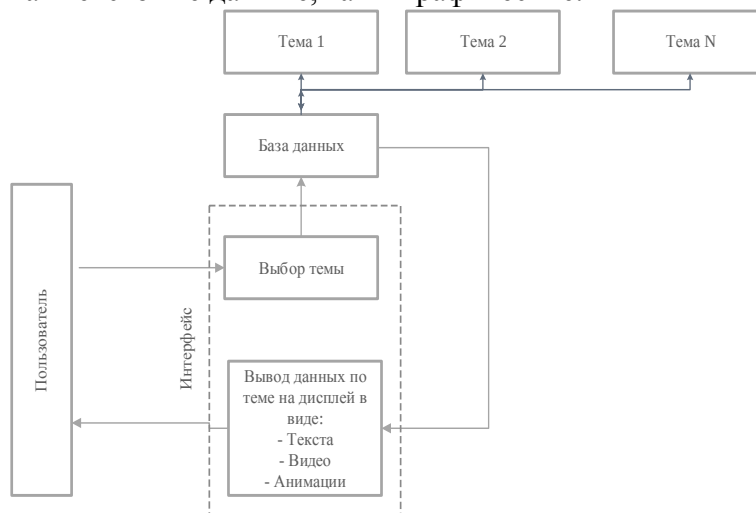


Рис. 1. Алгоритм пассивного обучения

2) Активное обучение – это форма взаимодействия учащихся и учителя, при которой учитель и учащиеся взаимодействуют друг с другом в ходе урока и учащиеся здесь не пассивные слушатели, а активные участники урока [2].

При выборе режима активного обучения (рис. 2), пользователю предлагаются на выбор несколько ситуаций, при выборе которых идет обращение к существующей базе данных кейсов.

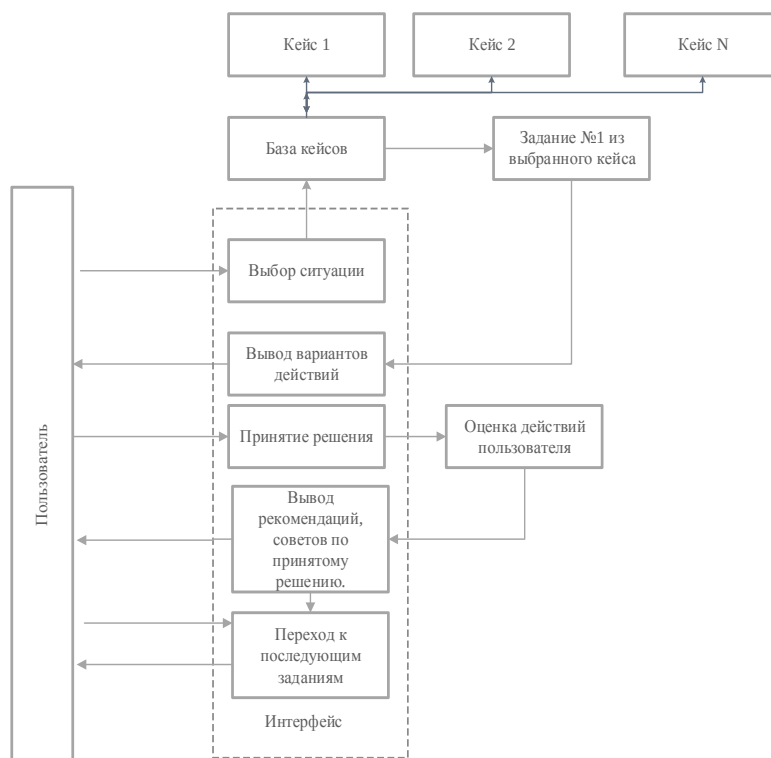


Рис. 2. Алгоритм активного обучения

Case-технология – это общее название технологий обучения, представляющих

собой методы анализа [3]. К ним относятся:

- метод ситуационного анализа;
- анализ конкретных ситуаций (case study);
- метод инцидента;
- метод кейсов;
- метод разбора деловой корреспонденции;
- метод ситуационно-ролевых игр;
- метод дискуссии.

Кейсы основываются на материалах реальных проблемных ситуаций, на исторических фактах и литературных источниках.

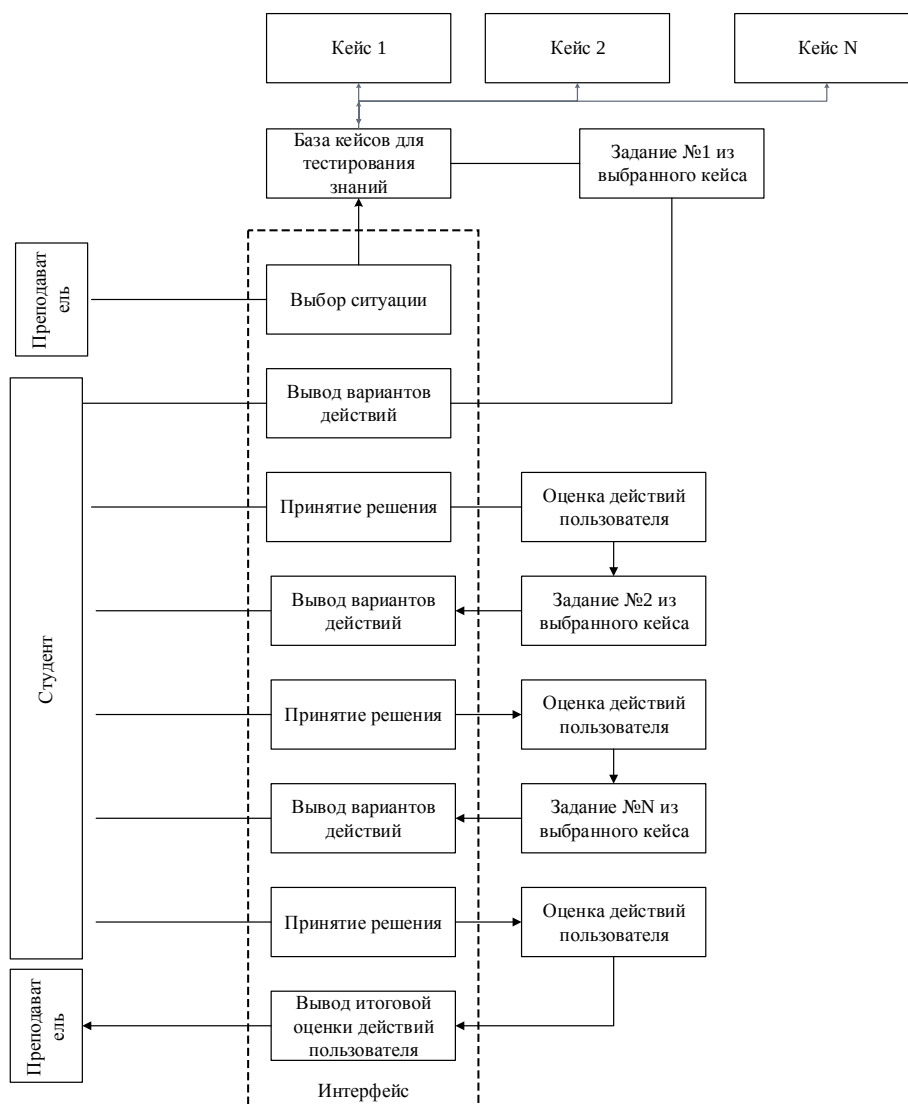


Рис. 3. Алгоритм режима оценки знаний

Каждый кейс будет содержать описание ситуации (как в текстовом виде, так и графическом), а также некоторое количество заданий касательно данной ситуации. Ситуации будут самые различные, от помощи человеку пострадавшему от удара током, до помощи человеку с ожогами. После выбора ситуации идет переход к первому заданию. Перед каждым заданием может появляться дополнительная информация касательно ситуации. Это может быть информация по поводу изменения состояния здоровья человека, таких как пульс, дыхание и прочее. Затем перед пользователем будут выведены варианты действий. Варианты также могут быть представлены как в графическом, так и в текстовом варианте. После выбора варианта, программа будет оценивать действия

пользователя, после чего выведет на экран советы и рекомендации касательно данного задания. К примеру «в данном случае обратите внимание на то, что пострадавший все еще находится в непосредственной близости от источника опасности». После этого идет переход к последующим заданиям, и все повторяется до тех пор, пока пользователь не закончит их все, либо не решит завершить работу программы преждевременно.

3) Режим оценки знаний.

Режим оценки знаний является схожим с режимом «активного обучения», за исключением некоторых отличий:

а) Выбор заданий будет осуществлять экзаменатор (программа позволит это делать и дистанционно, в случае дистанционного обучения)

б) База данных кейсов отличается от той, которая применяется при активном обучении.

в) Отсутствуют рекомендации и комментарии действий пользователя.

4) Режим «Практическая отработка навыков»

Помимо режимов активного обучения, пассивного обучения и режима оценки знаний, в систему планируется добавить режим для практической отработки навыков.

Суть режима заключается в следующем. К компьютеру через *USB* интерфейс будет подключен манекен для отработки сердечно легочной реанимации. В разрабатываемой программе будут отображаться данные о состоянии «пациента», и изменения, которые будут вносить учащиеся. По окончании выполнения работы, будет выдаваться оценка действий человека, выполнявшего реанимацию.

Данная ССО будет обладать достаточно широкой областью применения. Она рассчитана не только для обучения медицинского персонала, так как правила оказания первой помощи следует знать буквально каждому. По статистике среди причин смертей, пострадавших в ДТП, 70% происходит вследствие неверно оказанной первой помощи либо бездействию очевидцев. Программа также будет работать в режиме дистанционного обучения (правда без последнего режима). А для тестирования студентов преподаватели смогут запускать режим проверки знаний со своего компьютера, и результаты также будет выводиться на его мониторе. Так же есть возможность выпуска данной ССО на мобильных платформах.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Симуляционное обучение в медицине / Под редакцией профессора Свистунова А.А. Составитель Горшков М.Д. – Москва.: Издательство Первого МГМУ им. И.М.Сеченова, 2013 – 288 с.

2. Шестакова Е.Е. Интерактивные методы обучения и их преимущества [Электронный ресурс]. - <https://solncesvet.ru/интерактивные-методы-обучения-и-их-пр/> - статья в интернете. (дата обращения: 01.02.2017).

3. Чеберняк И.Н. Применение кейс-технологии на уроках информатики [Электронный ресурс]. - <http://festival.1september.ru/articles/505465/> - статья в интернете. (дата обращения: 01.02.2017).

ОБ АВТОРАХ



Дусаев Динар Рузиевич, студент УГАТУ, группа БТС-203м

e-mail: Dusaev.D.R@gmail.com

ОБ ОДНОМ ПОДХОДЕ К СОЗДАНИЮ СИСТЕМЫ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО ЭКСПЕРИМЕНТА В МЕДИЦИНЕ

Кружков А. С., Насыров Р. В.

Медицина, как и любая другая наука, безотлагательно нуждается в применении технологических и научных достижений последних лет. Это обуславливается необходимостью постоянного развития медицины как науки в целом (получением новых эмпирических данных, созданием новых гипотез и их апробация, и т.д.), так и развития частных ее разделов.

Любая эмпирическая наука, к которым, без сомнения, можно отнести и медицину, преимущественно основывается на экспериментальных исследованиях. Все что известно в медицине тем или иным образом было получено в ходе экспериментальных исследований, которые и являются движущей силой всего эмпирического направления познания. Таким образом, любой исследователь-ученый связан непосредственно с проведением эксперимента, получением, структуризацией и формализацией данных полученных в ходе его проведения, и анализом этих данных (в ходе которого рождается гипотеза) [1, 2].

Медико-биологический эксперимент, основанные на измерении физиологических показателей человека, как правило, проводятся по одной и той же схеме:

1) выбираются подлежащие измерению психофизиологические показатели, а также методы и средства регистрации физиологических сигналов и поведенческих реакций;

2) производятся измерения этих сигналов и реакций;

3) результаты измерений обрабатываются выбранными методами математического анализа;

4) врачу сообщаются полученные числовые характеристики, по значениям которых врач делает вывод о функциональном состоянии испытуемого.

Каждый исследователь выбирает свои, по его мнению, наиболее информативные показатели, использует собственную постановку измерительного эксперимента и применяет свои методы обработки и модели анализируемых сигналов и процессов. В результате каждая группа исследователей накапливает базу экспериментальных данных собственного формата, которая затем передаётся специалистам по обработке данных. При анализе экспериментальных данных важно знать, при каких именно условиях получены данные, каковы характеристики регистрирующей аппаратуры, и является ли выборка однородной. В частности, если физиологические сигналы зарегистрированы при различных условиях, то, строго говоря, применение математических методов (в особенности статистических) будет затруднено, а в некоторых случаях и неприемлемо. Поэтому очень часто экспериментальные данные приходится предварительно подготавливать к анализу, устраняя некорректные данные и заполняя пропущенные значения, либо применять методы, ориентированные на обработку данных с пропусками. Ситуация усугубляется, когда врачи используют выбранные ими пакеты прикладных подпрограмм, самостоятельно обрабатывая зарегистрированные физиологические сигналы. Всё это приводит к невозможности оценить точность и достоверность результатов математической обработки. Таким образом, накопленные массивы экспериментальных данных нередко оказываются бесполезными или, по крайней мере, малоинформативными. Между тем необходимо обеспечить единообразное накопление экспериментальных данных, которое позволит различным группам исследователей разрабатывать новые методы математического анализа физиологических сигналов. Также важно иметь возможность сравнивать результаты, полученные различными группами исследователей. В то же время единая методика накопления и обработки экспериментальных данных позволит автоматизировать создание программно-

инструментальных систем, предназначенных для проведения медико-биологических исследований.

Достаточно часто при этом исследователю необходимо обрабатывать и анализировать большие объемы первичных данных. Рассматривая экспериментальную деятельность в биологических и медицинских науках более детальным образом, обнаруживается что наиболее рутинные и трудоемкие части так и остались в наше время не автоматизированными: запись результатов на бумажный носитель, применений ручных методов анализа и т.д. Это приводит к не эффективному расходованию человеческих и материальных ресурсов, большим затратам времени при проведении исследований [3, 4, 5].

В области автоматизации эксперимента были выделены основные кандидаты на роль такой системы: *Phys Exp X4*, *National Instruments*, *ADInstruments*. Обзор предлагаемых решений наглядных результатов использования по тем или иным причинам не дал. Было выявлено, что все средства имеют недостатки по таким критериям как:

Из приведенного выше анализа видно, что все средства имеют недостатки по таким критериям как:

- 1) Совместное использование снятых данных;
- 2) Планирование эксперимента;
- 3) Доступность;
- 4) Встроенные средства математической обработки;

Таким образом, можно сформулировать следующие проблемы:

1. Не покрывается полный цикл проведения эксперимента;
2. Сложности во взаимодействии средств снятия информации и программ математической обработки данных;
3. Нет возможности в междисциплинарном взаимодействии

Предлагаемое решение

Общая схема или модель информационно-технологической поддержки медико-биологического эксперимента представлена на рис.1. Предполагается, что система будет функционировать в интернет-среде и включать несколько программных компонент: мобильный для смартфона, настольный в форме web-клиента и desktop приложения для сбора данных, а также серверный.

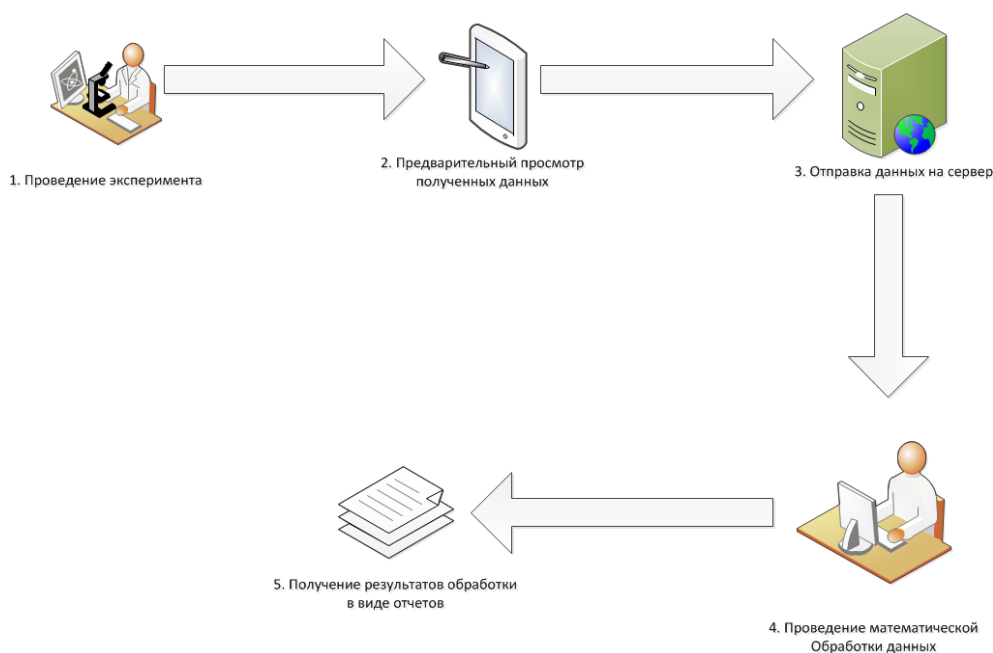


Рис. 1. Модель информационно-технологической поддержки проведения медико-биологического эксперимента

Первоначально предлагаются структурно-тематические модули:

1. Модуль обработки изображений; (Пример: оценка гистологических срезов)
2. Модуль проведения линейных измерений (Пример: цифровые линейные измерительные устройства, цифровые гониометры и т.д.);
3. Модуль снятия и обработки аналоговых сигналов (Пример: ЭКГ, импедансометрия и т.п.).

Интерфейс мобильной части модуля обработки изображений представлен на рис.2.

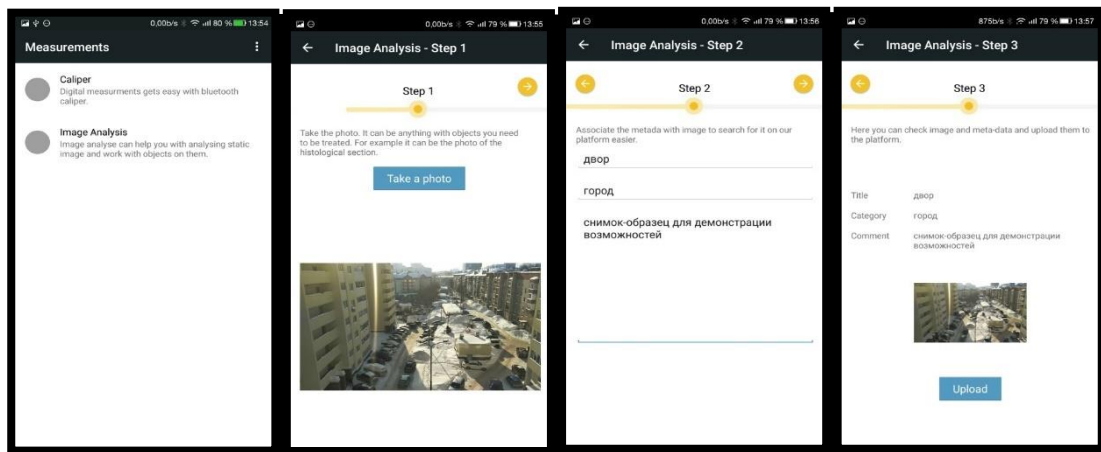


Рис. 2. Экранные формы мобильного компонента технологии

Настольная часть не содержит устанавливаемых компонентов, а представляет собой web-клиент. Такое решение позволяет:

1. Позволяет вести одновременную обработку данных;
2. Доступ к данным и отчетам в любом месте;
3. Групповое взаимодействие;

Пример экранной форму web-клиента представлен на рис.3.

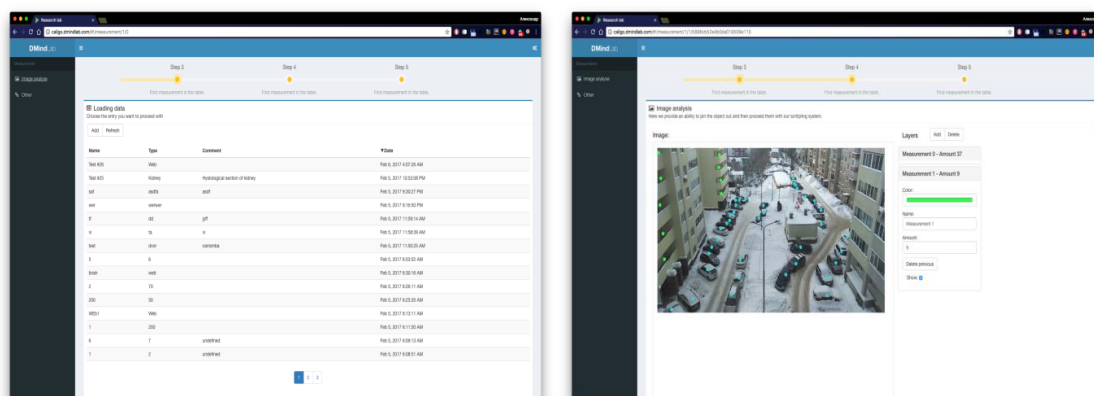


Рис. 3. Экранная форма web-клиента системы

Авторами в статье была предложена архитектура, информационная технология обеспечения медико-биологического эксперимента. Предполагаемая система обладает преимуществами по отношению к существующим разработкам, такими как:

1. Предлагаемая система покрывает весь цикл эксперимента;
2. Модель взаимодействия *System-as-a-Service* (SaaS);
3. Предлагаемая система позволяет проводить групповую обработку данных.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Соколов М. П., Автоматические измерительные устройства в экспериментальной физике, 2 изд., М., 1978;
2. Виноградов В. И., Дискретные информационные системы в научных исследованиях, М., 1976;
3. Курочкин С. С., Системы КАМАК - ВЕКТОР, М., 1981; Кузьмичев Д. А., Радкевич И. А., Смирнов А. Д., Автоматизация экспериментальных исследований, М., 1983;
4. Ступин Ю. В., Методы автоматизации физических экспериментов и установок на основе ЭВМ, М., 1983.
5. Фомичев Н.И. Автоматизированные системы научных исследований: Учеб.пособие Н.И. Фомичев; Яросл. гос. ун-т. - Ярославль, 2001. - 112 с.

ОБ АВТОРАХ



Кружков Александр Сергеевич, аспирант кафедры АСУ УГАТУ, диплом. инженер-программист (УГАТУ, 2014). Исследования в области автоматизации медико-биологического эксперимента.



Насыров Рашит Вильевич, к.т.н, к.фарм.н., доцент, доцент кафедры технической кибернетики УГАТУ. Исследования в области анализа биомедицинских данных, моделирования и управления биомедицинскими процессами, принятия решений и фармацевтического обеспечения.
e-mail: docentapris@gmail.com

УДК [378:616.31]:004

БРУКСИЗМОМЕТР

Кухта А. Э., Демин А. Ю.

Согласно медицинской энциклопедии А.Н. Чеснокова бруксизм – это пароксизмальный скрежет зубами, возникающий вследствие спазма жевательных мышц, стискивания челюстей и их интенсивного движения относительно друг друга. Кроме основного симптома - скрипа зубами, бруксизм может приводить к патологической стираемости и гиперестезии зубов (повышенной чувствительности), образованию клиновидных дефектов, патологии пародонта и ВНЧС, болям в жевательных мышцах, головной боли и т. д. В период молочного прикуса (от момента прорезывания зубов до 7 лет) бруксизм встречается примерно у половины детей; распространенность проблемы среди взрослых составляет 5-10%.

Поскольку в основе развития бруксизма может лежать комплекс различных причин, данная проблема изучается не только в рамках стоматологии, но также психологии, неврологии, отоларингологии, гастроэнтерологии.

Эпизоды бруксизма, как правило, длятся около 10 секунд, однако за ночь могут повторяться многократно, сопровождаясь звуком скрежета или пощелкивания зубами. Обычно эти симптомы замечают близкие пациентов (родители, супруги), поскольку во время сна человек не контролирует свое состояние и не пробуждается от скрипа зубов..

Наутро пациенты часто отмечают лицевую миалгию, зубную боль, боли в области

челюстей, головные боли, дневную сонливость, головокружение.

Следствием травмирования околозубных тканей при бруксизме служит воспаление в периодонтальных тканях (периодонтит), расшатывание и выпадение зубов. Чрезмерная неконтролируемая нагрузка на зубы может стать причиной сколов реставраций и пломб, сколов керамики на искусственных коронках, поломки зубных протезов.

К сожалению, в настоящее время в большинстве случаев диагностировать бруксизм удается лишь тогда, когда уже произошли необратимые изменения тканей человека. Одним из способов объективной диагностики является метод измерительных шариков. Способ заключается в измерении максимального усилия сжатия челюстей путем наложения устройства на поверхность зуба, оказания на него давления и измерения усилия сжатия. Устройство фиксируют на первые моляры пациента, помещают в полисомнографический кабинет для сна по меньшей мере на 12 часов, по истечении указанного времени устройство снимают, вынимают шарики и измеряют суммарную площадь отпечатков всех шариков с двух сторон под микроскопом при помощи шаблона, затем для определения максимального усилия сжатия зубов строят график, где на горизонтальной оси откладывают величину деформирующего усилия, а на вертикальной – суммарную площадь отпечатков всех шариков с двух сторон.

Нарушения функции мышц челюстно-лицевой области сопровождают как морфологические изменения зубочелюстной системы (патология прикуса, нарушение целостности зубного ряда), так и различные функциональные нарушения (бруксизм, патологическая стираемость зубов, симптом «сжатых челюстей» и т.п.) и болевые синдромы в области лица и полости рта.

Известно, что при этом реагируют не только жевательные, но и мимические мышцы, а также нарушается координированная деятельность мышц-антагонистов и синергистов. Существует непосредственная взаимосвязь функции жевательных мышц и морфологии зубных рядов, челюстных костей и структур височно-нижнечелюстных суставов. Электромиографический анализ (ЭМГ) работы жевательной мускулатуры позволяет определить изменения функционального состояния мышц при жевании и в покое, что позволяет объективно оценивать выраженность патологии, причиной которой может быть аномалия окклюзии, снижение высоты прикуса при протезировании, неправильно проведенная эстетическая реставрация, миофасциальный болевой синдром лица и полости рта и т.д. ЭМГ мышц лица является ведущим методом диагностики в мировой стоматологической практике.

Однако все известные способы и устройство несовершенны, т.к. жевательное давление возможно измерить только в состоянии бодрствования пациента, контролируемое сознанием, необходима помощь и контроль со стороны исследователя, при изучении силы сокращения жевательных мышц принималось во внимание в основном вертикальное давление.

Если создать технологию для определения бруксизма, фиксации и передачи информации стоматологу. То она поможет врачу более эффективно лечить заболевание.

В новый аппарат бруксизмометр встроить сенсоры, определяющие силу трения зубов пациента во время сна. Полученная сенсорами информация будет передаваться на специальное приложение в мобильном телефоне и на сайт, где стоматолог и пациент могут ознакомиться с результатами. Что поможет пациентам лучше понять свое заболевание, а стоматологам – провести более эффективное лечение.

Зачастую стоматологу сложно диагностировать бруксизм на начальных стадиях, когда еще не видны повреждения, возникшие вследствие этого заболевания. Но к этому времени может быть уже поздно что-либо сделать. Ведь главное – диагностика на ранних стадиях заболевания и предотвращение возможных повреждений. Бруксизмометр разработан в виду отсутствия других аппаратов для диагностирования бруксизма, подходящих для широкого потребления и по доступной цене, когда пациент может

проходить диагностику дома, в комфортных для него условиях. Данную диагностику можно включить в перечень диспансерного осмотра населения.

Реализация аппарата происходит следующим образом. Врач на первом приеме проводит интраоральное сканирование полости рта пациента, как в разобщенном состоянии, так и в центральном прикусе. Оптический слепок сохраняется в каталоге компьютера. Далее стоматолог фиксирует на зубы 1.6, 2.6, 3.6, 4.6 микродатчики на вестибулярной поверхности зубов. Пациент отправляется домой на ночь и ведет привычный образ жизни. Информация с сенсоров через Bluetooth поступает на телефон пациента. На который необходимо предварительно скачать программу. В приложении фиксируются все движения нижней челюсти относительно верхней. На следующий день доктор снимает датчики и просит передать данные с телефона на компьютер. Программа синхронизирует данные оптического слепка и информацию о положении прикуса в период ночи. После проведения анализа врач уже ставит диагноз бруксизм, если таковой имеется. Стирание зубов во время ночного сна имеет более серьезные последствия, чем просто незначительные неудобства. Сила сжатия зубов может достигать 100 кг на протяжении 30 минут. Хроническое заболевание может привести к болям в области лица и головным болям, стиранию зубов и повреждению коронок, виниров, имплантов.

Стоимость лечения зубов, поврежденных в результате бруксизма, со временем значительно увеличивается. Но, к сожалению, из-за того, что заболевание проявляется в основном ночью, многие пациенты даже не подозревают о его наличии.

Рассмотрим строение разрабатываемого бруксизмометра. (Рис.1).

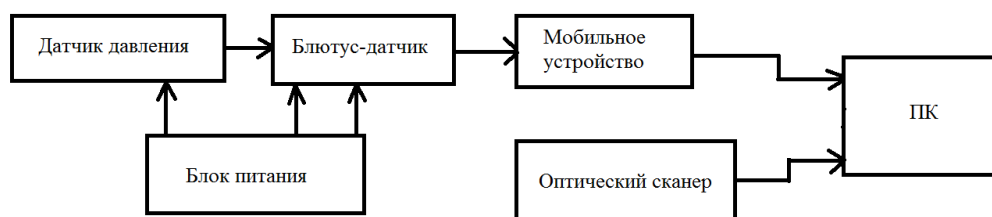


Рис. 1. Структура бруксизмометра

Самым главным требованием при выборе микросхем будет их минимальный размер.

В качестве датчика давления в схеме используется барометр. Это ультракомпактный микроэлектромеханический пьезоэлектрический датчик абсолютного давления. Устройство интегрирует монолитный чувствительный элемент и интерфейсный модуль, обеспечивающий считывание информации с чувствительного элемента и вывод результатов измерений внешним устройствам посредством стандартного цифрового интерфейса *I2C / SPI*. Чувствительный элемент представляет собой закрепленную над основанием из монокристаллического кремния мембрану. Процесс регистрации давления осуществляется при помощи специальной технологии *VENSENS* компании *STMicroelectronics*. Сенсорный элемент датчиков, созданных по технологии *VENSENS*, состоит из гибкой силиконовой мембраны, сформированной над воздушной полостью с изменяемым зазором и заданным внутренним давлением. В мембрану встроен пьезорезистор, электрическое сопротивление которого изменяется в соответствии с деформацией мембраны в ответ на изменение внешнего давления.

Сопротивление пьезорезистора отслеживается, термокомпенсируется и конвертируется в цифровое значение давления. Размеры мембраны очень малы по сравнению с традиционными конструкциями микромеханических кремниевых мембран. Для исключения возможности разрушения мембраны предусмотрены специальные механические ограничители. Интерфейсный модуль реализован по стандартной технологии *CMOS*, обеспечивающей высокий уровень интеграции. Кроме того, интерфейсный модуль оснащен интегрированными фильтрами низких и высоких частот, обеспечивающими оптимальное согласование с чувствительным элементом.

Испытуемому с правильным прикусом будет установлен на зуб 1.6 датчик с помощью материала *Estelite Flow*. Затем будет предложен ряд продуктов, которые необходимо будет пережевывать. В качестве примера рекомендуется использовать пищу разной плотности. Примерный набор: вода (сила сжатия зубов при проглатывании), мягкий хлеб, кусочек сыра, сырая морковь, вареное мясо. Полученные данные анализируются и сравниваются с информацией, которая была получена с помощью классического гнатодинамометра. Затем испытуемый отпускается домой, где он должен спать не менее 8 часов. Затем производится считывание данных, сравнивается сила сжатия ночью в состоянии покоя и при приеме пищи. Так как сила сжатия при бруксизме может достигать 100 кг и продолжаться около 30 минут, то необходимо определить тот минимальный порог (как по продолжительности, так и по силе) превышение которого будет служить основанием постановки диагноза.

Наша задача зарегистрировать наличие неконтролируемых движений нижней челюсти. А так же время их возникновения, продолжительность и силу стискивания. При анализе результатов, полученных с помощью классической диагностики была выведена закономерность поведения пациентов страдающих бруксизмом. Диагноз был поставлен исходя их следующих параметров: подвижность, положение головы ночью и скорость движений.

Чтобы делать вывод о наличии патологии необходимо знать и норму, рассмотрим, как выглядят вышеперечисленные параметры в норме и сравним их с проявлениями бруксизма.

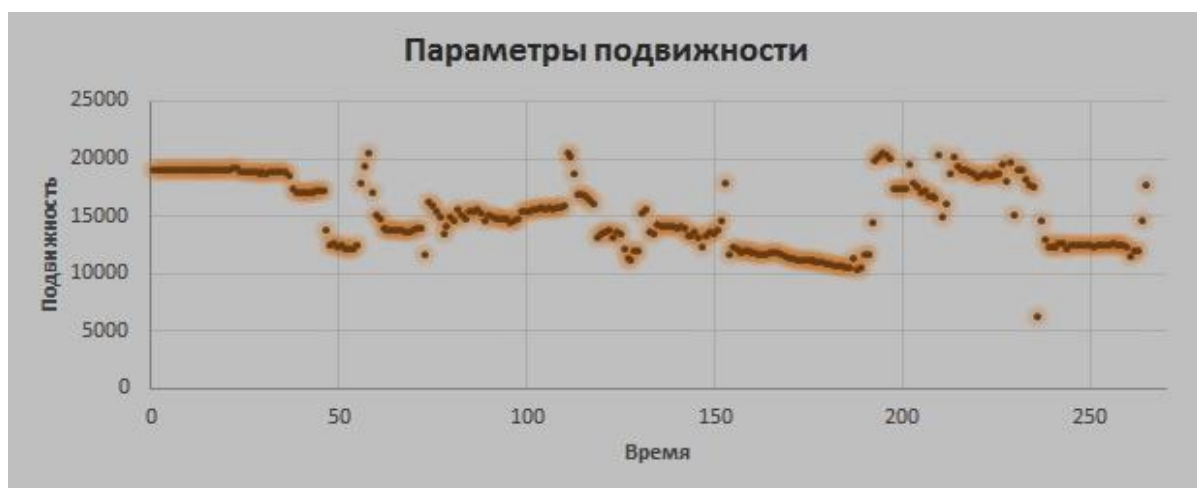


Рис. 2, а. Бруксизм

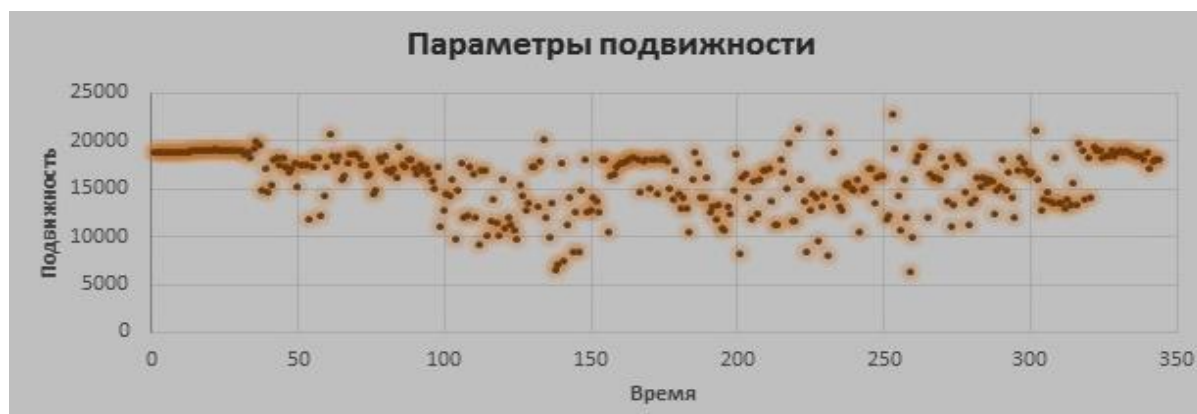


Рис. 2, б. Нормальная подвижность

В норме могут присутствовать множественные движения, но если они переходят в непрерывные, то это один из признаков бруксизма (Рис. 2, а), (Рис. 2, б). Стискивать зубы

во сне это не так страшно, как скрежетать ими. Точки на графике свидетельствуют о кратковременных моментах суперконтактов, а не сжатии.

Положение головы на протяжении всей ночи тоже является важным параметром при постановке диагноза. В нормальном состоянии положение головы меняется редко, и надолго остается в одном положении (Рис. 3а). Положение головы при бруксизме отличается беспокойными движениями (Рис.3б).



Рис. 3, а. Нормальное положение головы ночью



Рис. 3, б. Бруксизм

При анализе движений следует обратить внимание на их количество и скорость. При нормальном состоянии наблюдаются редкие незначительные движения (Рис.4а). При бруксизме резко увеличены количество и скорость движений (Рис.4б).

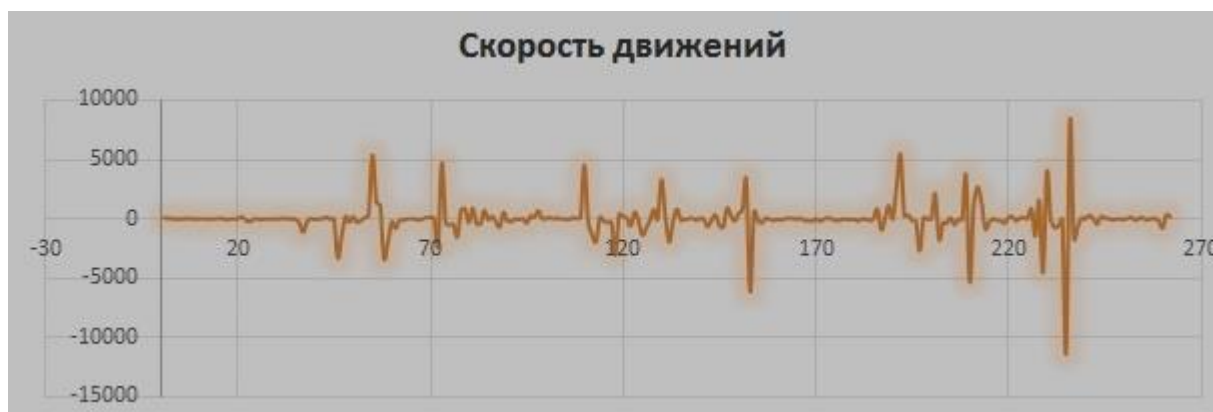


Рис. 4а Нормальная скорость движения

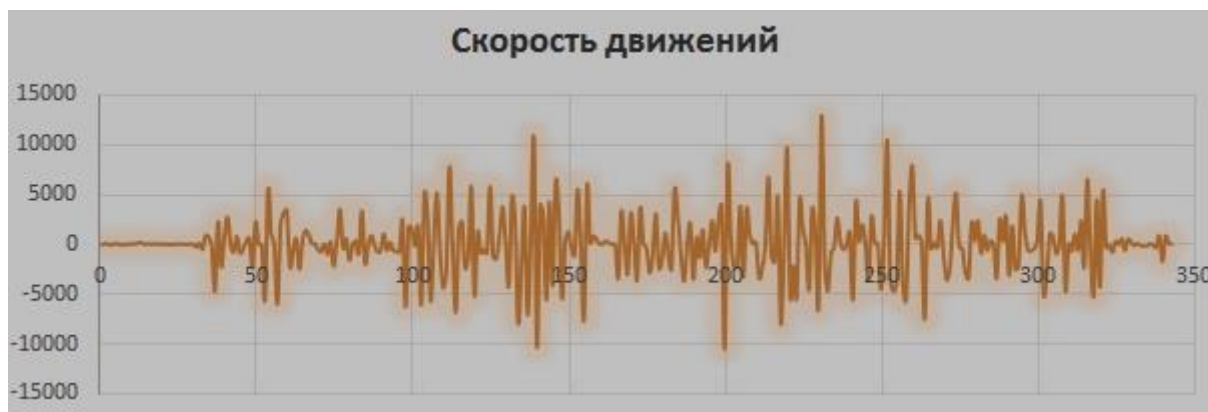


Рис. 4, б. Бруксизм

Таким образом, на основании трех параметров, полученных с датчиков можно будет поставить диагноз бруксизм впервые не изменяя привычное смыкание зубных рядов

Так как бруксизмом страдает до 31% населения, то проблема ранней диагностики заболевания актуальна. В настоящее время поставить диагноз бруксизм является возможным только тогда, когда уже произошли необратимые изменения в полости рта. Разрабатываемое устройство позволит проводить измерения и исключить данный диагноз до перехода его в травмирующую стадию.

Простота и комфорт использования делают возможным получать данные полученные в условиях максимально приближенных к реальным. А относительно невысокая стоимость включить данную диагностику в перечень диспансерных программ.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Фантомный курс терапевтической стоматологии. Атлас. Ю.М. Максимовский, учеб. Пособие. –М. «Медицина», 2005. – 328с.
2. Бруксизм излечим. А.Н. Чесноков «Медпресс-информ», 2015.- 341с.
3. Пропедевтическая стоматология. М.М.Пожарицкая, Т.Г.Симакова, М., «Медицина», 2004. – 304с.
4. Бруксизм. Д. Брокер, Ж.Ф.Лалюк. «Азбука», 2009. – 89с.
5. Ортопедическая стоматология под ред. В.Н. Трезубова.-7-е изд., перераб. И доп. – Спб.: Фолиант, 2006. – 592 с.
6. Фантомный курс терапевтической стоматологии. А.И. Николаев, Л.М. Цепов «Медпресс-информ» М.2009., 430с.

ОБ АВТОРАХ



Кухта Анастасия Эдуардовна, студент магистратуры факультета АВИЭТ УГАТУ, диплом. бакалавр по биотехническим системам и технологиям (УГАТУ, 2015). Полимеризационная лампа в стоматологии.

e-mail: cindi_92@mail.ru



Демин Алексей Юрьевич, Д.техн.н. по информационно-измерительным и управляющим системам. (УГАТУ, 2011).

e-mail: sssstudent@mail.ru

УДК 62-9

К ВОПРОСУ ПРИМЕНЕНИЯ ЭЛЕКТРОМЕХАНИЧЕСКИХ АКТУАТОРОВ В МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКЕ

Логинова И. Н., Уразбахтина Ю. О., Шаймарданова К. Р., Блинова А. Б.

Медицинские актуаторы – это электромеханические приводы, специально предназначенные для применения в различном медицинском оборудовании. Они должны выдерживать экстремальное обращение, при этом работать плавно и тихо, быть безопасными и гигиеничными. Медицинский актуатор принципиально не отличается от обычного, но в нем применены специальные материалы и технологические решения. Во время очистки они могут подвергаться воздействию высоконапорной струи воды и едких очищающих средств [1].

Основные области применения актуаторов в медицинских целях:

- больничная мебель (медицинские кресла и кровати с электроприводом);
- оборудование для больниц (подъемники и перекладчики пациентов);
- хирургия (операционные столы, подвесные потолочные консоли, светильники);
- офтальмология (приборы для проверки зрения);
- неонатология (инкубаторы для новорожденных - куветы);
- инвалидные коляски с электроприводом;
- медицинские подъемники (в т.ч. лестничные и для ванн);
- косметология (косметологические кресла и комбайны);
- рентгенология (рентгеновские аппараты, с-дуги);
- массажная терапия (массажные кресла);
- тренажеры (реабилитационные, спортивные);
- лабораторное оборудование;
- стоматологические кресла;
- томографы.

Различают следующие виды актуаторов.



Рис. 1. Штоковый актуатор.

Штоковые актуаторы являются наиболее распространенным типом линейных

электроприводов и под словом «актуатор» обычно имеют в виду именно их. Как следует из названия, подвижным элементом в этих актуаторах служит шток – телескопическая трубка, чаще всего круглого сечения. В сложенном состоянии шток находится внутри корпуса, а при необходимости выдвигается из него. Механический привод осуществляется винтовой передачей скольжения или качения. Один из концов винта соединен со штоком, а на другом установлена гайка, которую вращает двигатель через редуктор. Это может быть коллекторный двигатель постоянного тока с напряжением питания 12/24 В или асинхронный двигатель переменного тока на 220/380 В.

Конструкция штокового актуатора позволяет обеспечить его герметичность, степень которой оценивается классом защиты IP, вплоть до полной непроницаемости для твердых частиц и воды под давлением (IP68). Максимальное усилие, которое развивают линейные актуаторы, может составлять от нескольких сотен до десятков тысяч Н. Скорость перемещения штока может достигать нескольких десятков сантиметров в секунду. Длина хода ограничивается только прочностью конструкции актуатора, хотя редко превышает 1,5 м. При этом любой меньший ход может быть установлен с помощью опциональных регулируемых концевых выключателей [2].



Рис. 2. Кареточный актуатор

Кареточные актуаторы – это линейные электроприводы, в которых происходит перемещение подвижного элемента (каретки) относительно основания (корпуса). Если кареточный актуатор не оснащен встроенным электродвигателем, то его называют линейным модулем. Корпус чаще всего выполняется из алюминиевого профиля, что обеспечивает легкость и жесткость. Внутри него находится механический привод, винтовой или ременный. В первом случае к каретке крепится гайка, которая перемещается при вращении винта двигателем. В актуаторах с ременным приводом каретка соединена с зубчатым ремнем, натянутым на шкивы, вращение которых вызывает движение каретки. Кроме привода, в корпусе устанавливается система направляющих (обычно рельсовых или на опорных роликах), которая обеспечивает восприятие нагрузок и плавность перемещения с малым трением. Таким образом, кареточный актуатор представляет собой готовую к установке и работе систему линейного перемещения.

В зависимости от предъявляемых требований, кареточные актуаторы могут иметь очень высокую скорость перемещения каретки (до 10 м/с) или двигаться очень медленно, с точным позиционированием. Максимальные нагрузки составляют от десятков килограммов до нескольких тонн. Электропитание осуществляется от постоянного или переменного тока стандартных напряжений [3].



Рис. 3. Актуаторы вращения

Актуаторы вращения являются универсальными электроприводами и производят относительно медленное (десятки-сотни об/мин) вращательное движение. Они объединяют в одном устройстве электродвигатель и редуктор. Чем больше передаточное число понижающего редуктора, тем ниже скорость и выше крутящий момент. Значения передаточных чисел могут составлять от единиц до тысяч, что обеспечивает широкий диапазон скоростей вращения. Разные типы вращающихся актуаторов отличаются, главным образом, типом используемого редуктора. Вот основные их типы:

Червячный – винт вращает шестерню. Выходной вал расположен под прямым углом к электродвигателю.

Планетарный – вращение передается между центральной шестерней и зубчатым венцом через планетарные шестерни-сателлиты. Двигатель и выходной вал расположены на одной оси.

Цилиндрический – состоит из цилиндрических шестерен, расположенных параллельно друг другу. Ведущий и ведомый вал соосны.

Комбинированный – сочетает в себе несколько типов механических передач. Например, зубчатую, реечную и винтовую.

Чаще всего в актуаторах вращения используются коллекторные двигатели постоянного тока, как самые простые и доступные. При большой требуемой мощности в ротационном актуаторе может использоваться асинхронный двигатель переменного тока [4].



Рис. 4. Магнитострикционный актуатор

В основе принципа действия магнитострикционных актуаторов лежит эффект изменения микроструктуры и линейных размеров вещества под воздействием магнитного поля. Типичный магнитострикционный актуатор состоит из цилиндрического стержня, магнитной катушки вокруг него и корпуса, придающего конструкции целостность и прочность, а также выполняющего функцию магнитного экрана. Стержень изготовлен из магнитострикционного материала и удлиняется при воздействии на него магнитного поля катушки, что позволяет осуществлять линейное перемещение. Изменение размеров материала зависит от напряженности приложенного магнитного поля, при этом, если поле переменное, длина стержня тоже будет изменяться циклически. Верхняя частота спектра переменного поля может достигать 20 кГц, поэтому такой режим работы позволяет осуществлять циклические перемещения со скоростью до нескольких тысяч циклов в секунду [5].



Рис. 5. Пьезоактуаторы

Пьезоактуаторы (пъезоактюаторы) – это специальные сверхпрецизионные короткоходные линейные электроприводы. Они преобразуют электрическое напряжение в небольшое, но крайне точно контролируемое линейное перемещение с высоким развиваемым усилием. В основе принципа их действия лежит обратный пьезоэлектрический эффект. При этом осуществляется возвратно-поступательное движение или другие его виды.

Наиболее распространенным типом пьезоэлектрических актюаторов является пакетный. Внутри его корпуса находится пакет в виде цилиндрического столбца, набранный из большого количества плоских пьезокерамических элементов, чередующихся с пластинами-электродами. При подаче напряжения (сотни В) высота каждого элемента и, следовательно, всей стопки немного изменяется, примерно на 0,1...0,2%. Таким образом, длину хода пакетного прецизионного пьезоактуатора можно оценить на уровне 1 мкм или чуть больше на 1 мм его высоты. Развиваемое усилие зависит от площади поперечного сечения столбца пьезокерамических элементов и составляет 5-10 кН на 1 см². Модификацией данного типа являются многослойные пьезоактуаторы, в которых пьезокерамические элементы при изготовлении сплавлены друг с другом в монолитный блок. Это позволяет на порядок увеличить усилие [6].

При выборе между различными типами актюаторов следует обращать внимание на исполняемое движение и требуемые характеристики. Актюаторы варьируются в зависимости от максимальной силы (Н), длины хода (мм), максимальной скорости (мм/с), напряжения (В). Штоковые актюаторы в основном используются в качестве приводов мебели, например, в стоматологических креслах. Сферы использования кареточных актюаторов очень разнообразны: от привода в мебели до сложнейших автоматизированных производств. По сравнению со штоковыми актюаторами, кареточные хуже защищены от разного рода загрязнений и иногда могут потребовать установки защитных лент и гофров. С другой стороны, они имеют более легкий и плавный ход. Универсальность актюаторов вращения позволяет применять их для поворота деталей, привода дистанционных выключателей, выставления шага лопастей и т.д. Также они используются в системах подачи, насосах, компрессорах. Области применения магнитострикционных актюаторов определяются их особенностями – малой длиной хода и высоким быстродействием. Поэтому они используются для осуществления линейных перемещений на небольшие расстояния. Главным преимуществом пьезоэлектрических актюаторов является беспрецедентная точность позиционирования – сотые и даже тысячные доли нанометра. Кроме того, они надежны, долговечны, обладают отличным быстродействием, развивают высокие ускорения и сочетают большое развиваемое усилие с компактностью. Очень важно и то, что пьезоактуаторы не имеют вращающихся и скользящих частей, не требуют смазывания и обслуживания, способны работать при низких температурах и в вакууме. Их недостатками являются небольшая длина хода, ограничивающая область их использования, и высокая цена. Пьезоактуаторы используются в миниатюрных насосах, быстродействующих клапанах, виброгасителях, и т.д. Значимой областью их применения является оптическая техника: микропривод,

подстройка и стабилизация линз, лазерных приборов.

С каждым днем требования к качеству выпускаемой продукции или производимым операциям растут. Устаревшее оборудование все чаще выходит из строя или надолго приостанавливает производственный процесс. Это практически недопустимо в такой сфере как медицина, где от работоспособности прибора может зависеть жизнь человека. Актуаторы создали реальную альтернативу гидравлическому и пневматическому оборудованию в плане повышенной работоспособности и экономичности. Линейные приводы без проблем объединяются с различными блоками управления и позволяют точно, четко и безошибочно выполнять сложные комбинации действий, регулируя самостоятельно скорость и ускорение движения составных частей общей системы. Если сравнить современные актуаторы с гидравликой или пневматикой, то линейные приводы просты в установке, экономят вместимость аппаратуры, не нуждаются в столь частом техническом обслуживании и намного безопаснее с точки зрения повседневного применения в рабочем процессе. Сниженный уровень шума, экологичность, низкие энергозатраты, соответствие ведущим мировым стандартам, класс защиты IP66 – все это актуаторы в стандартном исполнении [7].

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Медицинские актуаторы URL: http://www.aktuator.ru/Medical_Actuator/ (дата обращения 5.02.17)
2. Штоковые актуаторы URL: http://www.aktuator.ru/rod_actuators.shtml (дата обращения 6.02.17)
3. Кареточные актуаторы URL: http://www.aktuator.ru/carriage_actuators.shtml (дата обращения 6.02.17)
4. Актуаторы вращения URL: http://www.aktuator.ru/rotary_actuators.shtml (дата обращения 6.02.17)
5. Магнитострикционные актуаторы URL: <http://www.aktuator.ru/magnetostrictive.shtml> (дата обращения 6.02.17)
6. Пьезоактуаторы URL: <http://www.aktuator.ru/piezoactuators.shtml> (дата обращения 6.02.17)
7. Применение и особенности электромеханических линейных приводов URL: http://www.eti.su/articles/elektroprivod/elektroprivod_1241.html (дата обращения 7.02.17)

ОБ АВТОРАХ



Логина Ирина Николаевна, студент каф. ЭиБТ УГАТУ, специальность биотехнические системы и технологии.

e-mail: bilulka@mail.ru



Уразбахтина Юлия Олеговна, кандидат технических наук, доцент, декан ФАВИЭТ УГАТУ.

e-mail: urjuol@mail.ru



Шаймарданова Кристина Ринатовна, студент каф. ЭиБТ УГАТУ, специальность биотехнические системы и технологии.

e-mail: Shaymardanova1994@mail.ru



Блинова Алла Борисовна, студент каф. ЭиБТ УГАТУ, специальность биотехнические системы и технологии.

e-mail: alla.blinova.95@mail.ru

УДК 612.76

АНАЛИЗ МОДЕЛЕЙ ХОДЬБЫ ЧЕЛОВЕКА

Муллаяров И. Ф., Сунарчин А. М.

На сегодняшний день одной из проблем современного общества являются социально-значимые заболевания. 1 декабря 2004 года, Правительство РФ постановила перечень социально значимых заболеваний. Одним из пунктов в данном перечне занимают болезни, характеризующиеся повышенным кровяным давлением. Для решения таких социально-значимых заболеваний следует начать с решения анализа причин и условий возникновения болезни.

Недостаток физической активности пагубно влияет на состоянии здоровья человека, поэтому исследуя процессы ходьбы человека, можно найти способы решения проблемы сидячего образа жизни.

Первым исследователем биомеханики ходьбы был советский психофизиолог и физиолог Н.А. Бернштейн. Он на основе долгих теоретических и эмпирических исследований естественных движений человека составил концепцию физиологии активности. Н.А. Бернштейн снимал движения людей на видеопленку и составлял видеоряд движений, с помощью которых оценивал фазы движения. Эти исследования являлись сугубо качественными, так как на то время не существовало необходимых инструментов для исследования.

Работы Н.А. Бернштейна стали начальной точкой в исследовании физиологии активности человека. После него проводились множество более качественных и точных исследований. В данной работе были рассмотрены некоторые из них, они представлены в таблице 1.

Таблица 1

Сравнительная характеристика рассматриваемых моделей ходьбы человека.

Модель	Измеряемые параметры	Вычисляемые параметры	Выводы по модели
Г.П. Колесникова А.М. Формальский	Масса корпуса, Масса бедра и голени, Высота корпуса, Длина бедра и голени	Углы опорной и переносимой ноги, Реакция в точке опорной ноги, Моменты в коленном суставе и в тазобедренном суставе	Расчеты достаточно близки данным, исследований физиологии ходьбы человека
И. Като	Массы тазобедренного сустава, Масса кости голени,	Суставные моменты, Угловые координаты(от вертикали)	Данная модель имеет преимущество - простота системы

	Масса стопы, Расстояние между суставами, Расстояния между центрами тяжести звена и соответствующего сустава, Расстояния между центрами тяжести звена и соответствующей точкой опоры, Вес тазобедренного сустава, Вес кости голень, Вес стопы,		дифференциальных уравнений, используемых для описания движения человека, и отсутствие необходимости использовать специализированно е оборудование для измерения физических параметров движения человека.
Баллистическая (маятниковая) модель ходьбы	Длина ноги, Масса ноги Период цикла ходьбы (время),	Скорость движения, Момент инерции ноги	Модель дает довольно хорошую оценку медленно ходьбы, но во время быстрой ходьбы появляются серьезные расхождения теории с практикой,
Модель обратного маятника	Масса тела, Длина ноги,	Скорость ходьбы	Наиболее приоритетная модель для рассмотрения, так как рассматривается не только механические параметры, но физиологические, такие как скорость ходьбы и количество шагов

В ходе анализа, было выяснено, что большинство моделей подходят для решения задач протезирования и создания экзоскелетов, что, несомненно, является важным и полезным исследованием, но не подходящим к решению проблемы гиподинамии. Из рассмотренных моделей, только модель обратного маятника подходит для данного исследования.

На рисунке 1 представлена модель ходьбы человека на основе обратного маятника. С помощью данной модели были проведены вычисления представленные ниже.

Для расчета максимальной скорости ходьбы человека была использована формула (1). Она была получена из факта того, что центростремительная сила с которой движется

обратный маятник равна силе, с которой человек давит на землю то есть сила тяжести. По проведенным расчетам максимальная скорость ходьбы человека равна 2.97 м/с.

$$\frac{m_b v^2}{R} = m_b g \quad (1)$$

где, R - длина ноги (м), m_b - масса тела (кг), $g = 9.8$ – постоянная, ускорение свободного падения (м/с²), v – максимальная скорость (м/с).

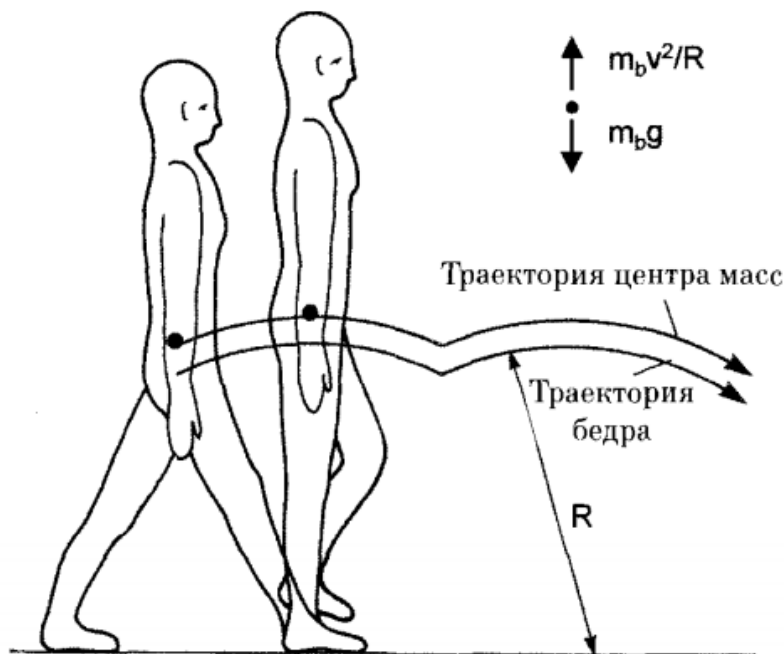


Рис. 1. Модель ходьбы на основе обратного маятника

В качестве входных данных использовались антропометрические параметры средне-статистического человека, такие как длина ноги $R = 0.9$ м и вес $m_b = 63$ кг. Так же по формуле нахождения длины дуги (2) было посчитано расстояние, которое будет преодолевать центр масс $L = 0,72$ м.

$$L = \frac{\pi R \alpha}{180} \quad (2)$$

Для решения задачи проблемы гиподинамии поставлена задача оценки двигательной активности человека в течении каждых суток. Поскольку основным видом двигательной активности является ходьба, то для оценки объема пешеходной работы, была поставлена задача подбора наилучшей модели, описывающей ходьбу человека. Наиболее простой и адекватной моделью является модель, на основе обратного маятника. Так же полученные расчеты будут использованы при создании программного обеспечения отслеживания суточной активности человека

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. А. А. Большаков, В. П. Глазков, А. А. Кулик, Построение математической модели движения нижних конечностей человека для исследования протезируемых систем. Вестн. Астрахан. гос. техн. ун-та. Сер. управление, вычисл. техн. информ., 2014, номер 2, 117–127с
2. Г.П. Колесникова, А.М. Формальский, Об одном способе моделирования походки человека, Москва, 2014, 8с
3. Н.А. Бернштейн, О построении движений, Медгиз, 1947, 254с
4. И.Л. Герман, Физика организма человека, Интеллект, 2011, 995с

ОБ АВТОРАХ



Муллаев Ильсур Фаритович, магистрант каф. техн. кибернетики УГАТУ, бакалавр по специальности «Информатика и вычислительная техника» (УГАТУ, 2016). Исследования в области мониторинга функционального состояния человека с помощью современных электро-вычислительных устройств.

e-mail: pilgrim050894@gmail.com



Сунарчин Артур Маратович, магистрант каф. техн. кибернетики УГАТУ, бакалавр по специальности «Информатика и вычислительная техника» (УГАТУ, 2016). Исследования в области мониторинга функционального состояния человека с помощью современных электро-вычислительных устройств.

e-mail: hiopvkashu@gmail.com

УДК 612.089

УНИВЕРСАЛЬНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ СНЯТИЯ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПОТЕНЦИАЛОВ С ПОВЕРХНОСТИ КОЖИ ПАЦИЕНТА

Парфирьев П. К., Бикметов И. Р., Уразбахтина Ю. О., Денисова Е. А.

Электрический потенциал (биопотенциал) - является электрической характеристикой взаимодействия зарядов исследуемой живой ткани. Биопотенциалы возникают во всех мышцах и нервах живого организма. Они могут быть обнаружены в любой живой клетке или органе.

Элементарной биологической ячейкой, производящей электрическую энергию, является отдельная клетка. Разность потенциалов между возбужденной и невозбужденной частями клетки возникает таким образом, что потенциал возбужденной части всегда меньше потенциала невозбужденной части. Также возникает биопотенциал между различными участками тканей. Эта разность электрических потенциалов в одних случаях имеет главное, а в других - побочное значение для жизнедеятельности организма и является сопутствующим фактором его деятельности. Биопотенциалы не являются постоянными величинами, а изменяются в зависимости от физико-химического состояния клетки или ткани, концентрации и состава соприкасающихся с ними солевых растворов.[1]

Вследствие того, что биопотенциалы несут большое количество информации о состоянии живого организма, данный тип биологической информации получил достаточно большое распространение в диагностической медицине, а именно в таких ответвлениях как: электроэнцефалография, электрокардиография, электромиография, электронейрография и т.д.

Несмотря на то, что дискуссии по снятию потенциалов с человека начались еще в конце XVIIIв., данная сфера исследований все еще имеет достаточно широкое пространство для исследования. В частности - создание универсальной системы с небольшим количеством отведений, которую в дальнейшем можно будет использовать в

разных сферах как диагностической медицины, так и в различных системах биологического управления, таких как биоуправляемые протезы или биоуправляемые инвалидные кресла [3]. На основании поставленной задачи, нами была разработана следующая схема:

Данная схема включает в себя 3 поверхностных электрода, два для снятия потенциалов и один индифферентный. На выходе фильтров установлены RC-цепочки на каждый канал для уменьшения поляризации электродов. Номиналы элементов C1 и C2 равны 0,22 мкФ, R2=R3=300 кОм. Далее сигнал поступает на дифференциальный усилитель с определенным коэффициентом усиления. После этого сигнал попадает на фильтр с двойным Т-образным мостом для режекции сигнала на частоте 50 Гц. Затем обработанный сигнал поступал на выход, где далее был подключен к цифровому осциллографу для отображения полученной информации.

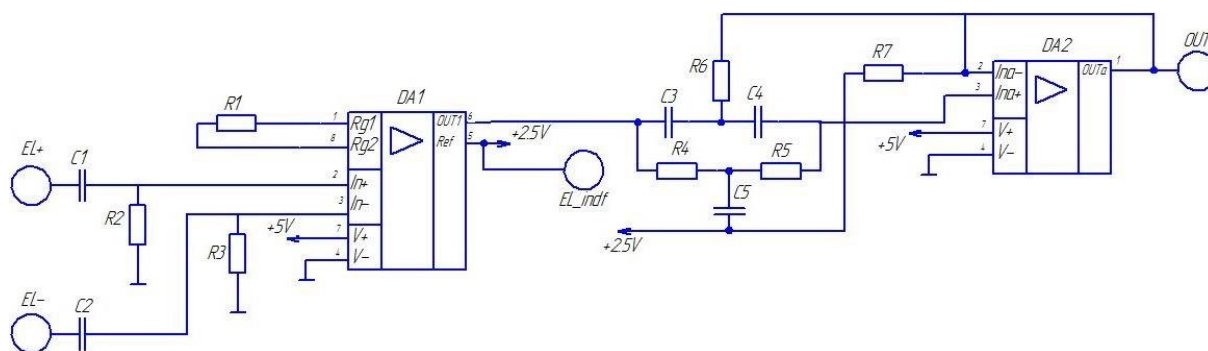


Рис. 1. Принципиальная схема системы для снятия биопотенциалов

В качестве электродов были использованы самостоятельно разработанные электроды из сплава никеля и меди дисковой формы, диаметром около 10 мм. Данный размер электродов был выбран как наиболее оптимальный вариант для снижения влияния перекрестных помех, а также обеспечения общей стабильности изолинии. [2]. Электроды были подключены ко всей системе экранированным проводом, чтобы уменьшить влияние различных наводок и помех. Также верхняя часть их была тщательно заизолирована во избежание попадания вышеупомянутых неблагоприятных сигналов.

В качестве инструментального усилителя используется микросхема дифференциального усилителя на трех ОУ. Микросхема фирмы BurrBrown модели INA118U, с заданным коэффициентом усиления порядка 250 раз.

$$G = 1 + \left(\frac{50k}{R_g} \right)$$

$$R_g = R_1 = 200 \text{ Ом}$$

Данное значение коэффициента усиления было выбрано как оптимальное для отображения и обработки полученного сигнала.

Серьезной проблемой при снятии подобного рода информации является влияние сетевой наводки 50 Гц на полезный сигнал. Это обусловлено в первую очередь тем, что частота 50 Гц, входит в диапазон полезного сигнала 20-500 Гц [4]. Вследствие этого, было решено включить в данную систему фильтр для подавления сетевой помехи. Архитектура фильтра была выбрана с двойным Т-образным мостом, как показала система моделирования и практические исследования, данная система наиболее оптимально справлялась с поставленной задачей. В качестве операционного усилителя в данной схеме фильтра была использована микросхема OP291GS, номиналы элементов были выбраны для подавления именно частоты 50 Гц, и, исходя из расчетов, получили значения: C₃ = C₄ = C₅ = 0,22 мкФ, R₄ = R₅ = 16 кОм, R₆ = 8.2 кОм, R₇ = 16 кОм.

Данная архитектура фильтра в нашем случае позволила обеспечить подавление

сигнала на частоте в 50 Гц в районе 40 дБ.

На основании созданной системы авторам удалось получить устойчивую электрокардиограмму с тела человека. ЭКГ считывался по двухполюсным отведениям по Нэбу, расположение электродов на теле пациента показано на рис. 2.

В ходе получения электрокардиограммы был обнаружен ряд нюансов по снятию биопотенциалов с поверхности кожи пациента. Большое влияние на снятие ЭКГ оказывали влияние наличие волосяного покрова среди исследуемых пациентов, толщина жирового слоя, общее состояние организма и прочее.

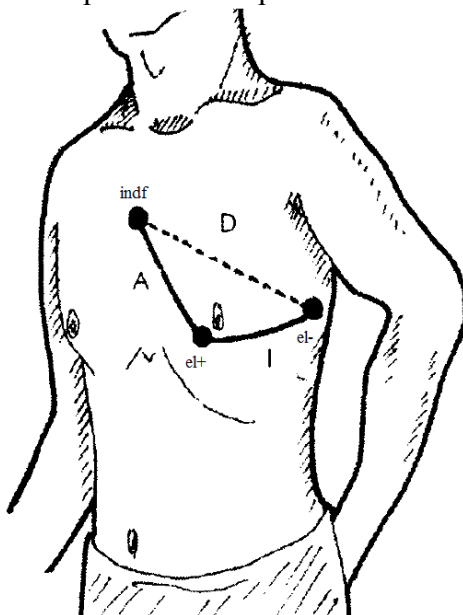


Рис. 2. Расположение электродов и осей дополнительных грудных отведений по Нэбу

Немаловажную роль также играет и поверхностная подготовка кожного покрова перед исследованием. В качестве примера будет приведены ЭКГ-сигналы одного пациента с неподготовленной кожей, и с кожей обработанной специальным токопроводящим раствором.

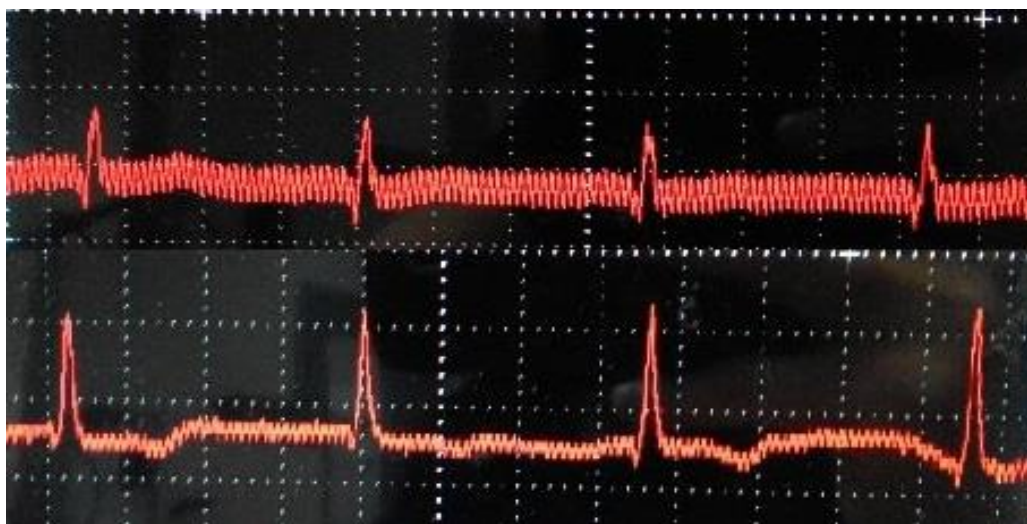


Рис. 3. Полученный сигнал электрокардиограммы: 1 - без обработанной поверхности кожи, 2 - с обработанным кожным покровом

Несмотря на то, что влияние сетевой помехи полностью исключить не удалось, QRS интервал получился достаточно отчетливый.

Далее после успешно полученной электрокардиограммы система была опробована на снятии биопотенциалов с мышц человека. Это прежде всего будет полезно при

использовании в бионике [3].

В ходе исследования снимались биопотенциалы с бицепса, при этом индифферентный электрод закреплялся либо на кисти другой руки, либо на грудной области, чуть выше солнечного сплетения. Как и при снятии ЭКГ, важным критерием оказалась подготовка поверхности кожи к исследованию, вследствие этого, перед каждым снятием кожный покров испытуемого был тщательно обработан токопроводящим гелем. Также следует учесть важность влияния межэлектродного расстояния [5], в ходе исследования было выявлено, что наиболее оптимальное расстояние между информационными электродами 10-15 мм.

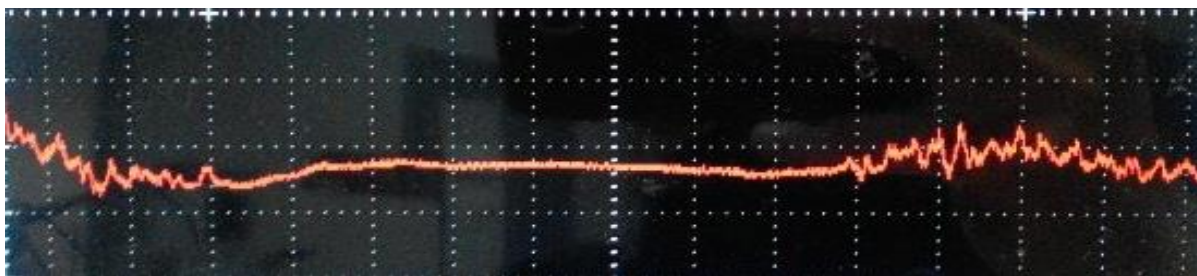


Рис. 4. Биопотенциалы с мышц пациента

Как видно на рисунке, электродами была четко зафиксирована мышечная активность испытуемого: напряжение мышц по краям графика, расслабление мышцы посередине.

В ходе проведенных экспериментов, удалось создать универсальную систему которая способна снимать биопотенциалы с поверхности тела пациента. Несмотря на то, что система еще требует ряда доработок, в первую очередь это дальнейшая борьба с сетевой помехой, а также выявление полезного сигнала в определенной полосе частот указанной ранее, данная система может быть использована в портативных системах медицинской диагностики или же системах, где необходимо биологическое управление различными механизмами.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Ю. Н. Орлов Электроды для измерения биоэлектрических потенциалов // МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, 2006 г.
2. Д.Р. Сафин, И.С. Пильщиков Оценка эффективности различных конструкций электродов и усилителей биосигналов в системах управления протезами // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Технические науки. -2009 №2(10), С. 88-101.
3. П. К. Парфирьев, И. Р. Бикметов, Ю. О. Уразбахтина Электромеханическая система управления биоэлектрическим протезом конечностей // Электротехнические системы и комплексы. УГАТУ 2016, С. 65-68.
4. К. В. Зайченко, О. О. Жаринов, А.Н. КулинСъем и обработка биоэлектрических сигналов, учебное пособие // СПбГУАП. СПб, 2001., 140 с.
5. Д.Р. Сафин, И.С. Пильщиков Современные системы управления протезами. Конструкции электродов и усилителей биосигналов. // Электроника: Наука, Технология, Бизнес. Наука для медицины №4, 2009, С. 60-68.

ОБ АВТОРАХ



Парфирьев Павел Константинович, магистрант кафедры электроники и биомедицинских технологий УГАТУ, степень бакалавра по биотехническим системам и технологиям (УГАТУ, 2016). Тема выпускной-квалификационной работы: Биоэлектрический протез верхних конечностей.

e-mail: viper335@yandex.ru



Бикметов Ильдар Радикович, магистрант кафедры электроники и биомедицинских технологий УГАТУ, степень бакалавра по биотехническим системам и технологиям (УГАТУ, 2016). Тема выпускной-квалификационной работы: Биоправляемый не имплантируемый кардиостимулятор.

e-mail: asazay19@gmail.com



Денисова Евгения Андреевна, магистрант кафедры электроники и биомедицинских технологий УГАТУ, степень бакалавра по биотехническим системам и технологиям (УГАТУ, 2016). Тема выпускной-квалификационной работы: Аппарат для сенсорных воздействий при лечении психологических заболеваний.

e-mail: ddenissowa@mail.ru



Уразбахтина Юлия Олеговна, декан факультета авионики, энергетики и инфокоммуникаций, ФГБОУ ВО «Уфимский государственный авиационный технический университет», кандидат технических наук, доцент кафедры Электроники и биомедицинских технологий

e-mail: urjuol@mail.ru

УДК (621.37)

РЕШЕНИЕ ЗАДАЧ КЛАССИФИКАЦИИ БОЛЬНЫХ ГЛАУКОМОЙ НА ОСНОВЕ МЕТОДОВ ИНТЕЛЕКТУАЛЬНОГО АНАЛИЗА ДАННЫХ

Садикова Л. Ф., Лакман И. А.

Зрение – это необходимый инструмент человека для получения знаний об окружающем мире. Более 80% окружающей информации человек получает при помощи своей зрительной системы. Но появление различных патологий глаз или их заболеваний всецело лишают людей жить и работать в обычном темпе.

Более детальное обследование людей с проблемами здоровья, а в особенности нарушения нормального функционирования зрения, также сбор корректных данных о

различных глазных заболеваниях, их глубокий анализ и исследование дает человечеству новую информацию, знание. Эти новые знания люди могут применять для ранней диагностики заболеваний и дальнейшей разработкой средств борьбы с ними.

Таким образом, появление вычислительной техники и информационных технологий в индустрии медицины значительно облегчило трудоемкий процесс работы с самой информацией в больших объемах и ее дальнейшей обработкой.

В области офтальмологии (исследовании глаз, физиологии и глазных заболеваний) на основе современной медицинской техники и аппаратуре стали доступны новые параметры глаз, которые прежде были недоступны. Сейчас эти параметры очень важны и необходимы для постановки правильного диагноза, его раннего выявления и выбора пути лечения.

В связи с высоким ростом заболевания населения глаукомой нужно как можно раньше выявить данную болезнь глаз, так как глаукома влечет за собой потерю зрения. Человек не получая своевременной помощи слепнет и теряет трудоспособность.

Так раннее определение этого диагноза требует глубокий анализ всех факторов и параметров ведущих к прогрессированию глаукомы и развитию различных обострений.

Нельзя выделить свойства и признаки глаз одного человека и искать пути решения и лечения персонально для него. Это занимает много времени и средств. Сбор данных по пациентам с различными свойствами и параметрами глаз ведет к возможности выделения неких групп или подгрупп больных глаукомой, объединенных общими признаками заболевания. Определение этих групп со своими схожими признаками и выявление определяющих факторов для каждой из групп значительно облегчит постановку правильного диагноза и дальнейшую профилактику, лечение.

В исследовании использовались данные об обследованных пациентах с заболеванием глаз, предоставленные кафедрой офтальмологии ГБОУ ВПО БГМУ.

Выборка состоит из 380 наблюдений пациентов с 1, 2 и 3 стадией глаукомы, включая контрольную группу (пациенты без глаукомы), состоящую из 178 наблюдений.

В работе были использованы следующие факторы, описывающие параметры глаз, а также возраст и диагноз пациента (табл.1):

Таблица 1

Факторы, определяющие степень развития глаукомой	
Фактор	Значения
Возраст	33 - 87 лет
Диагноз	1 – первая стадия глаукомы, 2 – вторая стадия глаукомы, 3 – третья стадия глаукомы, 4 – пациент без глаукомы
Пахиметрия (Толщина роговицы глаза)	от 436 до 630 мм рт.ст
C/D A.R. (Дисковое соотношение)	от 0 до 1 мм ²
RNFL (Слой нервных волокон сетчатки)	от 40 до 120 мм
FLV (Объем фокальных потерь)	от 0 до 20 %
GLV (Объем глобальных потерь)	от 0 до 50 %

Для решения задач классификации необходимо провести несколько этапов, таких как:

1. провести процедуру кластеризации на основе естественного разбиения выборки на группы
2. провести кластеризацию методом k-средних для получения более полной информации о полученных группах
3. путем применения дискриминантного анализа выявить наиболее важные факторы, влияющие на развитие глаукомы
4. с помощью априорных вероятностей и наивного Байесовского классификатора проверить качество классификации

На первом этапе проводится естественное разбиение пациентов на классы путем применения инструмента кластерного анализа - иерархической кластеризации.

Дендрограмма кластеризации представлена на рис. 1.

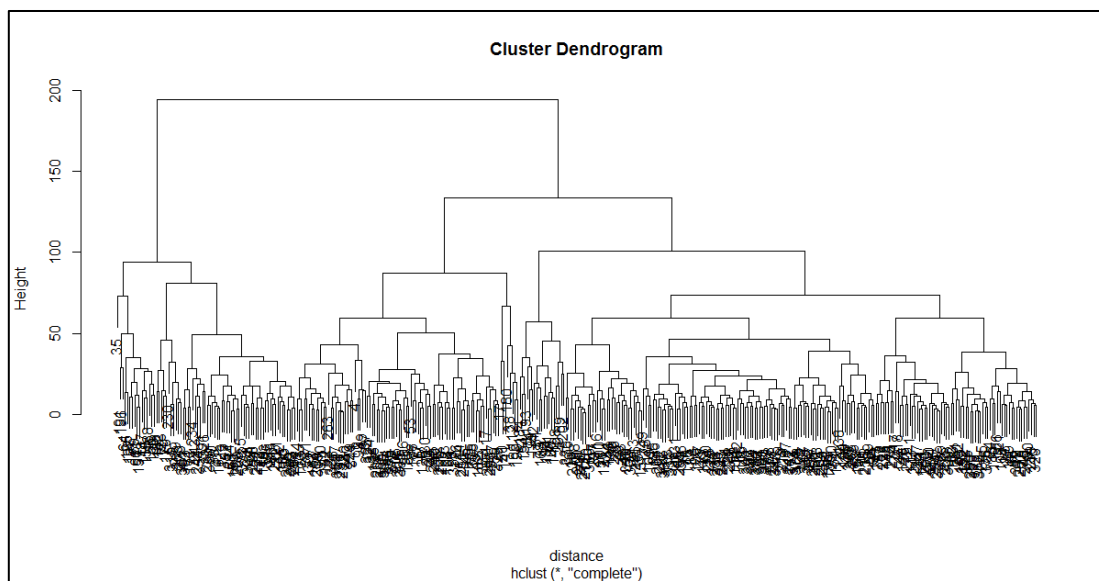


Рис. 1. Естественное разбиение на кластеры

После естественного разбиения получаем 8 характерных кластеров, в каждом кластере определённое количество наблюдений, так сказать корни кластера (рис.2).

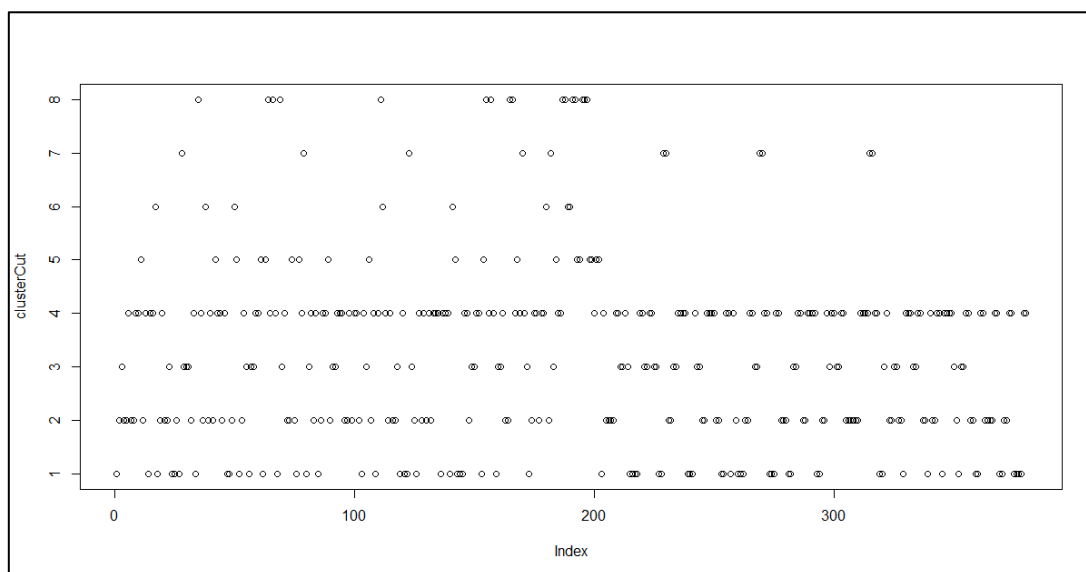


Рис. 2. Корни 8 кластеров

На втором этапе для выявления наибольшей информации по кластерам, применим инструмент интеллектуального анализа данных – кластеризация методом k-средних.

Вводим определенное количество кластеров ($k = 8$), полученных методом естественного разбиения: размерность кластеров составляет: 76, 61, 58, 38, 50, 21, 26, 50.

Средние значения каждого кластера представлены в таблице 2.

Таблица 2

Средние значения факторов в каждом кластере

Кластер	Возраст	Пахиметрия	OKT RNFL	C/D A.R	FLV	GLV
1	56	527	97	0.29	0.79	3.23
2	62	499	90	0.40	2.48	7.96
3	58	574	93	0.32	1.65	5.29
4	55	602	99	0.30	0.90	3.74
5	48	549	101	0.34	0.44	1.99
6	54	465	98	0.31	1.99	4.98
7	67	540	67	0.66	8.49	27.1
8	66	550	96	0.28	1.19	4.1

Визуализация кластеров представлена на рис. 3:

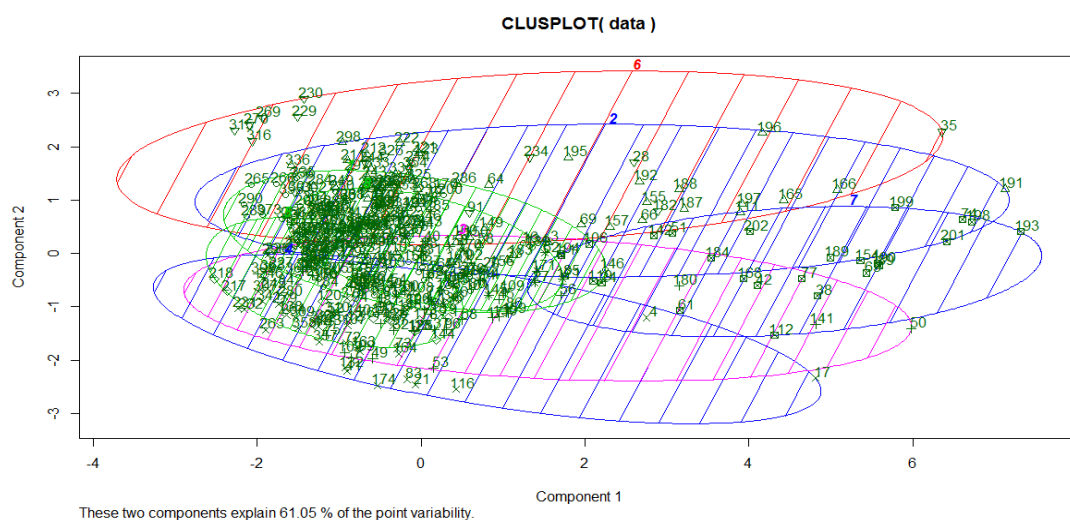


Рис. 3. Визуализация кластеров, полученных методом k-средних

Любая задача классификации требует проверки корректности соотнесения с выбранными кластерами, одним из инструментов для решения такой проблемы является дискриминантный анализ.

Главная задача для дискриминантного анализа — определение тех признаков, которые лучше всего дискриминируют (отличают) объекты, относящиеся к разным группам.

После разбиения выборки на 8 кластеров, проводим дискриминантный анализ и получаем результаты (рис.4)

Discriminant Function Analysis Summary (for STAT1)						
No. of vars in model: 6; Grouping: Cluster (8 grps)						
Wilks' Lambda: ,02211 approx. F (42,1724)=51,498 p<0,0000						
N=380	Wilks' Lambda	Partial Lambda	F-remove (7,367)	p-value	Toler.	1-Toler. (R-Sqr.)
Age	0,028842	0,766428	15,9778	0,000000	0,897718	0,102282
Pachymetry	0,328467	0,067299	726,6063	0,000000	0,979479	0,020521
OKT_RNFL	0,023231	0,951547	2,6697	0,010483	0,542714	0,457286
CDAR	0,023440	0,943072	3,1648	0,002911	0,803844	0,196156
FLV	0,022944	0,963453	1,9888	0,055688	0,351290	0,648710
GLV	0,026933	0,820778	11,4481	0,000000	0,311193	0,688807

Рис. 4. Результаты дискриминантного анализа

Исходя из вышесказанного, по результатам анализа основными факторами являются пахиметрия, возраст и GLV (объем глобальных потерь).

Определим, насколько значимы дискриминантные функции или их ещё называют корнями с помощью критерия ХИ-квадрат (рис.5).

Chi-Square Tests with Successive Roots Removed (for S)						
Roots Removed	Eigen-value	Canonical R	Wilks' Lambda	Chi-Sqr.	df	p-value
0	14,03742	0,966178	0,022106	1418,035	42	0,000000
1	1,18702	0,736720	0,332412	409,714	30	0,000000
2	0,30245	0,481891	0,726991	118,609	20	0,000000
3	0,03471	0,183149	0,946872	20,308	12	0,061482
4	0,01691	0,128946	0,979736	7,616	6	0,267638
5	0,00371	0,060814	0,996302	1,378	2	0,501999

Рис. 5. Значимость корней функции

Зависимая переменная нагружает канонические корни (рис.6).

Means of Canonical Variables (for STAT1)						
Group	Root 1	Root 2	Root 3	Root 4	Root 5	Root 6
G_1:1	1,51903	0,56380	0,021335	0,045794	0,029748	0,111742
G_2:2	4,41442	-0,33084	0,229042	0,105922	-0,146561	-0,036727
G_3:3	-3,57807	0,01310	0,081752	0,315131	0,139769	-0,042199
G_4:4	-6,60724	0,29118	-0,174235	-0,276448	0,005727	0,003361
G_5:5	-0,81436	0,90552	-0,884092	-0,016337	-0,155168	-0,034944
G_6:6	8,08084	0,71481	-0,443124	-0,281339	0,344490	-0,079464
G_7:7	-0,17473	-3,69894	-0,527839	-0,085284	0,025971	0,028329
G_8:8	-1,01119	0,02785	1,070407	-0,175435	-0,035919	-0,025057

Рис. 6. Загруженность канонических корней

Первый корень больше всего нагружен шестым кластером, второй - пятым кластером, третий нагружен восьмым кластером, четвертый корень – третьим кластером, пятый – шестым, шестой – первым кластером.

Две функции дискриминируют между группами, построив значения, которые принимают обе дискриминантные функции (рис.6), коэффициенты стандартизованной канонической дискриминантной функции (рис.7).

Коэффициенты стандартизованной канонической дискриминантной функции

	Функция		
	1	2	3
Age	,027	,267	,982
Pachymetry	1,004	,034	,011
GLV	,049	,918	-,442

Рис. 7. Коэффициенты канонической функции.

Для корректности проверки решённой задачи классификации заболевания глаукомой применяется инструмент интеллектуального анализа данных – наивный Байесовский классификатор.

Расчёт априорных вероятностей и результат точности классификации представлены на рисунках 8, 9:

Априорные вероятности для групп			
Cluster	Априорная	Используемые в анализе наблюдения	
		Невзвешенные	Взвешенные
1,00	,200	76	76,000
2,00	,161	61	61,000
3,00	,153	58	58,000
4,00	,100	38	38,000
5,00	,132	50	50,000
6,00	,055	21	21,000
7,00	,068	26	26,000
8,00	,132	50	50,000
Всего	1,000	380	380,000

Рис. 8. Априорные вероятности

Результаты классификации ^а											
Cluster		Предсказанная принадлежность к группе								Всего	
		1,00	2,00	3,00	4,00	5,00	6,00	7,00	8,00		
Исходный	Количество	1,00	74	2	0	0	0	0	0	0	76
		2,00	2	59	0	0	0	0	0	0	61
		3,00	0	0	56	2	0	0	0	0	58
		4,00	0	0	2	36	0	0	0	0	38
		5,00	4	0	0	0	44	0	0	2	50
		6,00	0	1	0	0	0	20	0	0	21
		7,00	3	0	1	0	0	0	21	1	26
		8,00	1	0	0	0	2	0	0	47	50
%		1,00	97,4	2,6	,0	,0	,0	,0	,0	,0	100,0
		2,00	3,3	96,7	,0	,0	,0	,0	,0	,0	100,0
		3,00	,0	,0	96,6	3,4	,0	,0	,0	,0	100,0
		4,00	,0	,0	5,3	94,7	,0	,0	,0	,0	100,0
		5,00	8,0	,0	,0	,0	88,0	,0	,0	4,0	100,0
		6,00	,0	4,8	,0	,0	,0	95,2	,0	,0	100,0
		7,00	11,5	,0	3,8	,0	,0	,0	80,8	3,8	100,0
		8,00	2,0	,0	,0	,0	4,0	,0	,0	94,0	100,0

а. 93,9% исходных сгруппированных наблюдений классифицированы правильно.

Рис. 9. Результаты классификации

Так, точность соотнесения пациентов в группы составляет 93,9 %.

Таким образом, с помощью инструментов интеллектуального анализа данных выявлено 8 групп с определенными характеристиками, а также определены основные факторы такие как: пахиметрия, возраст и объем глобальных потерь, влияющие на развитие глаукомы у населения.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Глаукома. Национальное руководство / под ред. Е.А. Егорова. – М., 2013. – 824с
2. Либман Е.С., Шахова Е.В. Состояние и динамика слепоты и инвалидности вследствие патологии органа зрения в России // Съезд офтальмологов России, 7-й: Тез. докл. – М., 2000. – С. 209-214.
3. В.В. Бакуткин, Ю.Н. Зайко, А.С. Лепеско, А.Н. Скиданов. Разработка системы классификации и диагностики глазных заболеваний с помощью искусственных нейронных сетей. / Известия Саратовского университета, 2008.
4. Е.Н. Комаровских. Ранняя диагностика первичной открытоугольной глаукомы с помощью новой нейроинформационной технологии, 2003.

ОБ АВТОРАХ



Садикова Лиана Флоритовна, магистрант. каф. выч. мат. и кибернетики. Бакалавр. напр. бизнес-информатика. (УГАТУ, 2016).

e-mail: walsh.lea@gmail.com



Лакман Ирина Александровна, доц. каф. выч. мат. и кибернетики. Дипл. спец.-мат. (БГУ, 1997), канд. техн. наук (УГАТУ, 2009). Иссл. в обл. эконометрич. моделирования, анализа данных.

e-mail: lackmania@mail.ru

УДК: 681.3:002.5:661.12

ИНФОРМАЦИОННЫЕ СИСТЕМЫ В ФАРМАЦЕВТИЧЕСКОМ ОБЕСПЕЧЕНИИ

Тимуршина Э. Р., Гилязетдинова Р. З.

На сегодняшний день медицинские учреждения создают и накапливают колоссальные объемы информации. Работа медицинской помощи, общий уровень развития страны в целом зависят от того, насколько квалифицированно и качественно данная информация применяется медицинским персоналом. Возникла потребность применения немалых объемов данных при решении медицинских задач (диагностических, терапевтических, статистических, управленческих и других). В настоящее время это обуславливает создание медицинских информационных систем в лечебно-профилактических учреждениях. До недавнего времени в российском здравоохранении почти полностью отсутствовали хоть какие-то признаки автоматизации. Карты, бюллетени, процедурные отчеты, учет пациентов, лекарственных препаратов – весь документооборот производился на бумаге. Это сказывалось на скорости, а следовательно, и качестве обслуживания пациентов, затрудняло работу врачебного, медицинского персонала, что вело к врачебным ошибкам, большим затратам времени на заполнение карт, составление отчетов [1]. Отсутствие автоматизации привело к созданию медицинских информационных систем.

Прежде всего, информационная система – это совокупность технического, программного, организационного обеспечения, а также персонала. Она предназначена для своевременного обеспечения людей надлежащей информацией [3]. Актуальность проблемы внедрения информационных систем в здравоохранение определяется, прежде всего, необходимостью повышения эффективности процессов управления здравоохранением, качества оказываемой населению медицинской помощи. Современная концепция медицинских информационных систем предполагает объединение существующих информационных ресурсов по следующим основным группам: 1) электронные истории больных; 2) результаты лабораторных диагностических исследований; 3) финансово-экономическая информация; 4) базы данных по лекарственным препаратам; 5) базы данных материальных ресурсов; 6) базы данных трудовых ресурсов; 7) экспертные системы; 8) стандарты диагностики и лечения больных [4].

По определению принадлежащее С.А.Гаспаряну, медицинская информационная

система – это одна из форм организации медицинской деятельности, позволяющая медицинскому персоналу при соответствующей технологической поддержке использовать комплекс математических и технических средств, обеспечивающих сбор, хранение, обработку, анализ и выдачу медицинской информации. Отсюда можно сделать вывод, что в узком определении медицинская информационная система является автоматизированной системой, обеспечивающей сбор, хранение, обработку, анализ и выдачу медицинской информации, то есть информации, относящейся к состоянию здоровья конкретного человека [5].

Сегодня информационные системы в медицине используются всё шире: при создании серьёзной клиники без IT-составляющей уже не обойтись. Особенно актуально их внедрение в практику деятельности коммерческих клиник и медицинских центров, ведь помимо пользы для медперсонала и пациентов, информационные системы выгодны с чисто экономической точки зрения. И далеко не случайно, намереваясь финансировать медицинские учреждения либо даже их сети, инвесторы, прежде всего, закладывают в инвестиционный бюджет оснащённость клиник современными IT системами. Применяемые в медицинских клиниках и центрах информационные технологии дают следующие преимущества: информационные технологии делают работу медицинского персонала более эффективной и удобной, А также позволяют сэкономить значительные денежные средства [1].

Медицинские информационные системы (МИС) служат базой для поэтапного создания мониторинга здоровья и здравоохранения на федеральном и региональном уровнях. По назначению эти системы делятся на три группы: системы, основная функция которых — накопление данных и информации; диагностические и консультирующие системы; системы, обеспечивающие процесс медицинского обслуживания. Однозначно классифицировать информационные системы, применяемые в здравоохранении, достаточно сложно из-за продолжающейся эволюции их структур и функций. Многоуровневая структура управления здравоохранением (муниципальный, региональный, федеральный уровни управления) может стать основой для классификации медицинских информационных систем. Информационные системы в здравоохранении в пределах каждого уровня управления в зависимости от специфики решаемых задач классифицируются по следующим функциональным признакам:

- 1) административные медицинские системы;
- 2) поисковые информационные системы;
- 3) системы для лабораторно-диагностических исследований;
- 4) экспертные системы;
- 5) больничные медицинские информационные системы;
- 6) АРМы (автоматизированные, рабочие места специалистов);
- 7) телемедицинские системы.

Административные медицинские системы обеспечивают информационную поддержку функционирования медицинского учреждения, включая автоматизацию административных функций персонала. МИС этого уровня обеспечивают управление больничной, амбулаторно-поликлинической и специализированными службами на административно-территориальном уровне. Поисковые информационные системы решают задачи информационного обеспечения медицинского персонала: подготовка реферативной информации для сотрудников; разработка и поддержка веб-серверов и поиск в интернете; создание и ведение профессионально ориентированных баз данных, регистров лекарственных препаратов, реестров медицинских услуг. Системы этого класса не осуществляют обработку информации, но обеспечивают быстрый доступ к необходимым данным. Различают документографические, фактографические и полнотекстовые поисковые системы. Рост числа фактографических и документографических поисковых систем объясняется тем, что в управленческой деятельности руководителя учреждения здравоохранения, в клинической работе врача, в

научно-медицинских исследованиях оперативный доступ к фактографическим данным более важен, чем доступ к данным библиографическим. Последние содержат сведения о документах, требующих дополнительного изучения, а фактографические дают готовые результаты поиска информации.

В настоящее время имеется большое число коммерческих поисковых систем. Особое значение имеет интеграция медицинских поисковых систем в единую информационную сеть Интернет, что обеспечивает доступ любого врача-пользователя к информации и обмен этой информацией. Системы для лабораторно-диагностических исследований предназначены для автоматизированной диагностики патологических состояний (включая прогноз и выработку рекомендаций по методам лечения), для отдельных нозологических форм и групп больных. Причем существует несколько классов таких компьютерных систем: лабораторные анализаторы; цифровые рентгенодиагностические комплексы; компьютерная томография; ультразвуковая диагностика; визуализация и сравнительный анализ результатов гистологических исследований и др. Исторически этот тип систем начал развиваться одним из первых среди медицинских информационных систем.

Наиболее важные области применения лабораторно-диагностических систем — неотложные и угрожающие жизни состояния с недостаточной клинической симптоматикой, ограниченными возможностями обследования при высокой степени угрозы для жизни. Такие системы могут быть использованы в составе телемедицинских систем многопрофильных больниц для дистанционной консультативной помощи пациентам, находящимся в учреждениях первичного звена (врачебные амбулатории, центры общей врачебной (семейной) практики, ЦРБ). Экспертные системы эффективно используют при решении задач диагностики, интерпретации данных, прогнозирования течения заболевания и осложнений.

Один из примеров экспертной системы — программно-технический комплекс АКДО, разработанный под руководством профессора В.В. Шаповалова, который используется для проведения медицинских осмотров населения. По мере внедрения информационных систем в учреждениях здравоохранения экспертные системы могут использоваться на более высоком качественном уровне — как системы интеллектуального анализа данных, поиска закономерностей и выработки альтернативных решений в управлении медицинскими учреждениями. Основные компоненты таких систем: база данных (знаний), алгоритм моделирования, интерфейсы пользователя и интерфейсы с фактографическими базами данных. В обучающей системе присутствует база данных, содержащая методическую и справочную информацию, позволяющую оценить и углубить знания обучающегося, тестовые задания и мультимедиа приложения для наглядного обучения.

Стандартные программы представляют собой различные комплексы тренировочных упражнений и практических методик, более сложные призваны помочь обучающимся в овладении навыками решения таких задач, как постановка диагноза, выработка плана лечения, прогнозирование отдаленных последствий. Современные экспертные медицинские системы интегрированы с другими типами информационных систем. Больничные медицинские информационные системы объединяют в себе на основе электронной истории болезни (ЭИБ) функциональные возможности автоматизированных систем нескольких типов и комплексно решают задачи управления учреждением здравоохранения. Выработка и принятие на основе анализа ЭИБ интегрированных решений позволяют управлять процессами повышения качества медицинской помощи пациентам. ЭИБ служит электронным аналогом сводной истории болезни пациента, которая должна вестись на протяжении всей его жизни и аккумулировать всю касающуюся его здоровья информацию. ЭИБ позволяет врачу в режиме реального времени получать доступ к структурированной информации о больном любой давности, хранящейся в архиве, и использовать ее для дальнейшего обследования, лечения и

наблюдения пациента.

Функционирование ЭИБ обеспечивается СУБД, База данных для ЭИБ состоит из двух основных компонентов: модуль нормативно-справочной документации и модуль хранения данных. Нормативно-справочная документация включает территориальную и внутриучрежденческую нормативно-справочную информацию (справочники и классификаторы). Модуль хранения данных представляет собой банк ЭИБ по пролеченным (архивным) и проходящим лечение (оперативным) пациентам. В базе обеспечивается хранение всех сведений по каждому пациенту под уникальным идентификационным номером. Широкому внедрению таких систем препятствуют недостаточное развитие корпоративных информационных сетей медицинских учреждений, а также отсутствие необходимой нормативной базы.

При информатизации как лечебных учреждений, так и органов управления здравоохранением следует придерживаться следующих требований. В первую очередь использование компьютерных технологий не должно увеличивать объем работы медицинского персонала и существенно изменять стиль его работы. Во-вторых, изначально должны быть автоматизированы те структурные подразделения, где информация впервые фиксируется. Задачи управления требуют от руководителя любого уровня использовать и обрабатывать большой объем информации, проводить ее анализ в различных плоскостях, моделировать процессы и ситуации, структурировать материал для принятия управленческих решений. Для оперативного и качественного выполнения этих задач существенную роль играет автоматизированное рабочее место руководителя, для разработки которого используются современные информационные технологии, такие, как оперативный анализ распределенных баз данных и сетевых технологий общего доступа, статистические пакеты и системы поддержки принятия решений, геоинформационные системы.

К АРМу врача-клинициста (терапевта, хирурга, акушера-гинеколога, травматолога, офтальмолога и др. предъявляются требования, соответствующие специфике их врачебных функций. В составе АРМа могут быть экспертные системы, математические модели, обеспечивающие анализ различных ситуаций и предоставляющие специалисту дополнительную информацию для принятия клинических решений. Важнейшее направление использования информационных систем в здравоохранении — телемедицина. Истоки возникновения телемедицины относят к организации врачебного контроля космонавтов при космических полетах. С появлением сетевых технологий, современных методов передачи информации, позволивших обеспечить многосторонний обмен видео- и аудиоинформацией, телемедицина получила новый мощный импульс в своем развитии. Основным условием становления телемедицины стало развитие многоуровневой медицинской инфраструктуры, для взаимодействия отдельных элементов которой внедрение этих технологий оказалось наиболее востребовано. На рисунке 1 изображена схема организации телемедицинских консультаций.

Это позволило проводить необходимые лечебно-диагностические консультации из федеральных и зарубежных медицинских центров, региональных медицинских учреждений для пациентов, находящихся на лечении в ЦРБ, центрах общей врачебной (семейной) практики. Экономическая эффективность от внедрения телемедицины в практическое здравоохранение может оцениваться по таким Критериям, как снижение расходов на лечение из-за уменьшения числа ошибочных диагнозов и неадекватно выбранных схем лечения, сокращения непроизводительных затрат времени медицинского персонала на обучение с отрывом от своих рабочих мест. Одно из направлений использования технологий телемедицины — внедрение дистанционных форм медицинского образования, которые позволяют поднять качество, прежде всего, постдипломной системы подготовки работников здравоохранения. Без квалифицированных кадров, обладающих практическими навыками работы с компьютерными технологиями, невозможно обеспечить эффективное функционирование

всей системы здравоохранения [4].

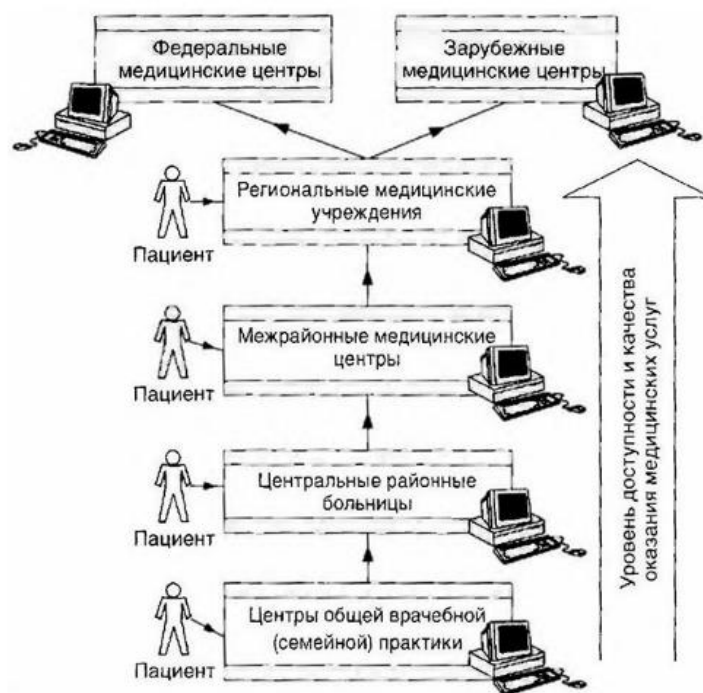


Рис. 1. Схема организации телемедицинских консультаций

Сегодня все большее внимание уделяется внедрению современных информационных технологий в больницах и поликлиниках, поскольку это позволяет вывести их работу на качественно новый уровень. Ведущий российский системный интегратор компания Открытые Технологии гарантирует, что применение информационных технологий в медицине позволяет:

- повысить качество оказания медицинских услуг и удовлетворенность пациентов;
- снизить нелечебную нагрузку на врачей-специалистов;
- улучшить доступность медицинской информации и скорость ее предоставления медицинскому персоналу;
- повысить эффективность работы служб обеспечения;
- снизить процент случайных потерь и необоснованных трат медицинских материалов, оборудования и инвентаря;
- совершенствовать внутренний медицинский учет;
- оптимизировать процесс обязательной отчетности перед вышестоящими организациями, представлять результаты работы поликлиники для руководства в реальном времени;
- повысить лояльность врачей и медицинского персонала.

Таким образом, информационные системы в медицине используются всё шире. Поэтому медицина XXI века не может существовать без компьютера и ИКТ [6].

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Журнал «Медицинская техника» №14 1999 – 2000 г, стр. 25-26.
2. Информационные системы в здравоохранении // Медицинский академический журнал, Дуданов И. П., Гусев А. В., Романов Ф. А., Воронин А. В, 2016, 34 с.
3. Информационная система [электронный ресурс] – URL: <https://ru.wikipedia.org> (дата обращения: 08.02.17).
4. Классификация медицинских информационных систем [электронный ресурс] - URL: <http://medbe.ru> (дата обращения: 07.02.17).
5. Медицинские информационные системы [электронный ресурс] - URL: <http://www.rintech.ru> (дата обращения: 07.02.17).

6. Медицинские новости об информационных технологиях [электронный ресурс] - URL: <http://www.armit.ru/> (дата обращения: 08.02.17).

ОБ АВТОРАХ



Тимуршина Эльвира Рузелевна, магистрант каф. электроники и биотехнических технологий УГАТУ, дипл. инж. по многоканальным телекоммуникационным системам (УГАТУ, 2015). Исследования в области проектирования оптических сетей доступа по технологии GPON, телемедицине

e-mail: balyalyau@yandex.ru



Гилязетдинова Рената Загировна, магистрант каф. электроники и биотехнических технологий УГАТУ, дипл. бакалавра по машинам и технологиям высокоэффективных процессов обработки материалов (УГАТУ, 2016). Исследования в области машиностроения, биомедицине

e-mail: gilyazetdinova_renata@mail.ru

УДК 62

ИСКУССТВЕННЫЙ ЖЕЛУДОЧЕК СЕРДЦА

Уразбахтин Р. Р.

На сегодняшний день много смертей происходит из-за сердечной недостаточности. Сердечная недостаточность представляет собой определенное состояние организма, при котором по некоторой причине сердце не может обеспечить необходимым количеством крови все ткани и органы. В свою очередь это приводит к образованию недостатка кислорода в тканях и нарушениям метаболизма. Сердечная недостаточность может возникнуть из-за ишемической болезни сердца, дилатационной кардиомиопатии или из-за пороков сердца (врожденных или приобретенных).

Лечение сердечной недостаточности начинается с назначения лекарственной терапии. Если лекарственная терапия не приносит результатов, то ставится вопрос о хирургическом вмешательстве, которое в некоторых случаях представляет собой трансплантацию сердца [1].

Отметим, что можно выделить смешанную, левожелудочковую и правожелудочковую сердечную недостаточность по локализации в организме человека. Если у человека смешанная сердечная недостаточность, то требуется трансплантация сердца или имплантация искусственного сердца. Если у человека левожелудочковая или правожелудочковая сердечная недостаточность, то возможна имплантация искусственного левого желудочка сердца (ИЛЖС) или искусственного правого желудочка сердца (ИПЖС). Далее будем и ИЛЖС, и ИПЖС называть искусственным желудочком сердца (ИЖС), потому что с технической точки зрения ИЛЖС и ИПЖС не имеют отличий.

Сердечная недостаточность возникает в связи с тем, что сердце не справляется со своей насосной функцией (не может перекачивать необходимое для метаболизма количество крови). ИЖС помогает сердцу справиться с насосной функцией, обеспечивая ткани и органы необходимым для нормального функционирования организма количеством крови.

ИЖС обладает определенными преимуществами по отношению к донорскому сердцу. Операцию по трансплантации пациент вынужден ждать около года в связи с очередью на трансплантацию сердца и нехваткой донорских сердец. Существует риск, что после пересадки донорского сердца организм пациента начнет его отвергать. При имплантации ИЖС этот риск в разы меньше. Стоит отметить, что операция по трансплантации сердца является более дорогой, чем имплантация ИЖС (трансплантация сердца обходится приблизительно в три раза дороже, чем имплантация ИЖС) [2].

Рассмотрим ИЖС с технической точки зрения. Система ИЖС представляет собой имплантируемый электромеханический насос (ИЭН), аккумуляторные батареи и контрольно-зарядное устройство. ИЭН является основной частью ИЖС. ИЭН должен быть очень небольших размеров, обладать малым энергопотреблением, не производить при работе много посторонних для человеческого организма шумов и вибраций. Аккумуляторные батареи нужны для питания ИЭН. Ток от аккумуляторных батарей подводится к ИЭН по проводам. Зарядно-контрольное устройство нужно для обеспечения заряда аккумуляторных батарей. Обычно, зарядка требуется каждые 8 – 10 часов.

Существуют ИЖС с внешним расположением аккумуляторов и с внутренним расположением аккумуляторов. Недостаток внешнего расположения аккумуляторов – открытая рана в организме человека, через которую подводятся провода к насосу. При таком устройстве ИЖС велика вероятность образования у пациента заболевания, обусловленного наличием в организме открытой раны. Внутреннее расположение аккумуляторов на сегодняшний день считается более перспективным. Проблемы заключаются в том, что внутри организма можно расположить только аккумуляторы небольшого размера, что соответственно приводит к необходимости более частой зарядки, и в том, что зарядка аккумуляторов, находящихся внутри организма происходит индукционным образом посредством электромагнитных полей. К сожалению, на сегодняшний день нельзя с уверенностью сказать, что электромагнитные поля, которые создаются при зарядке аккумуляторных батарей в данном случае, не оказывают негативного влияния на работу некоторых систем организма человека [3].

Существенным недостатком существующих ИЖС является риск получения пациентом травмы крови при длительном использовании ИЖС. Риск травмы крови связан с тем, что когда кровь проходит через ИЭН, разрушаются эритроциты. По установленным международным нормам уровень разрушения эритроцитов не должен превышать 0,01 грамм на 100 миллилитров крови [4]. В противном случае организм человека не сможет восстанавливать необходимое количество эритроцитов.

Существует риск, связанный с реабилитационным периодом после имплантации ИЖС. Существующие ИЭН при работе создают не свойственные ранее человеческому организму шумы и вибрации. Пациенты после операции довольно часто обращают на них внимание, начинают замечать изменения шумов и вибраций, являющиеся нормальными для работы ИЭН, но вызывающими у пациента страхи. То есть пациент начинает бояться, что ИЭН сломался или работает неправильно. В результате этого у человека с ИЖС может развиться кардиопротезный психопатологический синдром [5].

Как пример существующего ИЖС можно рассмотреть систему отечественного производства «Спутник-1» [6]. Это устройство позиционируется как имплантируемая вспомогательная система кровообращения, потому что рассчитана на эксплуатацию около 18 месяцев (устанавливается для того, чтобы пациент мог пережить период между обнаружением сердечной недостаточности и операцией по трансплантации сердца), но по принципу работы не отличается от ИЖС. «Спутник-1» состоит из имплантируемой и наружной частей, соединенных электрическим кабелем, проходящим через защищенное отверстие в коже пациента. Имплантируемый насос с помощью канюль подсоединяется к сердцу так, что вход насоса подсоединен к левому желудочку, а выход подсоединен к участку аорты. Недостатки и преимущества «Спутника-1» совпадают с недостатками и преимуществами прочих ИЖС.

Сравним ИЭН «Спутник-1» и «*MicroMed DeBakey*» (совместная разработка немецких и американских ученых). Характеристики отечественного ИЭН хуже характеристик импортного. У имплантируемого ИЭН «Спутник-1» больше габаритные размеры и масса, ниже скорость вращения ротора и производительность соответственно. Это значительно для устройства, которое длительное время должно поддерживать жизнь человека и находиться внутри организма. Из преимуществ ИЭН «Спутник-1» стоит отметить невысокую сравнительно с рассматриваемым импортным аналогом стоимость, а также высокое качество и надежность системы.

Стоит отметить, что на сегодняшний день Российская Федерация сильно отстает в области разработок ИЖС.

ИЖС – очень перспективная разработка, но далеко не совершенная на текущий момент времени. Недостатки существующих ИЖС - необходимость частой подзарядки аккумуляторных батарей (в случае их расположения внутри организма) или неудобство повседневного использования (в случае расположения аккумуляторов внутри организма), а также несовершенства ИЭН. Заменить донорское сердце ИЖС сможет тогда, когда ИЭН будет соответствовать высоким требованиям надежности, обладать малыми размерами и невысоким уровнем энергопотребления, и не создавать при работе шумов и вибраций, не свойственных ранее организму человека.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Шуст О.Г., Висмонт Ф.И. Сердечная недостаточность. Ишемическая болезнь сердца (патофизиологические аспекты) - Учебно-методическое пособие. — Минск: БГМУ, 2013. — 36 с.;
2. Беленков Ю.Н., Оганов Р.Г. (ред.) Кардиология. Национальное руководство. - М. : ГЭОТАР-Медиа, 2012. — 848 с.;
3. Лазаревич В.Г. Влияние электромагнитных полей на обмен веществ в организме - Львов: Высшая школа, 1978. - 113 с.;
4. Чернявский А.М., Караськов А.М., Доронин Д.В., Дерягин М.Н., Фомичев А.В. Опыт использования имплантируемой системы механической поддержки сердца "Incon" с.84 – 92: Вестник трансплантологии и искусственных органов 2013 №04 том XV М.: Триада. — 144 с.;
5. Кушнир О.Н. Психопатологические синдромы - Учебно-методическое пособие. - СПб: Государственная Медицинская Академия им. И.И. Мечникова. - 24 с.;
6. URL: <http://lvad.ru/> (дата обращения: 04.02.2017);
7. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3014118/> (дата обращения: 04.02.2017);
8. URL: <http://meduniver.com/Medical/cardiologia/1883.html> MedUniver (дата обращения: 04.02.2017);
9. Патент РФ №2013106966 от 27.08.2014;
10. Optimisation of the Sputnik-VAD design Sergey V. Selishchev, Dmitry V. Telyshev; Int J Artif Organs 2016; 39(8): 407 – 414; Article Type: ORIGINAL RESEARCH ARTICLE.

ОБ АВТОРАХ



Уразбахтин Руслан Рустемович, студент группы СЭМС-110 каф. электромеханики УГАТУ.

e-mail: urr98@mail.ru

АВТОМАТИЗАЦИЯ ИНФОРМАЦИОННОГО ОБМЕНА В МЕДИЦИНСКИХ УЧРЕЖДЕНИЯХ

Федорова Н. И., Камаева С. Н.

Введение

Одной из проблем современной медицины считается автоматизация работы медицинских учреждений. Для решения этой проблемы требуется создание и внедрение технологий регулярных, многоплановых мониторинговых обследований, нацеленных на долгосрочное изучение факторов, формирующих здоровье, и их взаимосвязей как необходимого условия эффективного управления деятельностью системы здравоохранения.

Основной целью создания информационно-аналитических медицинских систем является автоматизация всех процессов информационного обмена, то есть создание единой системы, которая охватывала бы все стороны здравоохранения, повышая качество и доступность медицинской помощи для населения. Для автоматизации работы медицинских учреждений были проведены инфраструктурные мероприятия: поставка компьютерного оборудования, монтаж локальной вычислительной сети, подключение медицинского оборудования и организация внутренней защищенной сети, а также выбор и внедрение программного обеспечения. Для этого в 2011-2012 гг. был реализован первый этап создания единой государственной информационной системы в сфере здравоохранения, и с помощью конкурса были выбраны компании, которые должны были реализовать самостоятельную информационно-аналитическую медицинскую систему выбранного региона. Таким образом, на сегодняшний день практически в каждом регионе страны функционирует своя информационная медицинская система.

Особенности работы медицинских информационных систем

Региональная информационно-аналитическая медицинская система (РИАМС) – это единая информационная база для лечебно-профилактического учреждения, территориальных органов управления здравоохранением всех уровней, территориальных фондов обязательного медицинского страхования и страховых медицинских организаций [1]. РИАМС реализует системные решения по автоматизации и компьютеризации субъектов и организаций системы регионального здравоохранения, управленческих и финансово-экономических технологий и процессов ввода, обработки и анализа больших объемов разнородных данных в здравоохранении.

Важной особенностью каждой медицинской системы является доступность информации о ресурсах и режимах работы медицинского персонала. Поэтому важно, чтобы в каждой системе присутствовал такой модуль как «Электронная медицинская карта пациента», который позволяет узнать медицинские данные о состоянии здоровья пациента и назначаемом ему лечении. Благодаря формированию единой региональной электронной медицинской карты врач из любой медицинской организации региона может оперативно получать доступ к данным о состоянии здоровья пациента, независимо от того, где тот лечился ранее. Модуль «Электронная регистратура» управляет потоком пациентов, ведет учет и их регистрацию, тем самым позволяя сократить очереди и рационально использовать время врача. И теперь каждый может записаться на прием через сайт клиники, или даже через мобильное приложение.

Еще одной особенностью работы медицинских систем является автоматизация диагностических лабораторий. Теперь в лечебных учреждениях есть возможность обрабатывать, сохранять, просматривать, и анализировать результаты анализов и других диагностических исследований. Информационно-аналитические медицинские системы также позволяют проводить анализ состояния здоровья граждан и деятельности системы

здравоохранения, собирать сведения о финансовых показателях деятельности лечебно-профилактических учреждений, автоматизировать работу аптек и станций скорой медицинской помощи.

Обзор региональных медицинских информационных систем

Среди региональных медицинских информационных систем можно выделить следующие: РИАМС «ПроМед», ЕМИАС, РИС «МедВедь», ИС «Диспетчерский Центр», МИС «БАРС Груп» и др. Состав модулей, включенных в ту или иную медицинскую информационную систему приведен в таблице.

Таблица 1

Состав модулей региональных медицинских информационных систем

Наименование РИАМС Модуль системы	РИАМС «ПроМед »	ЕМИАС	РИС «МедВедь»	ИС «Диспетчерский центр»	МИС «Барс Груп»	ИАСУ ЛПУ
«Стационар»	+	+	—	+	+	+
«Поликлиника»	+	+	—	—	+	+
«Регистратура»	+	+	+	—	+	+
«Аптека»	+	+	+	—	+	+
«Удаленная запись на прием»	+	+	+	+	+	+
«Станция медицинской помощи»	+	+	+	+	—	—
«Функциональная диагностика»	+	—	—	+	—	+
«Лаборатория»	+	+	—	+	+	—
«Приемное отделение»	+	+	—	—	+	+
«Электронная медицинская карта пациента»	+	+	+	—	+	+
«Паспорт и структура медицинской организации»	+	+	+	—	+	+
«Регистр медицинских работников»	+	+	—	—	—	+
«Расчеты со страховыми компаниями по ОМС»	+	+	—	+	+	—
«Пищеблок»	+	—	—	—	—	+
«Статистика»	+	+	+	+	+	+
«Финансы»	+	+	+	+	—	—

Региональная информационно-аналитическая медицинская система «ПроМед» (разработкой занимается компания «СВАН») – это специализированный программный комплекс, позволяющий автоматизировать процессы сбора, обработки и хранения медицинской, экономической и статистической информации в системе здравоохранения

[2, 3]. Система успешно функционирует в Пермском крае и Республике Башкортостан. РИАМС «ПроМед» решает следующие задачи:

- введение единой электронной медицинской карты;
- внедрение системы дистанционной записи к врачу;
- создание единого информационного пространства в системе здравоохранения региона;
- предоставление органам управления здравоохранением полной, достоверной и актуальной информации о состоянии здоровья населения;
- качественный анализ уровня доступности медицинской помощи, ведущийся на основе получения актуальных данных в режиме реального времени;
- создание прозрачной модели финансирования в системе ОМС;
- равномерное распределение потоков пациентов в режиме реального времени.

В данный момент медицинская система «ПроМед» имеет множество отдельных модулей: «Поликлиника», «Стационар», «Параклиника», «Регистратура», «Аптека», «Портал оказания услуг для населения», «Система мониторинга», «Реестр страховой медицинской организации». Каждый модуль решает собственные задачи и взаимодействует с другими при необходимости.

Государственная единая медицинская информационно-аналитическая система (ЕМИАС) города Москвы разработана и реализуется Департаментом информационных технологий и Департаментом здравоохранения в рамках программы «Информационный город» на основании постановлений Правительства Москвы [4, 5]. На данный момент практически все лечебно-профилактические учреждения столицы подключены к данной системе. Система содержит интегрированную амбулаторную медицинскую карту, позволяет оперативно собирать и грамотно обрабатывать информацию, управлять потоками пациентов, выписывать электронные рецепты, вести консолидированный управленческий учёт, а также персонифицированный учёт медицинской помощи. Помимо этого, система содержит информацию о загруженности медицинских учреждений и востребованности врачей и позволяет управлять медицинскими регистрами, решая медико-организационные задачи применительно к различным категориям граждан, имеющих определённые заболевания. ЕМИАС включает в себя такие системы, как «Система управления потоками пациентов», «Система персонифицированного учета», «Система управления нормативно-справочной информацией», «Система консолидированного управленческого учета», «Система мониторинга здравоохранения», а также «Лекарственное обеспечение» и «Централизованный лабораторный сервис».

Региональная информационная система (РИС) здравоохранения на основе платформы «МедВедь» разработана группой компаний «Хост» в 2002 году, внедрена и работает на территории Ханты-Мансийского автономного округа и Свердловской области [6]. Система предназначена для автоматизации органов управления здравоохранением регионального масштаба и предоставления электронных услуг населению. Система «МедВедь» позволяет осуществлять персонифицированный учет медицинской помощи и льготного лекарственного обеспечения, сбор и ведение регистра региональных льготников, оперативный мониторинг состояния здоровья населения и деятельности медицинских учреждений, обеспечивать анализ разнообразных данных в зависимости от нужд медучреждений или органов управления. Платформа «МедВедь» позволяет обеспечить решение комплекса задач по следующим направлениям [7]:

- персонифицированный учет оказанной медицинской помощи и льготного лекарственного обеспечения;
- оценка эффективности деятельности органов исполнительной власти и органов местного самоуправления региона;
- учет показателей смертности населения;
- ведение регионального формуляра лекарственных средств и учет закупок лекарственных средств;

- учет больных, претендующих на получение специализированной (в том числе высокотехнологичной) медицинской помощи;
- учет медицинских освидетельствований трудовых мигрантов;
- сбор и ведение регистра региональных льготников.

Информационная система «Диспетчерский Центр» предназначена для создания единого информационного пространства для решения задач эффективного управления здравоохранением региона [8]. Основные функции системы: диспетчеризация потоков плановой госпитализации, мониторинг диспансеризации населения, сбор информации об оказанных услугах и затраченных ресурсах, мониторинг эффективности использования ресурсов, работа с центральным архивом медицинских изображений региона, удаленное самообслуживание пациентов, работа с центральным архивом результатов лабораторных исследований региона, ведение статистической отчетности в масштабе региона. Система создана компанией «КИР», и успешно внедрена в медицинские учреждения Татарстана.

Продуктом данной компании также является решение для лечебных учреждений – информационно-аналитическая система управления лечебно-профилактическим учреждением (ИАСУ ЛПУ) [8]. ИАСУ ЛПУ объединяет в единой рабочей среде клинические, инструментальные, лабораторные подсистемы и модули, позволяя эффективно решать лечебно-диагностические, аналитические и управленческие задачи, а также оптимально использовать эксплуатационные возможности дорогостоящего медицинского оборудования. ИАСУ ЛПУ обеспечивает информационную поддержку всех служб медицинского учреждения: от ведения клинических записей о пациенте и интеграции с медицинским оборудованием до документооборота, финансового учета и планирования и состоит из таких подсистем как «Поликлиника», «Стационар», «Радиология», «Гемотрансфизиология», «Аптека», «Пищеблок», «Единая диспетчерская служба», «Документооборот», «Статистика», «Кадры», «Web-портал для пациентов». С точки зрения реализации ИАСУ ЛПУ представляет программно-аппаратный комплекс, построенный по модульному принципу. Базовая версия системы содержит десять модулей, представляющих собой коробочные решения, которые могут быть поставлены как единая система, а также как отдельные программные продукты.

Медицинская информационная система «БАРС Груп» представляет собой единое информационное пространство для административных, лечебно-диагностических и финансово-экономических процессов медицинского учреждения [9]. Программный продукт предусматривает функционал для автоматизации всех этапов лечебно-диагностического процесса, начиная с дистанционной записи на прием и электронной медицинской карты, заканчивая документооборотом и управлением бизнес-процессами. Система внедрена в семи регионах, в том числе в Костромской, Ульяновской и Томской областях. Система обеспечивает полный электронный документооборот, формирование статистической и аналитической отчетности, электронное сопровождение процесса оказания медицинских услуг, включая дистанционную запись к врачу, ведение электронных медицинских карт, управление потоками пациентов, контроль исполнения назначений и др. Система имеет централизованную базу данных с предоставлением удаленного защищенного доступа через web-браузер, а в качестве сервера базы данных используется ORACLE.

Заключение

Почти во всех регионах страны функционируют автоматизированные медицинские системы. Благодаря им врачи избавлены от бумажной рутины и заполнения документов от руки, у них появляется дополнительное время на пациентов. А пациент может, минуя регистратуру, самостоятельно записаться к врачу, даже не выходя из дома, пользуясь сервисами дистанционной записи через сайт или мобильное приложение. Обладая доступом к информации о расписании и свободных часах специалистов, пациенты сами выбирают время визита к врачу. А региональные медицинские информационные системы позволяют обеспечить доступ к электронным картам и историям болезни из всех лечебно-

профилактических учреждений региона. И хотя единой системы для страны создать не удастся, каждая из рассмотренных систем зарекомендовала себя на собственном рынке как самостоятельный и успешный продукт.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Вялкова А.И., Кучеренко В.З., Райзберг Б.А. Управление и экономика здравоохранения. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2009. – 664 с.
2. О системе РИАМС «ПроМед». Режим доступа: kv.mis.pskov.ru, закрытый.
3. SWAN. Software & Services // РИАМС «ПроМед». Режим доступа: swan.perm.ru, свободный.
4. ЕМИАС.ИНФО // Знакомьтесь, ЕМИАС. Режим доступа: <http://www.emias.info>, свободный.
5. ИМИАС - единая медицинская информационно-аналитическая система // Модули ИМИАС. Режим доступа: <http://emias.mos.ru/about/systems>, свободный.
6. ZDRAV.EXPERT // МедВедь. Медицинская система. Режим доступа: <http://zdrav.expert/index.php/>, свободный.
7. ХОСТ // Медицинская информационная система «МедВедь». Режим доступа: <http://hostco.ru/medved/>, свободный.
8. Корпоративные информационные рутины // Информационно-аналитическая система управления (ИАСУ). Режим доступа: <http://www.kirkazan.ru/produkty/iasu/>, свободный.
9. БАРС ГРУП // БАРС. Медицинская информационная система. Режим доступа: <http://bars.group/solution/corporate-sector/meditsina/>, свободный.

ОБ АВТОРАХ



Федорова Наталья Ивановна, доц. каф. технической кибернетики УГАТУ, дипл. инж. по автоматизированным системам управления (УГАТУ, 1996). Канд. техн. наук по системному анализу, управлению и обработке информации (УГАТУ, 2004). Исследования в области информационной и интеллектуальной поддержки принятия решений при управлении сложными системами, повышения эффективности управления в нештатных ситуациях

e-mail: nf_2002@mail.ru



Камаева Сабина Назировна, бакалавр по направлению прикладная математика и информатика (УГАТУ, 2015), магистрант факультета информатики и робототехники (УГАТУ). Исследования в области разработки информационных систем для медицинских учреждений, алгебры и характеристических колец Ли

e-mail: sabbi@mail.ru

ОБ ОДНОМ ПОДХОДЕ К НЕИНВАЗИВНОМУ МОНИТОРИНГУ ГИПЕРБИЛИРУБИНЕМИИ У НОВОРОЖДЕННЫХ

Хайруллина Г. Н.

Билирубин — жёлчный пигмент, один из главных компонентов жёлчи в организме человека и животных. Образуется в норме как результат расщепления белков, содержащих гем: гемоглобина, миоглобина и цитохрома.

В крови билирубин содержится в небольших количествах в виде двух фракций: свободной и связанной. Повышение билирубина может говорить как об избыточном разрушении эритроцитов (гемолитическая желтуха и пр.), так и о нарушенном выведении билирубина из организма, например при печёночной желтухе, закупорке жёлчных протоков и прочем. Показатели общего, свободного (непрямого) и связанного (прямого) билирубина используются для более точной диагностики.

Находясь в утробе своей матери, ребенок самостоятельно не дышит. Однако кислород поступает во все его ткани через эритроциты, которые содержат фетальный гемоглобин. Именно этот гемоглобин плода сразу после рождения начинает разрушаться, малышу он уже не нужен. Вот почему кожа ребенка начинает приобретать более темный оттенок.

Этот свободный непрямой билирубин нерастворим и почками выводиться не может. Он циркулирует в крови новорожденного определенное количество времени, пока ферментные системы ребенка полностью не созреют. Как только эти системы начинают активно работать, то свободный билирубин легко превращается в прямой и быстро выводится из организма ребенка.

Обычная физиологическая желтуха случается у преобладающего большинства недавно рожденных деток. Она проявляется примерно на 3 или 4 день, а в дальнейшем бесследно исчезает. Такая желтуха не наносит вред маленькому организму. Конкретный уровень повышения билирубина зависит в первую очередь непосредственно от зрелости самого плода. Также на желтуху влияет само протекание беременности у матери. Различные проблемы и заболевания матери могут спровоцировать повышение пигмента в крови у ребенка после рождения. Главным фактором можно отметить сахарный диабет будущей мамы. В других случаях возникновение такой желтухи бывает из-за внутриутробной гипоксии или асфиксии плода.

Патологическая желтуха характеризуется значительным повышением билирубина в крови у малыша. Причинами данного состояния являются инфекционные поражения печени, серьезные обструкции кишечника, генетически обусловленное сильное разрушение эритроцитов, несовместимость матери и самого новорожденного по резус-фактору или группе крови, механические желтухи, гормональные нарушения, а также конституциональная печеночная дисфункция, иначе говоря, опасный синдром Жильбера.

Причин много и поставить правильный диагноз может только высококвалифицированный врач. Одним из первоначальных методов диагностики считается полноценное исследование анализа крови ребенка на билирубин и его различные фракции. После определения таких показателей, назначаются другие анализы и обследования, после чего врач ставит окончательный диагноз и назначает необходимое лечение.

Проблема гипербилирубинемии новорожденных, несмотря на длительный период изучения этого заболевания, сегодня является актуальной и значимой. Неонатальная желтуха (желтуха новорожденных) развивается у 60% доношенных новорожденных. Практически у всех новорожденных после рождения наблюдается временное повышение уровня билирубина в сыворотке крови. В большинстве случаев желтуха проявляется в

течение первых трех суток жизни ребенка, протекает благоприятно и расценивается как физиологическое состояние, поскольку чаще обусловлена особенностями развития и метаболизма в этот период жизни. Чтобы физиологическая желтуха не перешла в патологическую форму, которая опасна для здоровья, необходимо держать под контролем уровень билирубина. При гипербилирубинемии последствиями становятся тяжелые поражения центральной нервной системы.

Примерно в половине случаев причины гипербилирубинемии не ясны — отсутствуют известные факторы риска (резус-несовместимость, инфекционные заболевания, скрытые кровотечения, анемия или полицитемия). Вместе с тем, достоверно установлена роль гипербилирубинемии в повреждении центральной нервной системы у новорожденных, в частности, слухового анализатора и подкорковых ядер мозга. Отсюда возникает необходимость тщательно и многократно в течение суток контролировать уровень билирубина в первые дни жизни ребенка. Общепринятый объективный метод контроля заключается в измерении концентрации общего билирубина в плазме или сыворотке крови прямым фотометрированием или путем биохимического анализа. Частые заборы крови у новорожденных (особенно у недоношенных) технически очень сложны, вызывают у малышей нарушение гемодинамики, сосудистые спазмы, снижение уровня кислорода, а также могут привести к болевому шоку, инфицированию. С учетом этого лабораторный анализ билирубина, как правило, делают выборочно для группы риска. Именно в неонатологии, как ни в какой другой области медицины, необходимы атравматические методики, обладающие к тому же большой точностью. В связи с этим большое значение имеют разработка и внедрение в практику неинвазивных методов анализа билирубина.

Физиологическая желтуха проходит 2 временные фазы. Первая охватывает 5 дней жизни с момента рождения и характеризуется относительно быстрым повышением уровня свободного (неконъюгированного) билирубина до средней пиковой величины, составляющей приблизительно 5 мг% (85 мкмоль/л) на третий день жизни, и резким снижением концентрации билирубина к 5 дню. Вторая фаза характеризуется медленным снижением непрямого билирубина, который достигает нормального уровня, свойственного взрослым, к 11-14 дню жизни. В первую очередь при физиологической желтухе окрашиваются лицо, затем шея, туловище и конечности. При уровне билирубина 68 – 136 мкмоль/л окрашиваются только лицо и шея. У доношенных новорожденных с физиологической желтухой непрямого билирубин варьирует от 85 до 204 мкмоль/л, у недоношенных – до 255 мкмоль/л (10). Уровень билирубина выше, когда имеется задержка мекония.

Транскутанный метод определения уровня билирубина в сыворотке крови основан на том, что существует прямая зависимость между концентрацией билирубина в крови и в коже. Увеличение уровня билирубина в крови приводит к его повышению в дерме, и наоборот, уменьшение концентрации билирубина в крови (например, при переливании крови) приводит к обратному движению билирубина из дермы в кровь до тех пор, пока между этими двумя системами не наступит равновесие. Поскольку билирубин обладает ярко выраженной желтой окраской, цвет кожи меняется в зависимости от содержания билирубина в дерме. Желтая окраска билирубина связана с наличием в нем полосы поглощения света в синей области спектра, с максимумом на длине волны 460 нм. Билирубин обладает ярко выраженной желтой окраской, цвет кожи меняется в зависимости от содержания билирубина в ней.

Приборы для транскутанного определения билирубина в коже калиброваны в условных единицах, которые названы в соответствии с международной практикой «транскутанный билирубиновый индекс».

Оптическая схема разрабатываемого устройства с одновременным измерением на длинах волн 492 нм и 523 нм позволяет компенсировать влияние гемоглобина кожи на показания прибора.

Структурная схема разрабатываемого устройства приведена на рис. 1.

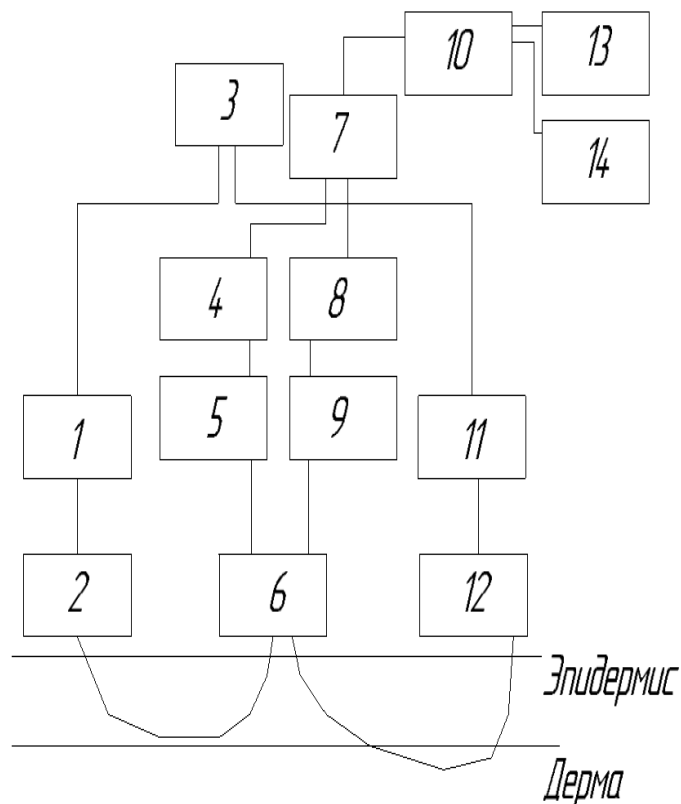


Рис. 1. Структурная схема разрабатываемого устройства

1,11 - светодиоды; 2,6,12 – световоды; 3 – формирователь импульсов излучения; 4, 8 – фотоприемник; 5,9 - интерференционные светофильтры; 7 – усилитель; 10 – микроконтроллер; 13 - блок индикатора; 14 - блок клавиатуры

Формирователь импульсов излучения 3 производит импульсы тока, которые питают два излучающих светодиода 1, 11. Световой импульс от светодиодов с помощью передающих световодов 2, 12 подводится к участку кожи. Облучающий импульс света, содержащий в своем спектре составляющие двух длин волн 492 нм и 523 нм после отражения, рассеяния и поглощения в эпидермальной и истинной кожных тканях достигает подкожной жировой клетчатки, которая у новорожденных содержит большое количество билирубина (содержание билирубина в подкожной жировой клетчатке связано с содержанием его в крови). Отразившись от подкожных тканей, спектрально преобразованный световой импульс снова проходит через кожную ткань, дополнительно рассеиваясь и поглощаясь в ней. Отраженное излучение, несущее информацию о содержании билирубина в подкожной жировой клетчатке, поступает с помощью приемного световода 6. Затем составляющие двух длин волн выделяются посредством интерференционных светофильтров 5,9 и преобразуются в электрические сигналы с помощью фотоприемников 4, 8. Сигналы с фотоприемников поступают на усилитель 7 и затем на микроконтроллер 10. С помощью микроконтроллера в приборе по измеренным значениям вычисляется транскутанный билирубиновый индекс – ТБИ. Расчет производится по формуле, полученной экспериментальным путём и дающей максимальную корреляцию между сывороточным билирубином и показателем ТБИ. Информация о содержании билирубина в дерме отображается на блоке индикатора 13. К микроконтроллеру подключен блок клавиатуры 14.

Преимущества разрабатываемого устройства является неинвазивность метода определения концентрации билирубина в крови, что даёт быструю, безболезненную, безопасную и удобную альтернативу обычному методу проверки, также необходимо

отметить простоту реализации конструкции и лёгкость в управлении и снятии информации.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Гусев В.Г., Мирина Т.В. Методы построения точных электронных устройств Учебное пособие/В.Г.Гусев, Т.В.Мирина - М.: Машиностроение, 2010.- 268с.
2. Гусев В.Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него: Учебное пособие/В.Г.Гусев.- М.: Машиностроение, 2004.- 759с.
3. Гусев В.Г., Мирина Т.В. Методы построения точных электронных устройств Учебное пособие/В.Г.Гусев, Т.В.Мирина - М.: Машиностроение, 2010.- 268с.

ОБ АВТОРАХ



Хайруллина Галина Николаевна, магистр каф. Электроники и биомедицинских технологий УГАТУ, дипл. Бакалавра по направлению подготовки биомедицинская инженерия (УГАТУ, 2014). Система неинвазивного мониторинга гипербилирубинемии у новорожденных.

email: galusha_91@mail.ru

УДК 616.61

ЭКОНОМЕТРИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ВЕРОЯТНОСТИ ОТТОРЖЕНИЯ ПОЧКИ ПРИ ТРАНСПЛАНТАЦИИ. ОЦЕНКА ЭКОНОМИЧЕСКОГО БРЕМЕНИ ХБП

Халикова А. А., Лакман И. А.

Проблема роста количества людей, страдающих хронической болезнью почек (ХБП), весьма остро стоит сегодня во всем мире. Возникновение столь значительного увеличения больных данным недугом вызвано различными причинами, такими как рост количества людей с патологией почек и распространенность заболеваний, приводящих к формированию данной болезни, а также совокупностью таких общих факторов, как старение населения, общий рост заболеваемости, увеличение продолжительности жизни больных с ХБП и др. И неоспоримо, что наличие у человека ХБП оказывает огромное влияние на его жизнь и экономическую эффективность.

В современной медицине в настоящее время существует 3 метода поддержания жизни пациентов с ХБП:

- хронический гемодиализ;
- перитонеальный диализ;
- трансплантация почки.

Первые два метода являются методами замены функции почек и позволяют продлить жизнь больных на длительный срок. Однако, данные методы требуют регулярного проведения соответствующих процедур (2–3 раза в неделю) в стационарных или амбулаторных стерильных условиях. При этом человек, страдающий ХБП, становится «привязанным» к месту проведения диализа, что приводит к снижению его общей экономической активности.

В связи с вышеуказанными проблемами, связанными с диализным лечением ХБП, все более очевидным становится необходимость использования трансплантации почки как основного метода лечения данной болезни. Более того, трансплантация почки

обеспечивает не только лучшее качество, но и наибольшую продолжительность жизни человека. При этом многие авторы отмечают, что выживаемость реципиентов почечного трансплантата значительно выше, чем у больных на гемодиализе. В связи с этим во многих развитых странах, таких как Норвегия, Нидерланды, Швеция, Испания и Финляндия трансплантация почки является основным методом лечения ХБП [1].

При этом стоит учитывать, что при проведении трансплантации почки существует вероятность отторжения органа, на величину которой влияют такие факторы, как возраст, высокая продолжительность диализной терапии (более 3 лет), уровень гемоглобина, наличие у больного сахарного диабета и других патологий реципиента (первичное заболевание, приведшее к ХБП, состояние его иммунной системы, наличие хронических заболеваний), а также некоторые неспецифические факторы (инфекции, послеоперационные осложнения) [2]. Причиной отторжения трансплантата могут также являться множество донорских факторов: причина смерти, возраст донора, наличие у него хронических заболеваний и др.

Одним из наиболее важных факторов, оказывающих влияние на приживаемость почки, является совместимость соответствующих генов реципиента и донора (аллелей А, В и DR). При этом вероятность успешного исхода трансплантации, выражающегося в появлении немедленной либо первичной функции трансплантата, увеличивается с ростом совпадающих аллелей.

Еще одним важным показателем, отражающим результат проведенной трансплантации является уровень креатинина. Так, предполагается, что трансплантация почки проведена успешно, если уровень креатинина снижается до значения менее 130-150 мкмоль/л в течение двух недель после операции.

На рисунке ниже представлена динамика креатинина 135 пациентов, у которых была осуществлена трансплантация почки.

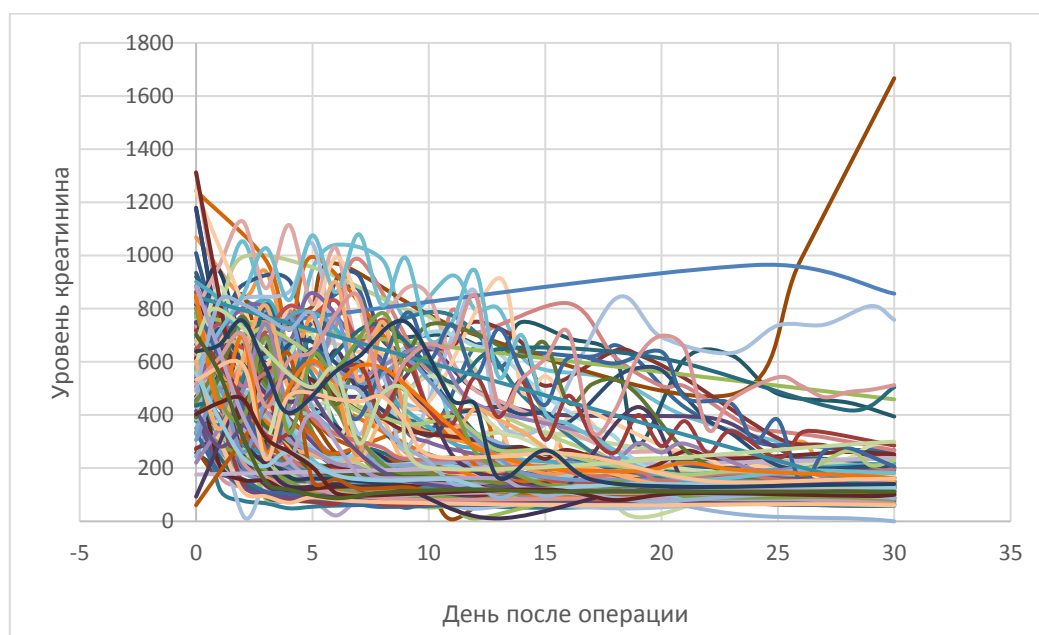


Рис. 1. Динамика уровня креатинина реципиентов

Одним из методов, наиболее часто применяемых при изучении медицинских данных и позволяющих оценить зависимость приживаемости, является анализ выживаемости. Данная методика в большинстве случаев применяется для оценки продолжительности жизни при изучении эффективности методов лечения, однако, в последних исследованиях применяется также в страховой сфере и социальных науках.

При оценке модели выживаемости возможно смоделировать процесс наступления критических событий, таких как отторжение трансплантата и смерть пациента. В рамках

медицинских исследований анализ выживаемости может отвечать на следующие вопросы:

- «Какова будет доля выживших среди пациентов спустя некоторое время после применённых техник лечения?»;
- «Какие темпы смертности будут наблюдаться среди выживших?»;
- «Какие факторы воздействуют на увеличение или уменьшение шансов на выживание?» и пр.

При этом для осуществления анализа выживаемости необходимо иметь возможность чётко определить «время жизни» элемента (период пребывания элемента в совокупности до наступления терминального события). В случае лечения ХБП методом трансплантации терминальное событие наступает в случае, если в течение 2 недель уровень креатинина пациента не установится на уровне нормы (менее 130-150 мкмоль/л).

Стоит отметить, что анализ выживаемости может быть осуществлён только для цензурированных данных, то есть в случае, если интересующая зависимая переменная представляет момент наступления терминального события, а длительность исследования ограничена по времени.

При оценке модели выживаемости, отражающей вероятность проведения успешной трансплантации почки, в качестве показателя приживаемости трансплантата может выступать уровень креатинина в конкретный день. При этом данный показатель рассматривается в дневном выражении, т.е. переменная отражает, на какой день после операции произошла нормализация уровня креатинина. В свою очередь, отсутствие снижения уровня данного показателя ниже 150 мкмоль/л за 2 недели после операции свидетельствует о наступлении критического события – отторжения трансплантата.

В качестве предикторов в модель выживаемости могут быть включены переменные, отражающие совместимость соответствующих генов реципиента и донора, которые были описаны ранее, а также некоторые контрольные переменные, такие как возраст, пол, группа крови реципиента и донора и пр.

На следующем этапе анализа с применением одной из моделей, описанных выше, возможно получение оценки величины экономического бремени ХБП в стоимостном выражении.

Впервые в России экономическое бремя ХБП в масштабе всей страны было определено в исследовании Р.И. Ягудиной, В.Г. Серпика, Г.Т. Абдрашитовой и О.Н. Котенко [4]. В своей работе ученые рассчитывают величину экономического бремени на основе методологии специального вида фармакоэкономического анализа – «стоимость болезни» [5]. При этом в процессе исследования учитывались как прямые, так и косвенные затраты, связанные с ХБП. В ходе проведения исследования авторами были определены стоимости отдельных стадий ХБП в расчете на 1 пациента в год. В результате оценки исследователи получили оценку совокупного экономического бремени ХБП в России – его значение превысило 451 млрд руб.

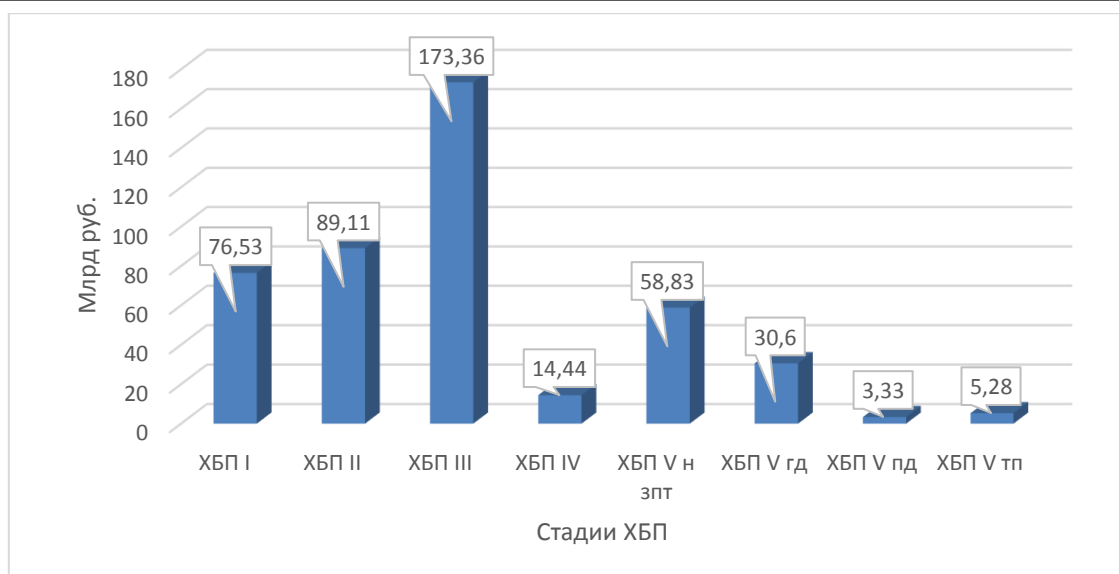


Рис. 2. Экономическое бремя ХБП в расчете на всю популяцию по различным стадиям

Однако, стоит отметить, что при оценке экономического бремени ХБП необходимо учитывать возможное отторжение трансплантата при пересадке и соответствующую вероятность наступления данного события. Таким образом, сочетание двух вышеописанных методик, т.е. расчет «стоимости болезни» с учетом оценки вероятности отторжения трансплантата на основе анализа выживаемости, поможет получить более качественные оценки экономического бремени ХБП.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Ватазин А.В., Зулькарнаев А.Б. Трансплантация почки как оптимальный метод лечения хронической болезни почек // Лечебное дело № 3, 2013 – С.47-52.
2. Шаршаткин А.В., Азаренкова О.В., Мойсюк Я.Г. Анализ отдельных результатов трансплантации почки от живого родственного донора // Медицинский альманах. Спецвыпуск, 2008 – С. 34-36.
3. Колесников В.А., Евсеев А.К., Ельков А.Н., Пинчук А.В., Коков Л.С., Царькова Т.Г., Гольдин М.М. Прогнозирование развития осложнений после трансплантации почки с помощью мониторинга редокс-потенциала плазма крови // СТМ ∫ 2015, №4 (Т.7) – С. 84-90.
4. Ягудина Р.И., Серпик В.Г., Абдрашитова Г.Т., Котенко О.Н. Экономическое бремя хронической болезни почек в Российской Федерации // Фармакоэкономика: теория и практика №4 (Т.2), 2014 – С.34-39.
5. Хабриев Р.У., Куликов А.Ю., Арина Е.Е. Методологические основы фармакоэкономического анализа. – М.: ОАО «Издательство «Медицина», 2011. – 128 с.

ОБ АВТОРАХ



Халикова Альбина Аликовна, магистрант каф. вычисл. математики и кибернетики УГАТУ, дипл. экономист-математик (БашГУ, 2015). Исследования в области анализа и прогнозирования спроса на рынке труда г. Уфы, эконометрического моделирования уровня социально-экономического развития регионов России.

e-mail: _energy.ru@mail.ru

ОБРАБОТКА ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТЕЙ DICOM-ФАЙЛОВ ДЛЯ ПОСТРОЕНИЯ STL-МОДЕЛЕЙ

Хисамутдинова Н. Р.

Одновременно с проникновением в медицину компьютерных технологий, стала ощущаться потребность в создании сети из существующего цифрового оборудования для интегрирования изображений и диагностических данных.

Современное медицинское оборудование позволяет выполнять обследование человека с применением различных методик диагностики. В связи с широким спектром используемого медицинского оборудования возникла необходимость в коммуникационных стандартах, которые могли поддерживаться различными разработчиками аппаратуры и программного обеспечения, что позволило бы выполнять комплексные обследования пациентов. Диапазон разрабатываемой аппаратуры достаточно широк, и значительная ее часть позволяет получить двумерные или трехмерные изображения исследуемых органов. Зачастую трехмерные изображения основываются на дискретных срезах, соответственно необходимы современные информационные технологии для обработки, визуализации, хранения и передачи медицинских данных.

В настоящее время в мире используются различные медицинские коммуникационные стандарты: *HL7*, *IEEE/Medix*, *X12*, *ASTM*, *NCPDP* и другие [1]. Они охватывают широкий круг задач, от интерфейса с лабораторным оборудованием до обмена информацией между отдельными клиниками.

Для передачи изображений наиболее широко используется стандарт *DICOM* (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), разработанный Американской коллегией радиологии и Национальной ассоциацией производителей электроники (*ACR/NEMA*). Также этот формат обеспечивает связь между медицинскими устройствами.

Информационная модель стандарта *DICOM* четырехступенчатая: пациент (*patient*) → исследование (*study*) → серия (*series*) → изображение (кадр или серия кадров) (*image*). Пациент обследуется, результаты обследования сохраняются. Формируется файл в формате *DICOM*. Каждый файл-срез произвольной части тела, как правило, в горизонтальной плоскости. Каждый такой *DICOM*-файл содержит информацию об интенсивности или плотности тканей в конкретном срезе, на основе которой строится итоговое изображение.

Значение плотности или интенсивности в *DICOM*-файле хранится в вокселе. Воксел-элемент объёмного изображения, содержащий значение элемента раstra в трёхмерном пространстве. Воксели являются аналогами двумерных пикселей для трёхмерного пространства. Если изображения одной серии *DICOM*-файла наложить друг на друга в последовательности, в которой они были сделаны, можно получить 3D-модель.

Существует большое количество программ для обработки *DICOM* изображений, полученных на медицинских оборудовании (МРТ, КТ, ПЭТ, ПЭТ-СТ и другие), такие как *OsiriX* и *RadiAnt*. Они поддерживают несколько типов изображений: монохроматические и цветные изображения, статистические и динамические, сжатые и несжатые. Эти программы предоставляют плавное масштабирование и панорамирование, предусмотрены настройки окна визуализации для КТ (легкие, кости и т.д.), различные значения параметров (например, плотность тканей в единицах Хаунсфилда в Компьютерной томографии) внутри окружности/эллипса, а также площадь окружности/эллипса)

STL — формат файла, широко используемый для хранения трёхмерных моделей объектов для использования в технологиях быстрого

прототипирования методом стереолитографии. Информация об объекте хранится как список треугольных граней, которые описывают его поверхность, и их нормалей. *STL*-файл может быть текстовым (*ASCII*) или двоичным.

Сегодня формат *STL* (файл моделирования для стереолитографии) приобретает все большую популярность. Он раз его разработка велась под потребности стереолитографии (объемной литографии), и предназначалась для быстрого прототипирования и создания визуализации трехмерных моделей. Существует две структуры *STL* форматов: текстовая и бинарная. Бинарная структура файла *STL* модели более компактна, требует меньше места и обладает большей точностью. Зато использование текстовой структуры позволяет перенос файлов на компьютер с иным представлением чисел, причем количество знаков каждого числа может быть произвольным.

Наиболее популярными методами визуальной диагностики являются компьютерная (КТ) и магнитно-резонансная (МРТ) томография. В основе КТ лежит специфическое свойство рентгеновского излучения поглощаться в зависимости от плотности конкретных тканей организма. На исследуемую область во время томографического рентгеновского исследования послойно воздействует пучок рентгеновских лучей, который, проходя сквозь ткани пациента с различной плотностью, поглощается ими в различной степени [2]. Вращение рентгеновского излучателя вокруг исследуемого объекта позволяет получать послойные изображения - срезы. Для визуальной и количественной оценки плотности визуализируемых методом компьютерной томографии структур используется шкала ослабления рентгеновского излучения, получившая название шкалы Хаунсфилда. В МРТ-диагностике данные получают с применением мощного магнитного поля (ядерно-магнитного резонанса), благодаря которому атомы водорода в организме человека начинают менять свое положение. Томограф посылает электромагнитные импульсы, а возникающий в организме эффект улавливается оборудованием. Структуры с низким содержанием воды (кости или легкие) не поддаются томографии из-за низкого качества изображения. Немаловажным преимуществом магнитно-резонансной томографии МРТ перед КТ является возможность получения изображения в любой проекции: аксиальной, фронтальной, сагиттальной [3].

Выбор типа томографии делает врач в зависимости от обследуемых органов и имеющихся условий. Несмотря на закрытый формат данных, полученных на томографах различных производителей, таких как *Philips*, *Siemens*, *Toshiba*, есть возможность обработки получаемых на томографе снимков срезов – «послойной» информации, представленной в черно-белом спектре. Специальная обработка серии полученных снимков позволяет построить 3D-модель выбранного органа или новообразования как отдельно, так и в совокупности с окружающими органами и тканями. Такая обработка может производиться в программном обеспечении с интерфейсом, подобным широко известному *Adobe Photoshop*, для выбора тканей, подлежащих 3D-визуализации. Разрешение КТ последнего, 4-го поколения, как правило, не превышает 0,5 мм, что позволяет использовать для создания объемной модели практически любой «бытовой» 3D-принтер с доступными расходными материалами – *ABS*, *PLA*, *PET* и другими. Важно, что для построения таких моделей не требуется сертифицированный для медицинского применения материал. Разрешение МРТ-аппаратов несколько выше – 0,1 мм, есть публикации о достижении на лабораторном уровне разрешения до 0,1 нм [4], но пока подобное оборудование на рынке отсутствует. Для воспроизведения 3D-модели естественным ограничением будет являться размер камеры 3D-принтеров. Другая важная характеристика для выбора подходящего 3D-принтера – количество сопел, ограничивающее многоцветность получаемой модели. Большее количество сопел позволяет изготавливать многоцветные модели, которые упрощают визуальное восприятие. На рынке представлено порядка 2 десятков брендов, к примеру, *3D systems*, *Picaso*, *MakerBot*, поддерживающие форматы *stl*, *thing*, *obj*, в которые может преобразовываться изображение КТ или МРТ. Построение файла данных 3D, учитывая

особенности его формата, может быть многоступенчатым. В формате *STL* файлы данных содержат описание поверхностей фигур, представленное вершинами треугольников и нормальями, причем нормали обычно представляют, как (0,0,0), возлагая их формирование на программное обеспечение принтера. Несмотря на слово *solid*, используемое в описании модели, сплошное, цельное формирование 3D объекта применяется крайне редко, так это приводит и к перерасходу материала, и к увеличению времени печати. Поэтому, как правило, объекты выполняются пустотелыми, с толщиной стенки, кратной диаметру сопла принтера. Это и приводит к многоступенчатой обработке снимков КТ и МРТ.

На первом шаге формируется трехмерная матрица как пространственная модель исследуемой области организма. Дискретизация растрового изображения снимка КТ или МРТ, соответствующая разрешающей способности принтера, позволяют определить необходимую размерность матрицы. В то же время, к примеру, для 3D принтера, имеющего рабочую камеру размером 250x250x250 мм и диаметр сопла 0,5 мм, размер матрицы модели не может превышать 500x500x500. Заполнение трехмерной матрицы на этом этапе происходит именно для *solid*-объектов, т. е. для объекта выбирается уникальное числовое значение, соответствующее его цветовому коду на снимке (уровню градации серого цвета) и все ячейки трехмерной матрицы, "принадлежащие" данному объекту, заполняются этим числовым значением.

На втором шаге необходима обработка матрицы, обнуляющая числовые значения в тех ячейках, в соседних с которыми (на определенном расстоянии, соответствующем толщине стенок модели), нет ячеек с другими значениями. После этой операции мы получим матрицу, в которой будут определены только граничные ячейки, являющиеся объектами печати для 3D-принтера.

Третий шаг - построение треугольников, из которых состоит поверхность.

Необходимо отметить, что любой 3D-принтер строит объект не в воздухе, а на поверхности, что неизменно портит нижнюю часть печатаемого объекта, особенно в том случае, если объект имеет сложную неправильную форму. Поэтому требуется дополнительная обработка полученной модели квалифицированным специалистом для задания основания (подложки), определения поддержек, правильной ориентации модели в рабочей камере принтера для уменьшения количества нависающих элементов. Более сложная обработка потребуется, если требуется создать составную модель, включающую и соседние с удаляемым новообразованием органы и ткани. В этом случае каждый объект должен создаваться отдельно, механически обрабатываться после печати для удаления поддержек и подложки, что может занять до нескольких часов.

Таким образом, применение относительно недорогих, доступных на рынке устройств 3D печати может существенно помочь в подготовке хирургов к сложным операциям и максимально обезопасить жизнь больного, как во время операции, так и в послеоперационном периоде.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. American College of Radiology, National Electrical Manufacturers Association, "ACR-NEMA Digital Imaging and Communications Standard", NEMA Standards Publication No. 300-1985, Washington, DC, 1985. ;
2. URL:<http://www.klinikantm.ru/articles/raznica-mezhdu-kt-i-mrt-kakaya-tomografiya-luchshe>
3. URL:<http://www.medicalj.ru/diacrisis/instrumental-diagnosis/478-mri>
4. URL:<http://www.popmech.ru/technologies/50265-razreshenie-magnitno-rezonansnoy-tomografii-uvelichili-v-million-raz/>

ОБ АВТОРАХ



Хисамутдинова Наиля Руслановна, студентка группы БТС-205 каф. ЭиБТ УГАТУ.

e-mail: nailya.1997@gmail.com

УДК 57.087. 1

ДИАГНОСТИЧЕСКАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ УЧЕТА ОБЪЕМА КЛЕТОК И ХАРАКТЕРИСТИК ИХ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ В КЛИНИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

Хисматуллина З. Р., Шамратова В. Г., Шарафутдинова Л. А.

Современные гематологические анализаторы помимо регистрации обычных параметров предлагают оператору и гистограммы распределения клеток по объему. Эти кривые составляют неотъемлемую часть результатов автоматизированного анализа крови, но пока полностью игнорируются специалистами в качестве основы для строго количественных сопоставлений. Исследователи в большинстве случаев ограничиваются субъективной, чисто визуальной констатацией сдвигов вершины кривой вправо-влево [3]. Между тем такая фундаментальная и жизненно важная характеристика клеток, как их корпускулярный объем, способна реагировать на изменение состояния организма. Предпринятые рядом авторов попытки математико-статистической обработки кривых распределения эритроцитов по объему путем деления суммарных гистограмм на субпопуляции молодых и старых эритроцитов [1], с нашей точки зрения, недостаточно информативны и не дают функциональной оценки клеточных популяций.

Материал и методы: Анализировали пробы периферической крови лиц с различной патологией. Дифференциальная диагностика клинических состояний проведена по клинической симптоматике, а также по результатам стандартных для этой патологии лабораторных и инструментальных исследований. По всем индивидуальным пробам крови на основе выдаваемым гематологическим анализатором кривым частоты встречаемости в популяциях однотипных клеток равного объема для эритроцитов и по каждому классу лейкоцитов рассчитывали средний объем клеток, а также параметры, количественно характеризующие форму его распределения: стандартное отклонение, коэффициент асимметрии, коэффициент эксцесса.

Результаты и обсуждение: Полученные нами результаты показали, что использование для характеристики клеточных популяций параметров распределения клеток по объему существенно уточняет и дополняет картину изменений в системе крови при различных патологических состояниях. Причем наиболее информативно их комплексное применение, повышающее разрешающую способность сопоставлений. Эффективность учета параметров распределения корпускулярного объема клеток крови продемонстрирована нами при диагностике различных заболеваний. Так, при желчнокаменной болезни (ЖКБ) при отсутствии у больных существенных сдвигов стандартных лабораторных показателей продемонстрировано увеличение среднего объема нейтрофилов, увеличение гетерогенности совокупности по объему этих клеток и др. изменения [4].

Анемизация организма при железодефицитной анемии (ЖДА) сопровождается повышением объема нейтрофилов и моноцитов, которое можно объяснить активизацией функций этих клеток [7]. В увеличении объема клеток, соответствующем усилению их

функциональной активности, проявляется действие адаптационных механизмов организма, направленных на стимуляцию его защитных сил. Нами показано, что увеличение доли крупных нейтрофильных гранулоцитов коррелирует с ростом их фагоцитарной активности [13]. Напротив, средний объем тромбоцитов периферической крови снижается, при усилении тяжести заболевания ЖДА фиксируется возрастание величины сдвигов. Это означает, что при *анемизации наблюдается* прогрессирующее ослабление общей функциональной активности системы циркулирующих тромбоцитов. Отмечаются также изменения состава пула тромбоцитов по их размерам, заключающиеся в уменьшении доли крупных клеток и в росте степени гетерогенности популяции.

Высокую чувствительность параметров объема разных клеток крови подтверждают результаты исследования гистограмм эритроцитов, лейкоцитов и тромбоцитов при беременности: на 3-4-й неделе фиксируется уменьшение среднего объема эритроцитов, с 20-й недели – уплощается кривая распределения эритроцитов по объему. Средний объем тромбоцитов при беременности остается стабильным, однако в период 6-20 недели растет однородность основной массы циркулирующих клеток [6].

Существует еще один аспект, требующий учета корпускулярных характеристик клеток крови. Известно, что эритроциты, лейкоциты и тромбоциты помимо их отдельной узкоспецифической деятельности совместно выполняют в сосудистом русле важную функцию участия в формировании реологического статуса крови и в контроле гемостаза. Состояние как микроциркуляции, так и центральной гемодинамики зависит от особенностей клеточной геометрии. Совместное влияние эритроцитов, лейкоцитов и тромбоцитов, различающихся своими объемными характеристиками, на состояние кровотока допускает появление статистических связей и между ними.

В проведенных нами ранее исследованиях показано, что в условиях реального кровотока сдвиги параметров распределения объема клеток и их количества не только скоординированы, но имеют возрастную и половую специфику [8, 11]. Так, у женщин согласованность изменений показателей объема и численности клеток красной крови и тромбоцитов проявляется раньше, чем у мужчин. Отличительной чертой системы таких связей у женщин всех возрастных групп является существенный вклад в эритроцитарно-тромбоцитарные взаимодействия концентраций этих клеток в периферической крови. У мужчин подобные отношения в сосудистом русле возникают на 10 лет позже, чем у женщин.

Соподчиненность содержания и объемных характеристик разных клеток крови показана при различных патологических состояниях. Причем часто связи совокупностей эритроцитов, тромбоцитов и лейкоцитов при патологии сохраняются, но видоизменяются и становятся разнообразней. Так, у больных с ЖКБ в отличие от здоровых людей выявлено значительное количество корреляций параметров распределения объема эритроцитов с аналогичными параметрами моноцитов, что свидетельствует об активной роли мононуклеарных фагоцитов в процессах регенерации эритроцитов [2]. Данные корреляции составляют основу для действия регуляторных влияний, ответственных за сохранение сбалансированного объема совокупности клеток крови и поддержание нормальной микроциркуляции и отражают факты целостности организма, причастности разнотипных клеточных систем к контролю текучести крови.

Связи параметров распределения объема разных клеток крови модифицируются и усиливаются по мере развития ЖДА, наиболее отчетливо проявляясь при средней и тяжелой степени анемии. При этом ЖДА всех степеней тяжести характеризуется обратными реципрокными отношениями количества эритроцитов и среднего объема эритроцитов, что свидетельствует о развитии в организме компенсаторных реакций, направленных на поддержание оптимальной кислородной емкости крови [5, 7].

Взаимодействие морфологических параметров клеток с их численностью выявлены и при других патологических нарушениях в организме, сопровождающихся изменениями картины крови. У больных с хронической почечной недостаточностью (ХПН) в

консервативной стадии (КС) клинического течения доминирует сопряженность свойств лимфоцитов и нейтрофилов, а в случае терминальной стадии (ТС) ХПН преобладают взаимоотношения этих типов клеток и эритроцитами [12]. Особо следует отметить, что при проведении факторного анализа между блоками показателей отдельных состояний организма не обнаружено ни одного общего фактора, т.е. с помощью изученных параметров можно не только отличить ХПН от нормы, но и полностью дифференцировать КС и ТС ХПН. Таким образом, при диагностике заболеваний почек с успехом могут быть использованы данные о параметрах объема эритроцитов, лейкоцитов, тромбоцитов. Эти параметры тонко реагируют на изменение состояния организма даже сами по себе, но разрешающая их способность возрастает с переходом к учету особенностей внутритиповых и межклассовых взаимосвязей соответствующих показателей.

При кровопотерях, вызванных неспецифическим язвенным колитом (НЯК), обнаружены связи объема тромбоцитов с содержанием лейкоцитов и эритроцитов: увеличение объема тромбоцитов, свидетельствующее о стимуляции тромбоцитарного роста крови, наблюдается при изменении в сосудистом русле численности как лейкоцитов, так и эритроцитов. Объем тромбоцитов реципрокно связан с их количеством, что, по-видимому, отражает действие механизма поддержания оптимальных взаимоотношений объема и числа тромбоцитов. Кроме того, у больных с кровопотерями выявлена связь объема эритроцитов и количеством тромбоцитов: при увеличении количества тромбоцитов объем эритроцитов снижается. Очевидно, такая взаимосвязь отражает наличие у эритроцитов тромбопластической активности: роль эритроцитов в процессе гемостаза резко возрастает при тромбоцитопениях после значительных кровопотерь [10].

Заключение: Таким образом, проведенные нами ранее исследования демонстрируют высокую чувствительность параметров распределения объема клеток: различаются по возрасту и полу, варьируют при изменении физиологического состояния организма и патологии. В силу этого они могут служить дополнительным критерием, отслеживающим состояние системы крови человека в клинической практике. Учет показателей корпускулярного объема клеток крови, особенностей их распределения в популяциях и характера взаимосвязей параметров объема существенно дополняют и уточняют картину гематологических сдвигов, сопровождающих различные функциональные и патологические состояния.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Александров В.В., Фомина М.А., Назирова Э.Р., Тушакова Н.Ш. Расширение возможностей современных гематологических анализаторов: анализ гистограмм// 2010. № 11. С. 294-298.
2. Левин Г.Г., Козинец Г.И. Новые возможности оптической микроскопии при исследовании клеток системы крови // Клиническая лабораторная диагностика. 1997. № 10. С. 14.
3. Луговская С.А. Гематологические анализаторы. Интерпретация анализа крови. М. : Триада, 2007
4. Матишичев В.Б., Шамратова В.Г. Взаимосвязи содержания и размеров клеток между эритроцитами и лейкоцитами крови человека в норме и при желчекаменной болезни// Вестник Санкт-Петербургского университета. Серия 3: Биология. 2006. № 3. С. 110-113.
5. Матюшичев В.Б., Шамратова В.Г. Взаимосвязи показателей красной крови как критерий выраженности железодефицитной анемии// Вестник Санкт-Петербургского университета. Серия 3: Биология. 2005. № 4. С. 53-56.
6. Матюшичев В.Б., Шамратова В.Г. Динамика параметров объема клеток крови при беременности// Клиническая лабораторная диагностика. 2008. № 1. С. 45-47. 22

7. Матюшичев В.Б., Шамратова В.Г. Изменения показателей тромбоцитов периферической крови при железодефицитной анемии// Гематология и трансфузиология. 2005. Т. 50. № 2. С. 29-32.

8. Матюшичев В.Б., Шамратова В.Г., Хазиева Н.Е., Хазиев И.Ф. Объем клеток крови у детей в онтогенезе // Российский педиатрический журнал. 2006. № 6. С. 18-22.

9. Матюшичев В.Б., Шамратова В.Г., Хидиятов И.И. Взаимосвязи показателей объема и количества эритроцитов и тромбоцитов крови человека// Физиология человека. 2004. Т. 30. № 3. С. 136-139.

10. Матюшичев В.Б., Шамратова В.Г., Хидиятов И.И. Дополнительные возможности использования характеристик клеток крови для диагностики неспецифического язвенного колита// Клиническая лабораторная диагностика. 2002. № 4. С. 45.

11. Матюшичев В.Б., Шамратова В.Г. Особенности распределения эритроцитов и тромбоцитов крови по объему клеток у детей разных возрастных групп // Клиническая лабораторная диагностика. 2005. № 1. С. 44.

12. Матюшичев В.Б., Шамратова В.Г. Параметры распределения объема клеток при хронической почечной недостаточности // Клиническая лабораторная диагностика. 2008. № 2. С. 49-52.

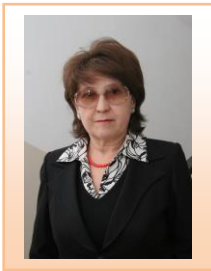
13. Усманова С.Р., Шамратова В.Г., Хазипова И.Р. Новый подход к изучению функциональной активности нейтрофильных лейкоцитов// Вестник Уральской медицинской академической науки. 2012. № 4 (41). С. 64-65.

ОБ АВТОРАХ



Хисматуллина Зухра Рашидовна, профессор кафедры физиологии человека и зоологии биологического факультета БашГУ. Исследования в области нейроморфологии, экологической физиологии.

e-mail: HismatullinaZR@mail.ru



Шамратова Валентина Гусмановна, профессор кафедры физиологии человека и зоологии биологического факультета БашГУ. Исследования в области физиологии крови.

e-mail: shamratovav@mail.ru



Шарафутдинова Люция Ахтямовна, доцент кафедры физиологии человека и зоологии биологического факультета БашГУ. Исследования в области экологической физиологии.

e-mail: sharafla@yandex.ru

УДК 681.784.43

ОБ ИСПОЛЬЗОВАНИИ ЭЛЕКТРООКУЛОГРАФИИ В ЧЕЛОВЕКО-МАШИННЫХ ИНТЕРФЕЙСАХ

Хузягулова К. Л., Мирина Т. В.

Есть профессии, в которых требуются специальные навыки и умения. Во-первых, способность переработки больших объемов информации, поступающей от разных источников, во-вторых, способность быстрого принятия решения на основе поступивших данных и выполнения в короткий промежуток времени существенного количества операций с вычислительной техникой. Также многие люди не могут полноценно работать с компьютерными системами (выполнять определенные операции) из-за физических ограничений, например ампутации или парализации конечностей. По этим причинам разрабатываются специальные человеко-машинные интерфейсы для бесконтактного взаимодействия с компьютером посредством зрительного управления, отслеживания взгляда или жестов и речевого ввода. Одним из таких интерфейсов является окулография (ай-трекинг) – технология отслеживания движений глаз.

Существует три основных метода отслеживания движений глаз. Метод склеральных витков заключается во взаимодействии специальной контактной линзы с электромагнитным устройством, отслеживающим характеристики движений глаз. Чаще всего в линзу внедряется тонкий провод, который соединяет ее с источником электромагнитного поля. Линза крепится непосредственно на склере глаза. Внутри линзы провод работает в роли катушки индуктивности, при этом движение глаза приводит к изменению характеристик магнитного потока через такую катушку, что отражается на токах внутри провода. В режиме реального времени происходит постоянный контроль вольт-амперных характеристик описанной цепи, на основании которых происходит детекция и определение параметров движений глаз. Примером устройства, основанном на таком методе, является CS681 компании Chronos Vision (Германия). Хотя данный метод является наиболее точным, он имеет ряд существенных недостатков. Во-первых, описанная конструкция оказывается достаточно хрупкой, во-вторых, ношение специальной линзы требует аккуратности и привыкания и в любом случае вызывает дискомфорт. В-третьих, такого рода конструкции позволяют детектировать только чистые движения глазных яблок безотносительно сопутствующих движений головы человека. Такой подход оказывается неэффективным и требует дополнительных программно-аппаратных надстроек, когда требуется устанавливать в каждый момент времени не чистое положение зрачка испытуемого, а точку его взора, которая, например, может быть неизменной при комбинировании вращения глазного яблока с противоположным по направлению движением головы.

На сегодняшний день самыми широко применяемыми являются отслеживатели глаз на основе видеозаписи глаз. Камера снимает один или оба глаза и регистрирует их движения. Большинство современных отслеживателей глаз используют контраст между зрачком и радужной оболочкой, который возникает при инфракрасной подсветке. Кроме того, анализируется положение блика инфракрасной подсветки, благодаря чему, становится возможным определить ориентацию оптической оси глазного яблока. Данный метод имеет ограничения применимости из-за следующих недостатков: относительно большая вычислительная мощность, невозможность использования при закрытых глазах, нестабильная работа при светлых глазах или при плохом освещении.

Третий метод – электроокулография. Его достоинствами является невысокая вычислительная сложность, дешевизна аппаратуры и небольшое количество ограничений при использовании. В основе электроокулографии лежит использование свойств глазного

яблока. По физической природе оно является электрическим диполем, его сетчатка заряжена отрицательно относительно роговицы, поэтому при поворотах глазного яблока на коже вокруг глаз возникают «броски» потенциалов [1]. Их можно зарегистрировать с помощью электродов, которые устанавливаются крестообразно вокруг глазной впадины (Рис. 1). Электроды, расположенные около висков, регистрируют горизонтальную составляющую движений глаз, а электроды, расположенные около верхнего и нижнего края глазной впадины – вертикальную. Знак потенциала отражает направление, величина изменения разности потенциалов – угол поворота глаз, причем величина изменения потенциала и угол поворота глаз связаны линейной зависимостью.

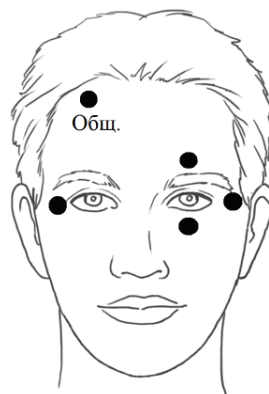


Рис. 1. Схема наложения электродов в электроокулографии

В настоящее время существует мало окулографов, основанных на описанном выше способе. На рынке представлены такие устройства, как *BlueGain* EOG (Великобритания), *Eagle Eyes* (США), *ZB-2* (Россия). Недостатками всех этих устройств является использование обычных электродов. При использовании обычных электродов нужен плотный контакт с кожей и электропроводящий гель, который со временем сохнет, ограничивая длительность использования устройства и ухудшая качество получаемых сигналов.

Выполнив анализ рынка и патентные исследования, автором была поставлена задача разработать комфортное для пользователя устройство, способное качественно снимать сигнал. Решением стало использование емкостных датчиков электрического поля, которые не требуют плотного контакта с телом человека и использования электропроводящего геля [2]. Благодаря этому возможно размещение датчиков на специальных очках, что значительно повышает не только удобство использования устройства, но и качество сигнала, то есть отслеживание движений глаз будет более точным. Кроме датчиков электрического поля также предлагается установить на очках микроэлектромеханический датчик движений головы, который позволит компенсировать движения головы, оказывающие влияние на получаемый сигнал. Кроме того, такое решение при необходимости позволит управлять устройствами не только при помощи движений глаз, но и при помощи движений головы. Исходя из этого создана структурная схема устройства (рис. 2).

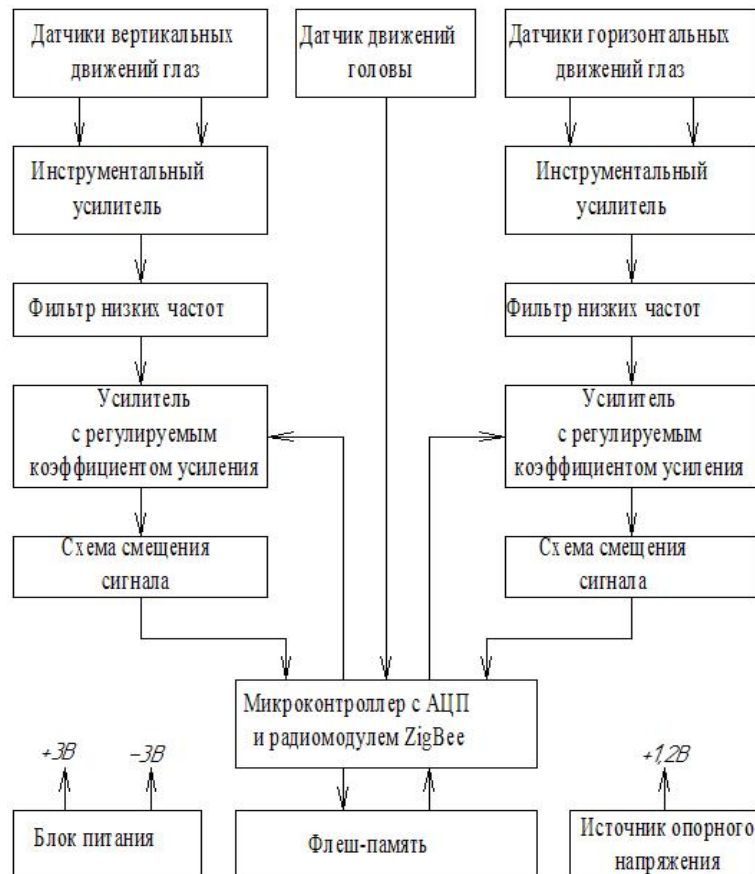


Рис. 2. Структурная схема электроокулографа

Потенциалы, возникающие при движении глаз, воспринимаются активными емкостными датчиками. Для измерения отдельно вертикальной и горизонтальной составляющей движений глаз используется по 2 датчика. Каждая пара датчиков формирует свой канал преобразования сигнала, структура каналов одинаковая. Каждый активный датчик также подавляет низкочастотную часть сигнала до 0,05 Гц. Сигналы с датчиков подаются на инструментальный усилитель, с помощью которого выделяется разность потенциалов между двумя датчиками и подавляется синфазная составляющая. Далее с помощью фильтра низких частот удаляется сигнал частотой более 10 Гц. Амплитуда сигнала ЭОГ мала и обычно лежит в пределах 0,02...2 мВ, поэтому его необходимо усилить [3]. Для усиления сигнала в схеме используется операционный усилитель, коэффициент усиления которого настраивается с помощью микроконтроллера. Это обусловлено тем, что амплитуда сигнала также зависит от индивидуальных особенностей человека. Полученный с помощью описанных преобразований сигнал ЭОГ является двухполярным, поэтому, для возможности дальнейшей обработки, он сдвигается в положительную область с помощью схемы смещения сигнала.

Далее полученный сигнал, несущий информацию о движениях глаз, поступает на микроконтроллер JN5148, где переводится в цифровую форму с помощью встроенного аналого-цифрового преобразователя (АЦП). Точное опорное напряжение для АЦП обеспечивает источник опорного напряжения. Для хранения данных при отключении питания служит флэш-память. Микроконтроллер имеет модуль беспроводной связи ZigBee, с помощью которого оцифрованный сигнал отправляется на компьютер, а также принимаются сигналы настройки и управления с компьютера. Напряжения, необходимые для питания всех микросхем и датчиков, обеспечиваются аккумуляторным блоком питания.

Таким образом, разработанное устройство регистрирует движения глаз человека и с помощью беспроводной связи отправляет данные на компьютер для дальнейшей

обработки. Оно портативное, имеет небольшие массогабаритные показатели и может крепиться на руку. Все датчики могут быть расположены на специальной маске. Такое устройство может использоваться в качестве человеко-машинного интерфейса операторами, а также людьми с ограниченными возможностями как устройство ввода информации при работе с компьютером.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Барабанщиков В.А. Методы регистрации движений глаз: теория и практика/В.А. Барабанщиков, А.В. Жегалло // Психологическая наука и образование. – 2010. – №5. – С. 241–242.
2. Бекмачев, А. Датчики EpiC от Plessey Semiconductors — прорыв в сенсорных технологиях / А. Бекмачев // Компоненты и технологии. – 2013. – № 1. – С. 130-133.
3. Кореневский Н.А., Попечителей Е.П., Филист С.А. Проектирование электронной медицинской аппаратуры для диагностики и лечебных воздействий. – Курск: Курская городская типография, 1999. – 537 с.

ОБ АВТОРАХ



Хузягулова Каролина Людвиговна, магистрант кафедры электроники и биомедицинских технологий УГАТУ. Исследования в области способов регистрации движений глаз человека.

e-mail: pineapple88@mail.ru



Мирина Татьяна Владимировна, доцент кафедры электроники и биомедицинских технологий УГАТУ. Дипломированный инженер-электрик (УАИ, 1991). Канд. техн. наук по информационно-измерительным и управляющим системам (УГАТУ, 2006). Исследования в области информационно-измерительных систем медицинской техники.

e-mail: tatvlami@yandex.ru

УДК 616-71

К ВОПРОСУ ПОСТРОЕНИЯ ЛЕКТОКАРДИОСТИМУЛЯТОРА НА ОСНОВЕ НАНОГЕНЕРАТОРА

Шаймарданова К. Р., Уразбахтина Ю. О., Логинова И. Н., Блинова А. Б.

У нормального здорового человека сердце сокращается ритмично, т. е. пульсовые волны следуют друг за другом через одинаковые промежутки времени и имеют одинаковую высоту [4]. Это и есть частота сердечных сокращений. Нормальная ЧСС в покое колеблется между 60 и 100 ударами в минуту, но может увеличиваться и уменьшаться в зависимости от потребностей организма. Значение ЧСС в действительности отображает частоту сокращений желудочков. При возникновении

различных видов аритмий предсердия и желудочки начинают сокращаться с разной частотой.

Аритмии, при которых происходит нарушение возникновения внутрисердечного импульса [5]:

- Синусовая тахикардия (нарушение ЧСС, при которой пульс учащается в среднем более 90-100 уд/мин) – ответ организма на влияние внешних или внутренних факторов: физическую нагрузку, эмоции, длительную нехватку тканями кислорода, умственное напряжение, инфекцию, заболевания легких и сердца. Может быть ситуационной и длительной.

- Синусовая брадикардия (патологическое нарушение сердечного ритма, при котором происходит снижение ЧСС до 45-40 уд/мин). Может возникать из-за наличия разнообразных патологий. В их число входят: тиф, гипотиреоз, ПТ блуждающего нерва, повышенного внутричерепного давления, острые и хронические заболевания ССС, включая инфаркт миокарда, гипоксия и гипотремия. В редких случаях развивается, как самостоятельное изолированное заболевание у пожилых людей.

- Мерцательная аритмия (характеризуется нарушением ритма с хаотическим и беспорядочным сокращением, резким расслаблением мышечных волокон сердца). При развитии такого вида нарушений ритма каждое волокно сокращается по отдельности, что мешает полноценному выталкиванию крови в желудочки, и, соответственно, в аорту и легочные артерии с последующим нарушением кровотока в других органах.

3. При нарушении возбудимости сердечных сокращений предсердий:

- Экстрасистолии (преждевременное сокращение сердца) – одна из самых распространенных видов аритмий. Симптомы возникают не только у больных, но и у здоровых людей, может быть вызвана психологическим напряжением, переутомлением, а также другими внешними раздражителями.

- Пароксизмальная тахикардия (внезапное начало сильного сердцебиения, достигает 140-220 уд/мин). Нарушения ритма в виде пароксизмов развиваются из-за того, что на пути следования электрического сигнала по сердцу возникают препятствия, или, наоборот, дополнительные пути проведения импульса (пучки Кента, Джеймса). Это приводит к тому, что начинают сокращаться участки мышцы над препятствием, так как импульс возвращается к ним повторно назад, и формируется эктопический очаг возбуждения (расположенный не в том месте). Кроме этого, участки миокарда, получающие импульс с дополнительных пучков, стимулируются чаще, чем необходимо. Результатом является частое сокращение желудочков сердца с отсутствием времени для достаточного расслабления сердечной мышцы, и, как следствие, с нарушением выброса крови в аорту. От этого страдают внутренние органы, и в первую очередь, головной мозг.

Нарушение проводимости возникших импульсов:

- Внутрисердечная блокада (ухудшение функций проводимости сердечных импульсов);

- Атриовентрикулярная блокада (нарушение передачи импульса от предсердий к желудочкам).

Смешанные:

- Мерцание предсердий (некоординированной электрической активностью предсердий с последующим ухудшением их сократительной функции);

- Фибрилляция желудочков (сильное сокращение мышечных волокон миокарда с высокой частотой от 200 до 480 уд/мин).

При аритмиях на помощь приходит установка кардиостимулятора.

Электрокардиостимулятор – это прибор, регистрирующий ритм сердечных сокращений и генерирующий электрические импульсы, которые приводятся к сердцу и вызывают его нормальные сокращения.

На рис. 1 приведён внешний вид электрокардиостимулятора.

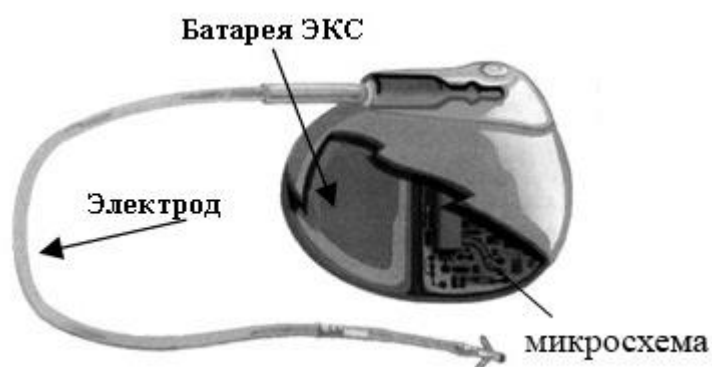


Рис. 1. Электрокардиостимулятор

Кардиостимулятор состоит из таких узлов [2]:

- **батарея** для снабжения прибора электрической энергией, которая рассчитана на многолетнюю и бесперебойную работу прибора (после исчерпания ее ресурсов кардиостимулятор подлежит замене);
- **микросхема**, трансформирующая энергию батареи в импульсы для стимуляции и контролирующая их мощность и продолжительность;
- **коннекторный блок** для соединения корпуса кардиостимулятора с электродами;
- **электроды**, представляющие собой гибкие и прочные спиральные проводники, которые закрепляются в камерах сердца, передают к сердцу излучаемые прибором импульсы и несут в микросхему данные об активности сердца, на конце электрода есть металлическая головка, которая надежно фиксирует его на стенке сердца;
- **программатор**, представляющий собой специальное устройство для контроля и регуляции настроек кардиостимулятора, при необходимости врач может изменять настройки для правильного ритма сокращений, также благодаря этому приспособлению врач может просматривать записанную в хронологической последовательности информацию о зарегистрированных предсердных и желудочковых нарушениях ритма (мерцание или трепетание предсердий, фибрилляция желудочков, желудочковые и наджелудочковые тахикардии).

На рис. 2 приведена структурная схема кардиостимулятора.

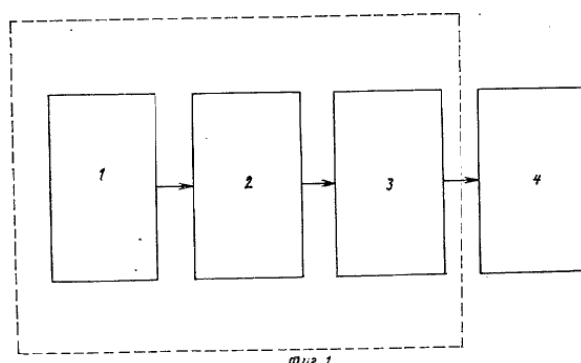


Рис. 2. Структурная схема кардиостимулятора

1-источник питания; 2-задающий генератор импульсов; 3-вспомогательный импульсный генератор; 4-электроды

Микросхема и батарея кардиостимулятора объединены в импульсный генератор и находятся в герметичном титановом корпусе, а коннекторный блок расположен в верхней части прибора и заключается в прозрачный пластиковый блок.

Основной недостаток кардиостимулятора это короткий срок службы (в среднем 7-10 лет). Замена обусловлена необходимой заменой батареи. Однако эту проблему в

скором будущем можно будет устранить с помощью наногенераторов.

На рис. 3 приведён внешний вид наногенератора.

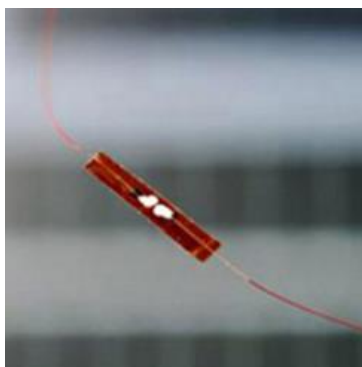


Рис. 3. Наногенератор

Первые наногенераторы *Muscle-Driven In Vivo Nanogenerator* были созданы командой ученых из Технического университета штата Джорджия под руководством профессора Жонг Лин Вонга в 2005 году [1]. Они создали элементы питания для электроники с помощью наноразмерных генераторов, которые способны преобразовывать кинетическую энергию сокращающихся мышц в электрическую энергию, питающую устройство.

Миниатюрные "Наногенераторы" состоят из пьезоэлектрических нанолент зажатых между двумя тонкими слоями, которые служат электродами [3]. Один из них сделан из титана и платины, а другой выполнен из хрома и золота. Пьезоэлектрические элементы - кристаллы, генерируют электрический ток при помощи деформации, под механическим давлением мышц сердца. Подобное техническое решение сегодня используется во многих устройствах, таких как одноразовые зажигалки или мини-колонки. Самое сложное в "Наногенераторах", это пьезоэлектрические полосы, которые должны быть одновременно мягкими и скользкими, способными гнуться под давлением движущихся внутренних органов.

Под ритмичное сокращение сердечной мышцы, полосы должны гнуться и расслабляться, позволяя пьезоэлектрическим кристаллам преобразовывать движение в крошечные электрические сигналы. По словам учёных, используемый в этом исследовании "Наногенератор" в состоянии поставлять достаточно электричества для удовлетворения всех потребностей кардиостимулятора. Хотя пьезоэлектрические генераторы в этом исследовании были задействованы для сбора мощности от сердца, они также могут использовать движение легких и других постоянно движущихся органов организма.

В настоящее время опытный образец наногенератора проходит испытания на крысах. Устройство вживляется или в диафрагму или в сердце.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Нанотехнологии [Электронный ресурс] - <http://www.nanonewsnet.ru/news/2010/nanogenerator-zamenit-batareyu-dlya-kardiostimulyatora>
2. Кардиостимулятор – что это? [Электронный ресурс] - <https://doctor-cardiologist.ru/kardiostimulyator-cto-eto>
3. Кардиостимуляторы будущего [Электронный ресурс] - <http://www.tesla-tehnika.biz/pacemakers-batteries.html>
4. Современные методы диагностики в кардиологии / Минаков В. Н., Минакова Н. Э. [Электронный ресурс] - <https://refdb.ru/look/1395456.html>
5. Аритмия сердца [Электронный ресурс] - <http://rudok.ru/zabolevaniya/serdce-i-sosudy/aritmiya-serdca.html>

4.

ОБ АВТОРАХ



Блинова Алла Борисовна, студентка 4 курса кафедры электроники и биомедицинских технологий УГАТУ, направления «Биотехнические системы и технологии»

e-mail: alla.blinova.95@mail.ru



Уразбахтина Юлия Олеговна, доцент, кандидат технических наук, декан факультета АВИАТ.



Шаймарданова Кристина Ринатовна, студентка 4 курса кафедры электроники и биомедицинских технологий УГАТУ, направления «Биотехнические системы и технологии».



Логинова Ирина Николаевна, студентка 4 курса кафедры электроники и биомедицинских технологий УГАТУ, направления «Биотехнические системы и технологии».

УДК 611.018: 616.1

ПЕРСПЕКТИВЫ ПРИМЕНЕНИЯ БЕСКОНТАКТНОЙ ТЕРМОМЕТРИИ В ДИАГНОСТИКЕ ЭНДОТЕЛИАЛЬНОЙ ДИСФУНКЦИИ

Шамсутдинова А. К., Закарина А. А., Зулкарнеев Р. Х.

Эндотелий – однослойный пласт специализированных клеток, выстилающий изнутри поверхность кровеносных и лимфатических сосудов, полостей сердца. Эндотелий выполняет барьерную функцию, находясь на границе между кровью и другими тканями, а также активно участвует в регуляции сосудистого тонуса, гемостаза, воспаления, ангиогенеза.

Эндотелиальную дисфункцию рассматривают как патологическое состояние эндотелия, в основе которого лежит нарушение синтеза эндотелиальных факторов. В результате эндотелий не в состоянии обеспечить гемореологический баланс крови, что приводит к нарушению функций органов и систем. Эндотелиальная дисфункция —

ключевое звено в патогенезе многих заболеваний и их осложнений. В настоящее время доказана роль дисфункции эндотелия в развитии таких хронических болезней, как атеросклероз, артериальная гипертензия, хроническая сердечная недостаточность, сахарный диабет, хроническая обструктивная болезнь лёгких (ХОБЛ), хроническая болезнь почек, воспалительные заболевания кишечника и др. [1].

В современной клинической практике функция эндотелия оценивается лабораторными и инструментальными методами. Однако эти методики требуют забора крови, использования специальных реактивов, высокочувствительны и трудоемки. Широко распространен метод оценки эндотелиальной дисфункции с помощью ультразвукового исследования – проба с реактивной постокклюзионной гиперемией на плечевой артерии. Основным анализируемым параметром этого теста является относительное изменение диаметра плечевой артерии (в %) в ответ на повышение скорости кровотока в артерии. При эндотелиальной дисфункции наблюдается снижение вазодилатации или патологическая вазоконстрикция. При всех достоинствах этого метода имеются определенные ограничения в его использовании: необходимость в дорогостоящей ультразвуковой аппаратуре экспертного класса, в высококвалифицированных специалистах, высокая трудоемкость, что делает возможным его использование лишь в крупных научных центрах в исследовательских целях. В последние годы проводится активный поиск альтернативных методов [2]. Выбор наиболее простого, легко воспроизводимого и информативного способа определения эндотелиальной дисфункции остается актуальной задачей. Весьма перспективным представляется использование локальной термометрии в ходе пробы с постокклюзионной гиперемией.

Согласно современной теории в организме есть так называемой термопродуцирующее «ядро», имеющее в составе печень, сердце, кишечник, диафрагму, особый вид «красной» жировой ткани [4], от которого тепло с помощью системы кровообращения переносится к терморассеивающей «оболочке» на периферии тела. При нарушении сосудистой реактивности динамика температуры дистальных отделов конечностей существенно изменяется.

Цель исследования. Определение диагностических возможностей метода бесконтактной термометрии с проведением пробы с постокклюзионной гиперемией с целью диагностики эндотелиальной дисфункции.

Материалы и методы. Для компрессии плечевой артерии использовался стандартный медицинский тонометр производства CS Medica (Япония) и бесконтактный инфракрасный термометр B.Well WF-1000 (Швейцария). Исходно проводилась термометрия дистальной фаланги III пальца правой руки, измерялось артериальное давление на плечевой артерии той же руки. Затем проводилась окклюзия правой плечевой артерии нагнетанием воздуха в манжетку тонометра до уровня на 20 мм. рт. ст. выше исходного систолического артериального давления пациента, на 1 минуту. Сразу после снятия окклюзии и далее каждые 15 секунд в течение 3 минут проводилась повторная термометрия пальца кисти руки.

Всего обследовано 12 пациентов с диагнозом ХОБЛ, находившихся на стационарном лечении в пульмонологическом отделении ГБУЗ ГКБ №21 г. Уфа в период с 1.12.2016 по 15.01.2017. Все больные находились в стабильном клиническом состоянии и не нуждались в интенсивной терапии. В качестве контрольной группы обследовано 12 практически здоровых людей. Статистическая обработка материала проведена с помощью программы AtteStat 2014 с использованием Microsoft Excel 2010. Для сравнения результатов между группами применялся двусторонний t – критерий Стьюдента. Статистически значимыми считали результаты при $p < 0,05$.

Результаты и обсуждение. Локальная температура всех пальцев правой руки имела одинаковую динамику, поэтому для дальнейшего анализа использовались данные термометрии III пальца. Типичная кривая локальной термометрии контрольной группы имела 2 фазы: через 15-30 с после снятия окклюзии следовало снижение температуры

примерно на 1,5 °С; затем следовало повышение температуры с максимумом через 60-120 с после снятия окклюзии (рис. 1). В отличие от этого у большинства пациентов с ХОБЛ температура снижалась также через 15-30 с после снятия окклюзии, но не больше чем на 1 °С, и повышение ее происходило медленнее достигая максимума лишь через 90- 180 с (рис. 2) с уровнем значимости различий $p < 0,05$.

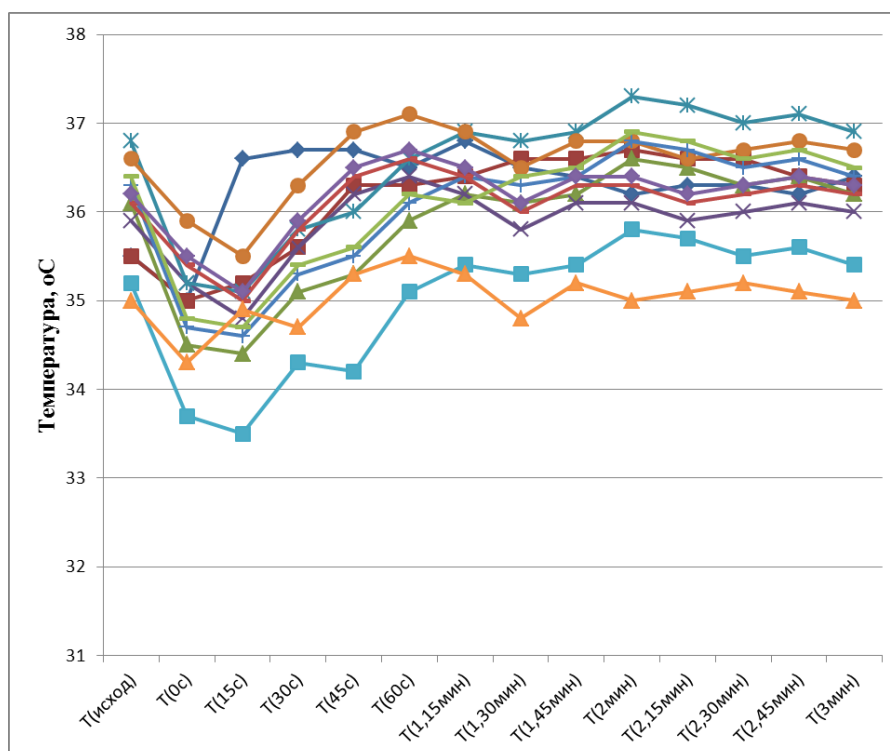


Рис. 1. Результаты динамической термометрии в ходе пробы с постокклюзионной гиперемией в контрольной группе

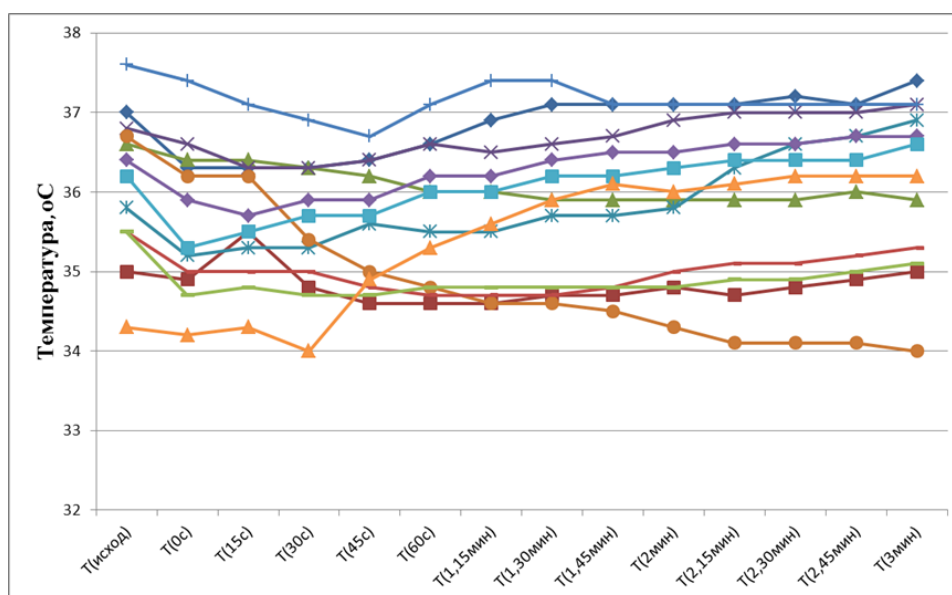


Рис. 2. Результаты бесконтактной термометрии пальца руки в ходе пробы с постокклюзионной гиперемией в группе больных ХОБЛ

Выводы.

1. Результаты выполненной работы показали, что бесконтактная термометрия с проведением пробы с постокклюзионной гиперемией является простым, доступным и легко воспроизводимым способом оценки эндотелиальной дисфункции.

2. Создание автоматизированной системы, включающей в себя тонометр для

измерения артериального давления и проведения пробы с постокклюзионной гиперемией, а также инфракрасный термометр, измеряющий локальную температуру в заданные моменты времени, является весьма актуальным для повышения точности диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Мельникова Ю.С., Макарова Т.М. Эндотелиальная дисфункция как центральное звено патогенеза хронических болезней. - Казанский медицинский журнал, 2015 г., том 96, №4, с 659-665.
2. Макарова М.А., Авдеев С.Н. Неинвазивное исследование состояния артерий: определение эндотелиальной дисфункции и артериальной ригидности у пациентов с легочной патологией. Практическая пульмонология, выпуск 3, 2014г, с 29-35.
3. Иванов К.П. Основы энергетики организма: Теоретические и практические аспекты. Том 1. Общая энергетика, теплообмен и терморегуляция. – Л.: Наука, 1990. С. 307.

ОБ АВТОРАХ



Шамсутдинова А. К., студентка пятого курса лечебного факультета БГМУ группы Л-509А. Исследования в области когнитивной психологии при внутренних болезнях.

e-mail: arbuap@outlook.com



Закарина А. А., студентка пятого курса лечебного факультета БГМУ группы Л-509А. Исследования в области когнитивной психологии при внутренних болезнях.

e-mail: zakaigul@mail.ru



Зулкарнеев Р.Х. профессор кафедры пропедевтики внутренних болезней БГМУ, докт.мед.наук (2007), профессор. Исследования в области кардиореспираторной физиологии, пульмонологии, кардиологии, медицинской информатики.

e-mail: zrustem@ufanet.ru

ЭЛЕКТРОННОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ МЫШЦ И ТКАНЕЙ ЧЕЛОВЕКА

Шестакова М. П.

Несмотря на большую популярность культа спорта и поддержания физического здорового образа жизни, в последние годы по всему миру возросла тенденция к ухудшению здоровья людей. Идет увеличение заболеваемости по всем основным группам болезней, в частности заболевание опорно – двигательного аппарата, рост смертности, снижение продолжительности жизни. Патология костно-мышечной системы занимает одно из ведущих мест в структуре заболеваемости населения большинства европейских стран. Хроническая боль встречается более чем у 1/3 населения. Каждый 7-й пациент, который обращается в поликлинику, жалуется на боли в опорно-двигательном аппарате. Боли в спине и мышцах являются самой частой причиной нетрудоспособности. Поэтому применение основных методов физиотерапии, повышающих эффективность лечения, наряду с медикаментозными средствами, стало неотъемлемой частью комплексного и восстановительного лечения, реабилитации, профилактики больных с различными заболеваниями и травматическими повреждениями.

Среди наиболее значимых и часто применяемых физиотерапевтических методов воздействия занимает место электростимуляция органов и тканей биологического объекта. Её использование имеет определяющее значение в комплексе восстановительного лечения повреждений и заболеваний нервно-мышечной системы и опорно-двигательного аппарата. Так как рефлекторно усиливает весь комплекс обменно-трофических процессов, направленных на энергетическое обеспечение работающих мышц, а также повышается активность регулирующих систем, в том числе клеток коры головного мозга. Положительное действие импульсного тока дает возможность использовать его в комплексе с медикаментозными методами лечения, что значительно повышает темп и скорость восстановления пациентов, а также значительно снижает риск появления различного рода осложнений.

В жизни каждого человека роль аппарата движений и самого движения обеспечила формирование всех его жизненно необходимых процессов. Известно, что мышцы составляют 35-50% массы тела, и их деятельность программирует в той или иной мере деятельность практически всех систем организма.

Мышца - это орган, имеющий характерную форму и строение, типичную архитектонику сосудов и нервов, построенный в основном из поперечнополосатой мышечной ткани, покрытый снаружи собственной фасцией, обладающий способностью к возбудимости, эластичности и сокращению [1]. Иначе говоря, мышечная ткань состоит из мышечных клеток, которым в наибольшей степени присущи свойства сократимости, возбудимости и эластичности. Также эти клетки называют мышечными волокнами (так как имеют вытянутую форму). Сократимость мышечных волокон обеспечивается аппаратом, образованным сократительными белками, взаимодействие которых, протекающее с использованием энергии, приводит к сокращению клеток. Вслед за сокращением наступает расслабление, и тогда они возвращаются в своё исходное состояние. Благодаря такому свойству клеток мышечной ткани достигается все многообразие двигательных функций организма и протекающих в нем механических процессов.

Поскольку цель терапии при заболеваниях костно-мышечной системы - прежде всего облегчить боль и уменьшить воспаление, медикаментами первого ряда являются противовоспалительные препараты. Они обладают миорелаксирующими и нейропротективными свойствами. Действие препаратов связано с блокированием

передачи возбуждения на мотонейроны и промежуточные нейроны, что устраняет мышечное напряжение. Этот эффект важен для пациентов с хроническими заболеваниями, сопровождающимися болезненными мышечными спазмами. Однако, положительное явление имеет и обратную сторону, поскольку мало кто из врачей анализирует отдаленные негативные последствия применения таких лекарственных средств. К подобным последствиям можно отнести различные аллергические реакции, осложнения, индивидуальная непереносимость и т.д. Поэтому их применение не всегда приводит к желаемому результату, а, следовательно, не всегда происходит восстановление или улучшение двигательных и чувствительных нарушений.

Нервно-мышечные заболевания характеризуются нарушением функции произвольной мускулатуры, снижением двигательного контроля, которое может наступить в результате поражения мышц.

В качестве физических факторов для воздействия используется различные виды электрического тока, магнитного, электрического и электромагнитного поля практически всего частотного диапазона. Положительный эффект их применения в том, что в терапевтических дозировках они не обладают токсичностью и не вызывают побочных эффектов организма.

Электрические воздействия играют важную роль в физиологических процессах — возбуждении и проведении, в переносе веществ через биологические мембраны. Электростимуляция — метод электролечения, основанный на использовании воздействия импульсных токов низкой частоты для восстановления функции поврежденного нервно — мышечного аппарата [2]. Применяются импульсные токи прямоугольной, экспоненциальной и полусинусоидальной формы с длительностью импульсов в пределах 1—300 мс, а также переменные синусоидальные токи частотой 2000—5000 Гц, модулированные низкими частотами в диапазоне 10—150 Гц.

После анализа выпускаемых устройств и патентных исследований в рамках исследовательской работы была поставлена задача повышения эффективности электростимуляции за счет использования синхронизации сердечного ритма с подаваемыми на пациента воздействиями. Исходя из рассмотренного патента [3], взятого за основу, была предложена собственная структурная схема электромиостимулятора. Предлагаемая структура имеет модульную структуру. На рисунке 1 изображен состав ее компонентов и их взаимосвязей.

Рассмотрим принцип работы и функционирование основных узлов прибора. Задание конкретного вида стимулирующего тока определяется параметрами: частотой, формой, длительностью и осуществляется в соответствии с программой микропроцессорного блока управления, а их воспроизведение происходит согласованно с частотой сердечного ритма (при выборе необходимого режима работы). Сигнал с датчика сердечного ритма 1 поступает на вход блока усиления и фильтрации 2, с выхода которого усиленный и отфильтрованный сигнал подается на вход АЦП микропроцессорного блока 5.

Микропроцессорный блок при помощи встроенных счетчиков/таймеров формирует последовательность временных интервалов, определяющих длительность воздействия сигналов заданной формы в соответствии с выбранным режимом, а также обеспечивает измерение периода следования сердечного ритма. Сигналы воздействия от микропроцессорного блока через ЦАП 6 поступают на вход регулятора амплитуды тока 7. Затем сигнал подается на усилитель мощности 8. С выхода усилителя мощности сигнал воздействия поступает в цепь пациента через блоки токовой защиты 9 и максимальной токовой защиты 10, которые позволяют размыкать цепь пациента при достижении стимулирующим током порога срабатывания блока 10, что существенно повышает безопасность стимуляции.

В соответствии с этим у прибора предусмотрены 2 режима работы:

Первый режим: на пациента воздействует непрерывный импульсный ток с

возможностью задания частоты следования импульсов, амплитуды выходного сигнала и возможностью выбора формы выходного сигнала.

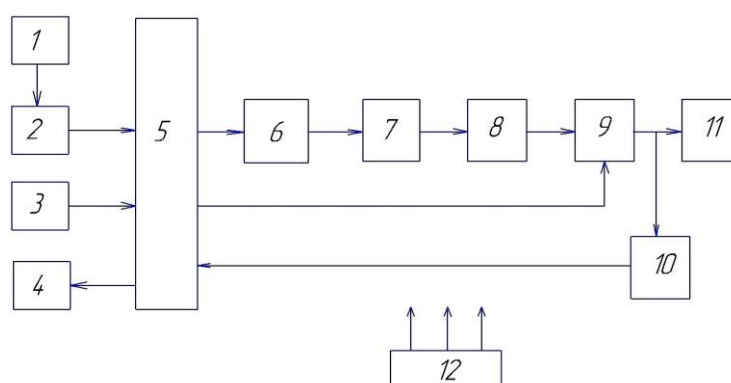


Рис. 1. Структурная схема устройства: 1- датчик сердечного ритма; 2 – блок усиления и фильтрации; 3 – блок управления; 4 – дисплей; 5 – микропроцессорный блок; 6 - цифро - аналоговый преобразователь; 7 – регулятор амплитуды выходного тока; 8 – усилитель мощности; 9 – блок токовой защиты; 10 – блок максимальной токовой защиты; 11 – электроды воздействия; 12 – блок питания.

Второй режим: на пациента воздействует прерывистый импульсный ток различных форм согласованно с периодом следования сердечных сокращений. Также возможно задание частоты следования импульсов, амплитуды выходного сигнала и выбор его формы.

Данное устройство решает задачу повышения эффективности электростимуляции путем использования синхронизации собственных биоритмов сердца человека с подаваемыми воздействиями. Это позволяет воздействовать на глубоко расположенные мышечные структуры без традиционных физических методов нагрузки, что является важнейшим фактором при реабилитации после тяжелых травм и сложных заболеваний.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Гайворонский И. В., Ничипорук Г. И., Гайворонский А. И. Анатомия и физиология человека: учеб. для студ. учреждений сред. проф. образования. — 6-е изд., перераб. и доп. — М.: Издательский центр «Академия», 2011. — 496 с.
2. Илларионов В.Е., Симоненко В.Б. Современные методы физиотерапии: Руководство для врачей общей практики. — М.: ОАО Издательство «Медицина», 2007. — 176 с.
3. Рачин А.П., Троицкий Ю.В., Фролков О.А., Аверченков О.В. Пат. № 2547796 РФ. Электростимулятор; заявл. 16.12.2013, опубл. 10.04.2015. 7с.

ОБ АВТОРАХ



Шестакова Мария Павловна, магистр кафедры электроники и биомедицинских технологий, дипл. бакалавр по биотехническим системам и технологиям. (УГАТУ, 2016).

e-mail: shestakovamaria@bk.ru

ЕСТЕСТВЕННЫЕ НАУКИ

УДК 616.61-073.75

ЛУЧЕВАЯ ДИАГНОСТИКА ПОЧЕК

Гимазиев Д. Р., Байков Д. Э., Калачева Э. И., Шингареева Л. А.

Лучевые, или визуализирующие, методы исследования занимают важное место в диагностике и дифференциальной диагностике заболеваний почек. Их роль особенно возросла в последние годы благодаря техническому совершенствованию методов, что значительно повысило их разрешающую способность и безопасность. Благодаря развитию лучевой диагностики изменились представления о распространённости некоторых заболеваний (например, ишемической болезни почек) и их роли в развитии терминальной почечной недостаточности [1]. Современные визуализирующие методы исследования позволяют не только получить представление о структурных особенностях почек и мочевых путей, патоморфологических изменениях в них, но и оценить почечный кровоток, фильтрационную функцию, канальцевый транспорт, уродинамику [2]. Визуализация почек имеет большое значение для проведения диагностических манипуляций (биопсия почки) и хирургических вмешательств на почках, мочевых путях и почечных сосудах. В соответствии с физическим принципом получения изображения визуализирующие методы исследования можно разделить на:

- ультразвуковые (ультразвуковое исследование почек и мочевых путей, УЗДГ сосудов почек и мочевых путей);
- рентгеновские (обзорная рентгенография органов мочевой системы, экскреторная урография, КТ);
- магнитно-резонансные (МРТ);
- радиоизотопные (ренография, динамическая сцинтиграфия почек).

Внедрение контрастных средств и цифрового преобразования изображений явилось революционным изменением, значительно расширившим возможности визуализации почек [3]. В настоящее время продолжается совершенствование контрастных препаратов с целью повышения их безопасности. Контрастные препараты теперь применяются не только в рентгенодиагностике, но и при магнитно-резонансной томографии (МРТ), УЗДГ почек.

Экскреторная урография - простой, надежный, информативный и широко распространенный метод лучевой диагностики. Для ее выполнения внутривенно вводят 40-60 мл йодсодержащего контрастного препарата и производят серию снимков брюшной полости и таза. Снимки выполняются через 5-7, 10-15 и 25-30 минут (рис. 1). До введения контраста выполняется обзорная рентгенограмма брюшной полости. На этом снимке изучают состояние брюшной полости и забрюшинного пространства, выявляют наличие рентгеноконтрастных конкрементов. На снимке, выполненном через 5-7 минут, определяется нефротическая фаза контрастирования. Через 10-15 минут контрастируются почечные лоханки и начальные отделы мочеточников. Полностью мочеточники и мочевой пузырь заполняются контрастным веществом к 20-30 минуте. Почки на экскреторных урограммах определяются как бобовидные тени на уровне XII грудного и I поясничного позвонков с обеих сторон с четкими ровными контурами. Величина и форма чашек и лоханок переменчивы. Контуров их четкие и ровные. Лоханки могут располагаться как внутри почки (внутрипочечный вариант строения), так и вне почки (внепочечный вариант строения). Изображение левой почки располагается обычно выше изображения правой на 1-1,5 см. Мочеточники дифференцируются в виде узких линейных теней, в которых могут быть различимы физиологические сужения.

На рис. 1 показано контрастирование лоханок, чашечек и мочеточников с обеих

сторон, мочевого пузыря.



Рис. 1. Экскреторная урография. Норма.

Несмотря на длительную историю применения рентгеновских контрастных методик исследования почек, мочеточников и мочевого пузыря, в клинической практике самым распространенным методом исследования этой области является УЗИ. Это объясняется тем, что методу сонографии хорошо доступны практически все отделы мочевыделительной системы. Он прост в применении и неинвазивен. Основным недостатком метода является зависимость качества выполнения исследования от квалификации врача, проводящего УЗИ. УЗИ почек проводится со стороны поясничной области, где находится лучший доступ к органу, или со стороны боковой поверхности живота. Во всех случаях удастся хорошо визуализировать орган. Метод позволяет изучить капсулу почки (которая представлена в виде гиперэхогенной полосы), корковый и мозговой слои, чашечки и лоханки (рис. 2). Почечный кровоток и состояние сосудов почки изучаются с помощью доплеровского цветового картирования. Неизмененные мочеточники изучить методом ультразвукового исследования не представляется возможным.

На рис. 2 двухмерное изображение: 1 - корковое вещество; 2 - мозговое вещество; 3 – чашечки.

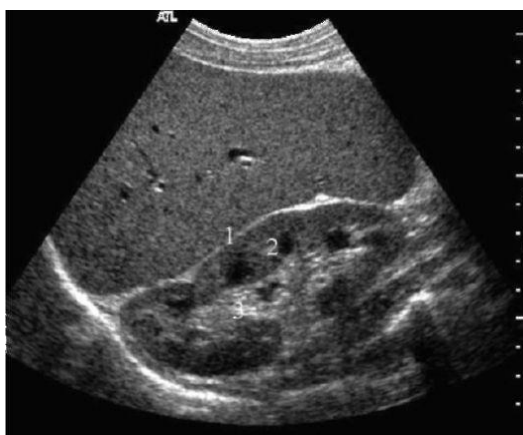


Рис. 2. УЗИ почки. Норма.

В современной клинике для исследования органов мочевыделительной системы часто применяется КТ. Обычно ее выполняют в несколько этапов. На первом этапе КТ выполняют без применения контрастных веществ [4]. На нативных томограммах хорошо видны все отделы почек. Можно определить их контуры, размеры, топографию и наличие рентгенопозитивных конкрементов. Хорошо видны чашки и лоханки, мочеточники и

мочевой пузырь. Затем выполняют динамическую КТ в артериальную, нефрографическую и урографическую фазы (рис. 3). Трехмерные реконструкции, выполненные на основе томограмм, полученных в разные фазы, позволяют визуализировать паренхиму почек, лоханки и чашки, аорту и сосуды почек, мочеточники и мочевой пузырь [5].

На рис. 3, а - поперечный срез, до контрастирования; б - поперечный срез, артериальная фаза контрастирования; в - поперечный срез, экскреторная фаза контрастирования; г - трехмерная реконструкция чашечно-лоханочной системы и мочеточников в экскреторную фазу.

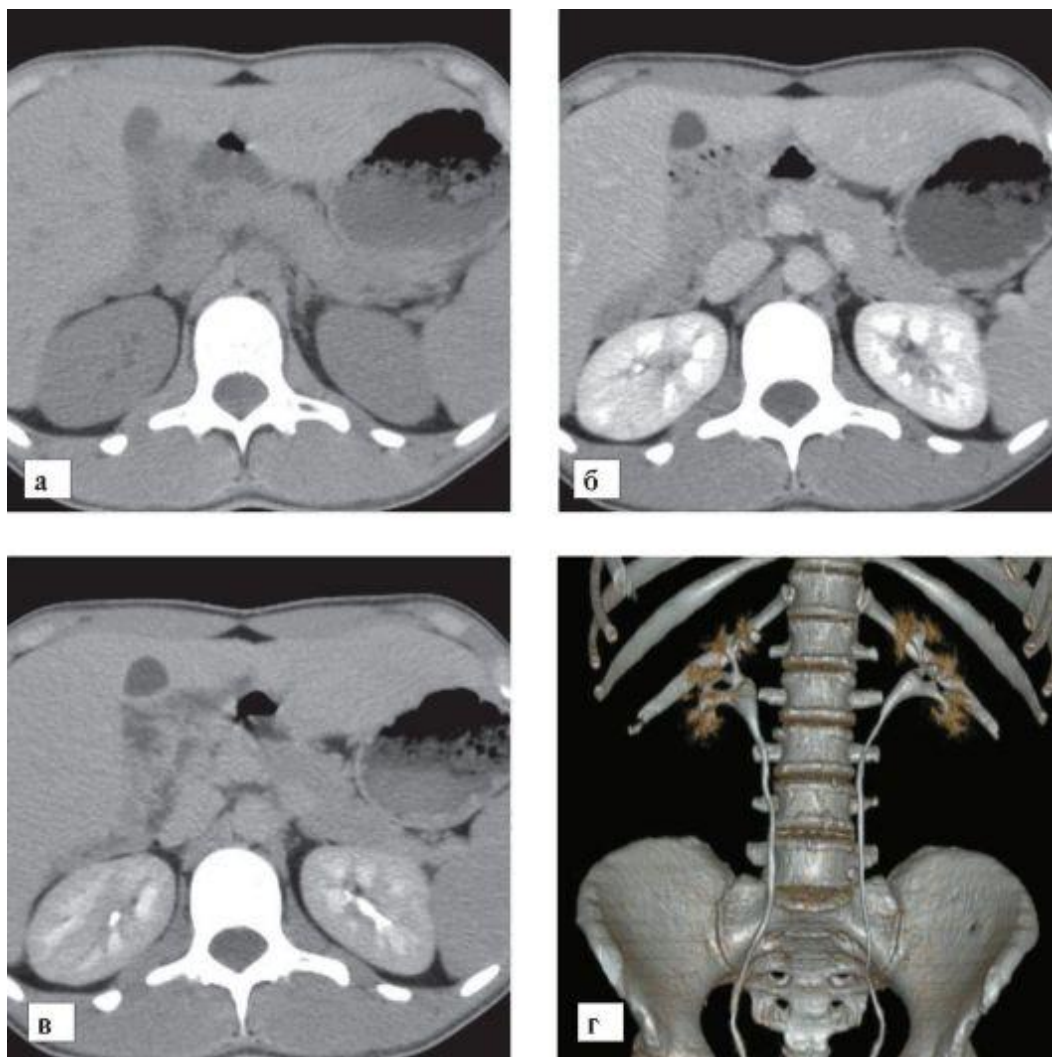


Рис. 3. КТ почек. Норма.

Альтернативным методом исследования почек и мочеточников является МРТ. Более высокий мягкотканый контраст позволяет хорошо визуализировать при МРТ мозговое и корковое вещество, чашки и лоханку, сосуды почек (рис. 4). Применение специальных методик с подавлением сигнала от мягких тканей позволяет изучать мочеточники и мочевой пузырь.

На рис. 4 МР-томограмма почек: а - поперечный срез; б - фронтальный срез; в - сагиттальный срез; г - МР-урограмма.

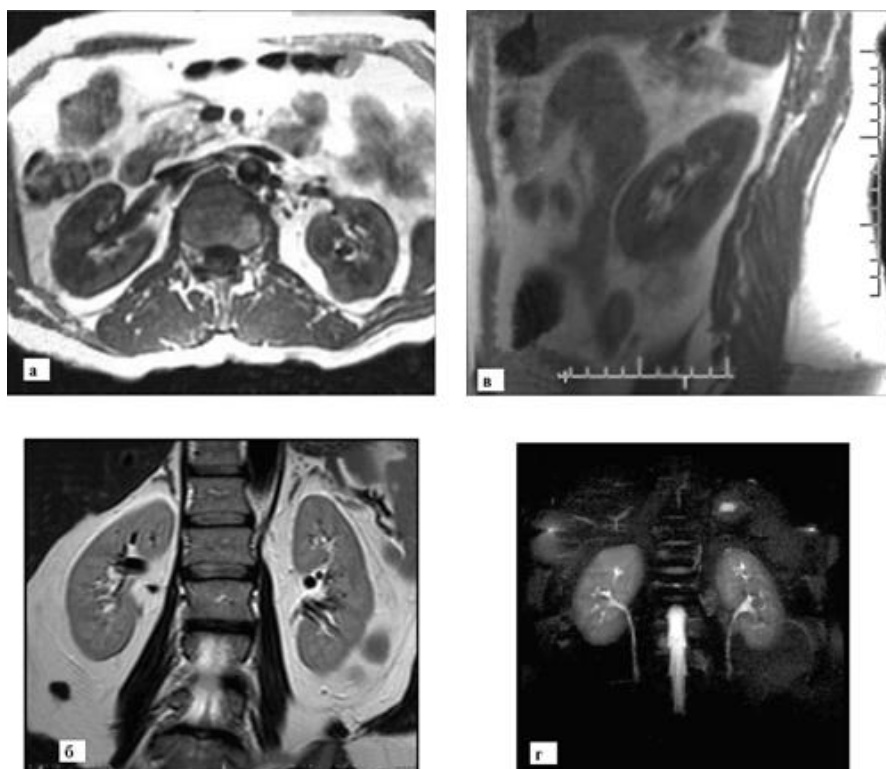


Рис. 4. МР-томограмма почек.

На рис. 5 вверху представлены скинтиграфические изображения почек, внизу - кривые экскреции радиофармпрепарата справа и слева.

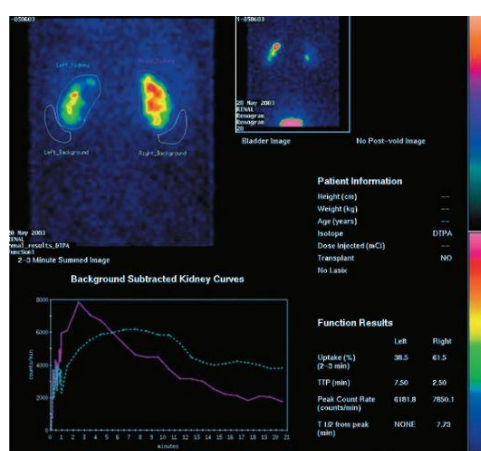


Рис. 5. Скинтиграфия почек.

Особую роль в исследовании почек играют радионуклидные методики. После введения специального радиофармпрепарата проводят динамическую однофотонную эмиссионную компьютерную томографию (ОФЭКТ). На полученных поперечных срезах почек можно изучать функцию отдельных участков и суммарную функцию каждой почки. Это позволяет судить о состоянии клубочковой фильтрации и канальцевой секреции в почках (рис. 5).

В отдельных сложных диагностических случаях, но в основном для проведения лечебных процедур проводят селективную ангиографию сосудов почек (рис. 6). Специальным катетером через бедренную артерию в почечную артерию на интересующей врача стороне вводят контрастное вещество. В момент введения осуществляют серийную киносъемку. При необходимости специальными инструментами выполняют некоторые лечебные мероприятия. Например, проводят стентирование суженной артерии почки. Как видно из данного раздела, для исследования органов мочевыделительной системы

применяется большое количество лучевых диагностических методов. Выбор метода или последовательности использования методов в зависимости от конкретной клинической задачи осуществляет лечащий врач совместно с рентгенологом.

На рис. 6 визуализация почечных артерий с помощью ангиографии.



Рис. 6. Ангиография почечных артерий. Норма.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Габриель М. Данович. Руководство по трансплантации почки. Пер. с англ. / Я.Г. Мойсюка. «Издательство «Триада» - 2004 – 303с.
2. Прокоп М. Компьютерная томография. Учебное пособие в 2-х томах / М. Прокоп, М Галански – М.; МЕДпресс-информ, 2007 – Т2 – 381 с.
3. Прокоп М. Компьютерная томография. Учебное пособие в 2-х томах / М. Прокоп, М Галански – М.; МЕДпресс-информ, 2007 – Т1 – 250 с.
4. Руммени Эрнст Й. Магнитно-резонансная томография тела. Пер. с англ. / Г.К. Кармазановский – М.; Медицинская литература - 2014 - 299с.
5. Стрэнг Д.Г. Секреты компьютерной томографии. Грудная клетка, живот и таз // Д.Г. Стрэнг, В. Догра - М.; СПб.; «издательство БИНОМ» - «издательство «Диалект» - 2012 - 445 с.

ОБ АВТОРАХ



Гимазиев Динар Русланович, аспирант каф. общей хирургии с курсом лучевой диагностики ИДПО БГМУ, врач-рентгенолог (БГМУ, 2015). Исследования в области лучевой диагностики васкуляризации почек после трансплантации.

e-mail: xxyykk@mail.ru



Байков Денис Энверович, проф. д.м.н. каф. общей хирургии с курсом лучевой диагностики ИДПО БГМУ, врач-рентгенолог, заведующий отделением лучевой диагностики КБГМУ. Д-р мед. наук по лучевой диагностике (2008). Исследования в области диагностики анатомических структур основания черепа, ассоциированных с нарушениями венозного оттока и болевым миофасциальным синдромом.

e-mail: d-baikov@mail.ru



Шингареева Лилия Айратовна, аспирант каф. общей хирургии с курсом лучевой диагностики ИДПО БГМУ, врач-рентгенолог (БГМУ). Исследования в области комплексной лучевой диагностики объемных образований диффузной нейроэндокринной системы.

e-mail: ufamen03@mail.ru



Калачева Эльвира Ильдаровна, аспирант каф. общей хирургии с курсом лучевой диагностики ИДПО БГМУ, врач-рентгенолог (БГМУ). Исследования в области комплексной лучевой диагностика предстательной железы.

e-mail: elvira789@mail.ru

УДК 616.24-073.173

КАПНОГРАФИЧЕСКАЯ ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ ПРОБА С КОГНИТИВНОЙ НАГРУЗКОЙ БОЛЬНЫХ ГИПЕРТОНИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНЬЮ. ПЕРСПЕКТИВЫ РАЗВИТИЯ МЕТОДА

Имамгаязова К. Э., Зулкарнеев Р. Х.

Нарушение содержания углекислого газа (CO_2) в организме тесно связано с развитием артериальной гипертензии, тахикардии, тревожности, снижения внимания и т.д. Для измерения содержания углекислого газа в выдыхаемом воздухе широко используется капнография. Капнография позволяет оценить различные нарушения функции дыхательной и сердечно-сосудистой систем. Капнограф состоит из системы забора газа для анализа и самого анализатора. Методы анализа газовой смеси в современной клинической практике используются два основных метода: инфракрасная спектрофотометрия и масс-спектрометрия.

Морфология нормальной капнограммы: при графическом изображении парциального давления углекислого газа в дыхательных путях пациента в течение вдоха и выдоха получается характерная кривая.

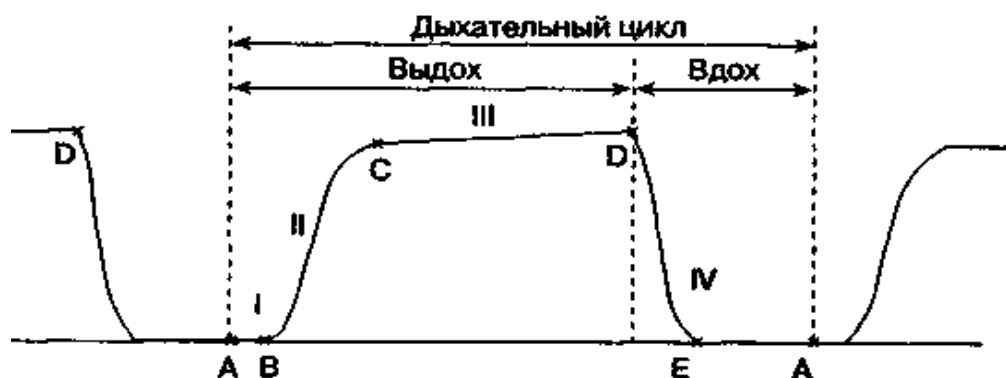


Рис. 1. Нормальная капнограмма.

В конце вдоха в альвеолах содержится газ, парциальное давление углекислого газа в котором находится в равновесии с парциальным давлением его же в капиллярах легких.

Газ, содержащийся в более центральных отделах дыхательных путей, содержит меньшее количество CO_2 , а наиболее центрально расположенные отделы не содержат его вовсе (концентрация равна нулю). Объем этого газа, не содержащего CO_2 представляет собой объем мертвого пространства. С началом выдоха именно этот газ, лишенный CO_2 , поступает в анализатор. На кривой это отражается в виде сегмента AB . С продолжением выдоха в анализатор начинает поступать газ, содержащий CO_2 во все возрастающих концентрациях. Поэтому начиная с точки B отмечается подъем кривой. В норме этот участок (BC) представлен почти прямой, круто поднимающейся вверх. Почти к самому концу выдоха, когда скорость воздушной струи снижается, концентрация CO_2 приближается к значению, которое называется концентрацией CO_2 в конце выдоха ($PetCO_2$). На этом участке кривой (CD) концентрация CO_2 изменяется мало, достигая плато. Наибольшая концентрация отмечается в точке D , где она вплотную приближается к концентрации CO_2 в альвеолах и может использоваться для приблизительной оценки $PaCO_2$.

С началом вдоха в дыхательные пути поступает газ без CO_2 и концентрация его в анализируемом газе резко падает (сегмент DE). Если не происходит повторного использования отработанной газовой смеси, то концентрация CO_2 остается равной или близкой нулю до начала следующего дыхательного цикла. Если такое повторное использование происходит, то концентрация будет выше нуля и кривая будет выше и параллельна изолинии.

Гиповентиляция — это состояние газообмена, при котором объем вентиляции легких недостаточен для поддержания нормального напряжения CO_2 в артериальной крови. Признаком гиповентиляции служит повышение $PetCO_2$ сверх 43 мм рт. ст. и возрастание высоты волн капнограммы на дисплее.

Гипервентиляция — это состояние газообмена, при котором объем легочной вентиляции избыточен по отношению к текущим потребностям организма, что приводит к снижению напряжения CO_2 в артериальной крови. Минутный объем вентиляции избыточен, если $PetCO_2$ ниже 34 мм рт. ст., что соответствует концентрации CO_2 менее 4,5 % (при нормальном атмосферном давлении). На капнограмме при гипервентиляции обнаруживается снижение волн.

Цель исследования: оценить влияние кратковременной когнитивной стрессовой нагрузки на состояние легочной вентиляции по данным капнографии у больных гипертонической болезнью и в контрольной группе.

Для создания стрессовой когнитивной нагрузки использовалась компьютерная игра *Temple Run*, требующая от игрока повышенного внимания и быстрого принятия решений в условиях ограниченного времени. Длительность игры 5 мин.

Обследуемым с помощью капнографа фиксировали исходный уровень углекислого газа в выдыхаемом воздухе $PetCO_2$, затем обследуемые в течение 5 мин. играли в компьютерную игру под наблюдением исследователя. После ее окончания с помощью капнографа повторно фиксировали уровень углекислого газа выдыхаемом воздухе.

Исследование проводилось на базе ГКБ №21 в период с декабря 2016 по февраль 2017 года. В эксперименте приняли участие 15 человек. Из них 8 были в составе контрольной группы, а 7 человек страдали гипертонической болезнью.

Результаты:

Тип вентиляции по РЕТСО2

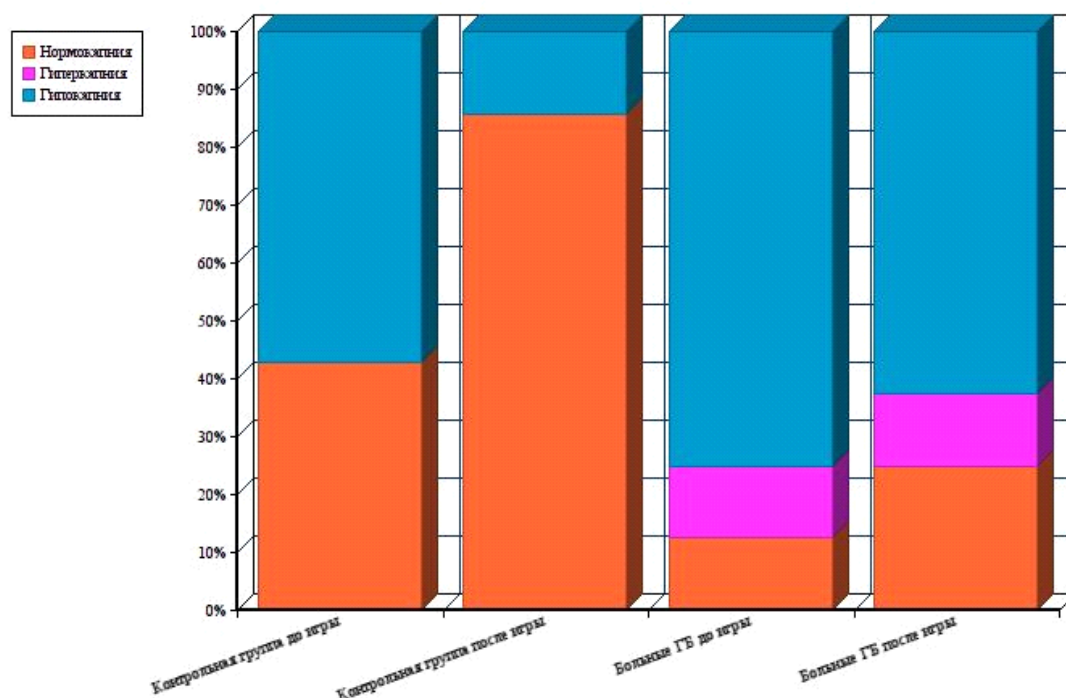


Рис. 1.

В контрольной группе, в которой до прохождения игры имела тенденция к гипокании и гипервентиляция, показатели уровня углекислого газа во вдыхаемом и выдыхаемом воздухе после прохождения игры улучшились на 40%.

В группе больных гипертонической болезнью до прохождения игры имеется тенденция к гипокании. После прохождения игры показатель людей, имеющих нормокапнический тип вентиляции увеличивается на 10%.

Таким образом, можно сделать вывод, что в условиях стрессового фактора, показатели уровня углекислого газа в выдыхаемом воздухе у пациентов с гипертонической болезнью улучшились. Предположительно, это произошло из-за того, что для пациентов данное испытание стало возможностью отвлечься от беспокойства за свое здоровье. Также такой результат возможен из-за того, что стрессовый фактор воздействовал короткий период времени (5 мин). Большинство пациентов отнеслись к данному эксперименту положительно.

Перспективы развития метода капнографии и его интеграции с другими методами исследования:

Как и в других областях медицины, в капнографии также имеет место тенденция к интеграции с другими методами диагностики. Одним из возможных методов интеграции является сочетание капнографии со спирометрией. Таким образом, появилась бы возможность определять не просто концентрацию углекислого воздуха во вдыхаемом и выдыхаемом воздухе, но и производить измерение объёмных и скоростных показателей дыхания, также определять концентрацию углекислого газа относительно этого объема.

Незаменимым аппаратом в диагностике и терапии отравления угарным газом мог бы стать капнограф со встроенным анализатором окиси углерода выдыхаемого воздуха с определением карбоксигемоглобина. Также он мог бы использоваться для мониторинга содержания СО в альвеолярном воздухе при проведении антитабачных программ. С целью демонстрации опасности курения и эффективности здорового образа жизни, а также контроля динамики состояния.

Легкие выполняют теплообменную функцию, являются своеобразным

кондиционером, увлажняющим и согревающим дыхательную смесь. Тепловое и жидкостное кондиционирование воздуха осуществляется не только в верхних дыхательных путях, но и на всем протяжении дыхательных путей, включая дистальные бронхи. При дыхании температура воздуха в субсегментарных путях повышается почти до нормальной. При нарушении теплообменной функции, например, при ХОБЛ, температура выдыхаемого воздуха может становиться ниже нормы. Для выявления этих нарушений подошел бы капнограф со встроенными тепловыми датчиками.

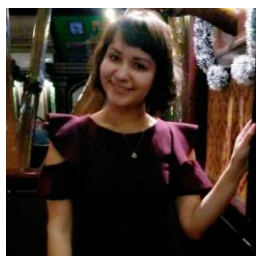
Безболезненно определить уровень глюкозы в крови можно было бы с помощью, встроенного в капнограф газоанализатора, или ацетономера. При сахарном диабете ацетон в выдыхаемом воздухе появляется намного раньше, чем в моче. Его концентрация создается в организме за счет неполного окисления жиров и белков.

Выводы: функциональная проба с кратковременной стрессовой когнитивной нагрузкой может быть использована для комплексной диагностики состояния нервной, сердечно-сосудистой и дыхательной систем. Метод капнографии имеет широкие перспективы своего развития в рамках интеграции с другими методами функциональной диагностики с приданием им принципиально новых возможностей.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. S.A. Ward The Capnogram – Scope and Limitations Seminars in Anesthesia, 1987, vol6, N3, pp 216 – 228
2. Swedlow Capnometry and Capnography: The Anesthesia Disaster Early Warning System, 1986 , vol5, N3 pp194-205
3. Moyle, A.Davey Ward's anaesthetic equipment, 4-th edition, Saunders, 1998
4. B.Al-Shaikh, S.Stacey Essentials of anaesthetic equipment, 1995, Churchill Livingstone

ОБ АВТОРАХ



Имамгаязова Камилла Эльдаровна, студентка 4 курса лечебного факультета БГМУ.

e-mail: ima-kamilla@yandex.ru



Зулкарнеев Рустем Халитович, д.м.н., профессор кафедры пропаганды внутренних болезней Башкирского государственного медицинского университета, г. Уфа., исследования в области кардиореспираторной физиологии, пульмонологии, кардиологии.

e-mail: zrustem@ufanet.ru

УДК (621.37)

**РОЛЬ МЕСТНЫХ И ОБЩЕСОМАТИЧЕСКИХ ФАКТОРОВ В РАЗВИТИИ
ПЕРВИЧНОЙ ОТКРЫТОУГОЛЬНОЙ ГЛАУКОМЫ.****Исламова Р. Р., Лакман И. А., Загидуллина А. Ш.**

Медико-социальное значение глаукомы определяется ее ведущей ролью в формировании неизлечимой слепоты [1]. Самой частой формой заболевания является первичная открытоугольная глаукома (ПОУГ), в патогенезе которой участвуют многие факторы: механические, сосудистые, дистрофические, генетические, иммунные, метаболические, - вызывающие срыв механизмов регуляции внутриглазного давления и гибель аксонов ганглиозных клеток сетчатки [2].

К системным факторам риска развития глаукомы принято относить наследственность, возраст, органические (атеросклероз) и функциональные (периферические сосудистые спазмы, мигрень, болезнь Рейно) нарушения кровообращения в сосудах головного мозга, нарушения реологических свойств крови, артериальную гипертензию, сахарный диабет [3].

К локальным факторам риска относят миопию, ослабление цилиарной мышцы, сниженную толщину роговицы, выраженную пигментацию трабекулярного аппарата, псевдоэксфолиативный синдром, асимметрия соответствующих показателей между парными глазами и др.

Неоднозначное толкование роли отдельных факторов, ведущих к развитию заболевания, создает предпосылки для дальнейших исследований в этой [4].

Целью исследования явилось определение факторов риска развития первичной открытоугольной глаукомы.

Материалы и методы. Обследовано 501 человек в возрасте от 46 до 82 лет: с диагнозом первичная открытоугольная глаукома (ПОУГ) - 384, без глаукомы и других заболеваний зрительного нерва - 117 человек (контрольная группа). Проведено комплексное офтальмологическое обследование, а также анкетирование со сбором анамнестических данных на базе МБУЗ ГKB №10 г.Уфа и ЦЛВЗ «Оптимед», г. Уфа.

В качестве независимых факторов были рассмотрены следующие признаки индивидуумов: пол, возраст, факт наличия глаукомы у родственников. Среди офтальмологических показателей острота зрения с максимальной коррекцией (МКОЗ), центральная толщина роговицы (ЦТР), уровень внутриглазного давления (ВГД), передне-задний отрезок глаза (ПЗО), глубина передней камеры (ГПК), клинические проявления псевдоэксфолиативного синдрома (ПЭС) по стадиям (3 стадии), пигментация угла передней камеры (УПК) – по стадиям (по классификации Нестеров А.П.), плотность эндотелия роговицы (ПЭР) по данным эндотелиальной микроскопии. Из сопутствующей офтальмопатологии учитывали: миопию слабой, средней, высокой степеней, возрастную макулярную дегенерацию (ВМД), артифакию, афакию. Из общесоматической патологии: гипертоническую болезнь (ГБ), вегето-сосудистую дистонию (ВСД), ишемическую болезнь сердца (ИБС), атеросклероз (АТС), хроническую недостаточность мозгового кровообращения (ХНМК).

Статистическая обработка полученных результатов производилась при помощи программы EvIEWS 8 и свободной среды разработки программного обеспечения с открытым исходным кодом для языка программирования R, с применением стандартных методов описательной статистики с вычислением критерия достоверности. Данные статистические программы отличаются, от других прикладных программных продуктов, удобством, мощностью статистических тестов и возможностями построения эконометрических моделей.

Результаты и обсуждение. Количество собранных наблюдений позволяет считать выборку пациентов с ПОУГ репрезентативной и подчиняющейся нормальному закону распределения. В качестве инструмента моделирования, позволяющего «измерить»

эффект влияния различных факторов риска индивидуума на развитие первичной открытоугольной глаукомы, были выбраны модели бинарного выбора, так как диагноз имел только две конкурирующие альтернативы: болен или здоров.

Были выдвинуты две гипотезы:

H_0 – перечисленные выше факторы риска не оказывают влияния диагностирования такого заболевания, как глаукома.

H_1 – перечисленные выше факторы оказывают влияния диагностирования такого заболевания, как глаукома.

Как правило, при построении моделей бинарного выбора производят селекцию между тремя типами моделей: пробит-модель, логит-модель, экстрим модель, основанные на предположении относительно функций распределения вероятностей для этих вероятностных моделей. Основой селекции является минимум значений информационных критериев Акайке, Шварца и Хана-Квина [6]. В данном исследовании наилучшей моделью была признана логит-модель, так как для нее значения информационных критериев оказались минимальными. Скриншот результатов оценивания модели представлен на рисунке 1. F - функция стандартного нормального распределения для логит-модели

бинарного выбора имеет вид: $F(u) = \lambda(u) = \frac{e^u}{1+e^u}$.

Результаты проведения селекции построенных моделей приведены в таблице 1.

Таблица 1

	<i>logit</i>	<i>probit</i>	<i>extreme value</i>
<i>Akaike</i>	0.448435	0.452257	0.471703
<i>Schwarz</i>	0.508526	0.512349	0.531794
<i>Hanna-Quinn</i>	0.471302	0.475124	0.494570

При проверке на значимость коэффициентов модели с помощью t-критерия Стьюдента, при уровне значимости 0,1, было выявлено что, не все исследуемые факторы являлись статистически значимыми. В результате оставили в модели лишь оказывающие влияние риск-факторы, а значит модель не нуждается в переработке.

После построения модели, оцененной методом максимального правдоподобия [1], получили следующую логит-модель:

$$P(y=1) = F(u), \quad u = \underset{(0.014)}{AGE} \cdot (-0.249) - \underset{(0.0004)}{0.0009 \cdot ENDOT} - \underset{(0.315)}{0.458 \cdot KATARAKTA} - \\ - \underset{(0.548)}{1.617 \cdot MIOSIL} + \underset{(0.213)}{0.626 \cdot ODPES} + \underset{(0.069)}{0.219 \cdot ODPZO} - \underset{(0.789)}{4.613 \cdot OSTRZREN} - \underset{(0.248)}{0.323 \cdot PIGM2} \\ - \underset{(0.328)}{0.519 \cdot PIGM3} + \underset{(0.381)}{0.925 \cdot RELATIVES} + \underset{(0.039)}{0.163 \cdot TONOMETR} + \underset{(0.512)}{0.285 \cdot VSD},$$

где AGE - возраст, $ENDOT$ - плотность эндотелия роговицы, $KATARAKTA$ - наличие катаракты, $MIOSIL$ - наличие миопии сильной степени, $ODPES$ - наличие ПЭС, $ODPZO$ - ПЗО, $OSTRZREN$ - острота зрения, $PIGM2$ - умеренная пигментация $PIGM3$ - выраженная пигментация, $RELATIVES$ - наличие глаукомы у родственников, $TONOMETR$ - уровень ВГД при тонометрии, VSD - наличие вегетососудистой дистонии.

В модели в скобках под коэффициентами даны значения t-статистик.

Ссылаясь на показатель качества подгонки - коэффициент Макфаддена, который получился равным 0,786 можно сделать вывод о том, что в целом указанные местные и общесоматические факторы объясняют результат развития первичной открытоугольной глаукомы на 76,8%.

Dependent Variable: DIAGNOZ				
Method: ML - Binary Logit (Quadratic hill climbing)				
Date: 02/10/17 Time: 21:41				
Sample: 1 975				
Included observations: 975				
Convergence achieved after 5 iterations				
Covariance matrix computed using second derivatives				
Variable	Coefficient	Std. Error	z-Statistic	Prob.
AGE	-0.041297	0.014194	-2.909462	0.0036
ENDOT	-0.001548	0.000425	-3.640755	0.0003
KATARAKTA	-0.938039	0.315492	-2.973258	0.0029
MIOSIL	-2.902842	0.547771	-5.299368	0.0000
ODPES	1.147378	0.213416	5.376264	0.0000
ODPZO	0.378940	0.069605	5.444141	0.0000
OSTRZREN	-8.394942	0.787494	-10.66032	0.0000
PIGM2	-0.566985	0.247777	-2.288291	0.0221
PIGM3	-0.917085	0.327943	-2.796478	0.0052
RELATIVES	1.775687	0.381856	4.650147	0.0000
TONOMETR	0.303155	0.039895	7.598793	0.0000
VSD	0.841037	0.512809	1.640058	0.1010
Mean dependent var	0.768205	S.D. dependent var	0.422195	
S.E. of regression	0.256232	Akaike info criterion	0.448435	
Sum squared resid	63.22544	Schwarz criterion	0.508526	
Log likelihood	-206.6119	Hannan-Quinn criter.	0.471302	
Deviance	413.2238	Restr. deviance	1055.800	
Avg. log likelihood	-0.211910			
Obs with Dep=0	226	Total obs	975	
Obs with Dep=1	749			

Рис. 1. Логит-модель

Соответствие модели реальным данным была произведена проверка с помощью теста Хосмера-Лемешова, так как эта статистика согласия более устойчива, чем традиционные статистики [7]. Для поверки теста выдвигается две гипотезы: H_0 - расчётные значения не отличаются от фактических; H_1 - расчётные значения отличаются от фактических. Для построенной логит-модели подтвердилась гипотеза H_1 о допустимо незначительных расхождениях между, расчётными и фактическими значениями.

Для интерпретации результатов моделирования были рассчитаны маргинальные эффекты, так как коэффициенты бинарной модели не могут интерпретироваться как предельные коэффициенты влияния объясняющих переменных на зависимую переменную.

Выводы:

Анализ влияния местных параметров обследований глаза и наличие общей соматической патологии у пациентов с первичной открытоугольной глаукомы выявил статистически значимое влияние на развитие заболевания. Наиболее значимыми из них оказались: наличие глаукомы у родственников, уровень ВГД, степень выраженности клинических проявлений ПЭС, увеличение передне-заднего размера глазного яблока, миопия высокой степени, наличие сопутствующей вегето-сосудистой дистонии.

В ходе расчётов маргинальных эффектов было обнаружено, что:

- 1) наличие глаукомы у близкого родственника пациента, при прочих равных условиях, увеличивает вероятность развития заболевания на 1,28% по сравнению с общим риском;
- 2) в выборке пациентов, которым был установлен диагноз «ПОУГ» при прочих равных условиях на 1,2 % реже встречалась катаракта. Это может быть связано с тем, что течение глаукомы у пациентов длительное время является бессимптомным. В то время как жалобы на снижение зрения являются основными при заболеваниях, связанных со снижением прозрачности хрусталика, вынуждая пациента обратиться к офтальмологу;
- 3) чем больше была степень выраженности клинических проявлений ПЭС, (стадии от I до II), тем больше появлялась вероятность диагностировать у наблюдаемого ПОУГ (при увеличении показателя на каждую стадию, вероятность развития ПОУГ увеличивается на 1,7 %);
- 4) при увеличении показателя ПЗО, при прочих равных условиях, также увеличивалась вероятность диагностирования ПОУГ. Данный факт косвенно подтверждает влияние миопии на развитие глаукомы;

- 5) а увеличение уровня ВГД, несмотря на то, что под наблюдением в целом находились больные с компенсированным уровнем ВГД, среднее его значение в группе с ПОУГ было достоверно выше. А увеличением значения, отражающего уровень ВГД, при прочих равных условиях, увеличивалась вероятность диагноза «ПОУГ» на 0,4%;
- 6) из общей соматической патологии значительную роль играло наличие у обследуемых заболеваний, связанных с нарушением сосудистой регуляции, увеличивая вероятность развития ПОУГ на 0,9% по сравнению с общим риском.

Учитывая полиэтиологичный и многофакторный характер первичной открытоугольной глаукомы, имеет смысл дальнейшее изучение факторов, провоцирующих ее развитие.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ:

1. Еричев В.П., Егоров Е.А. О патогенезе первичной открытоугольной глаукомы. Вестн. Офтальмологии. №6. – 2014. – с.98-104.
2. Волков В.В. Глаукома открытоугольная. – М.: медицинское информационное агенство. 2008.).
3. (Курешева Н.И., Глаукомная оптическая нейропатия. – М.: Медпресс-информ, 2006.).
4. Собянин Н.А., Агафонова Т.Ю. Коморбидные состояния: глаукома и патология сердечно-сосудистой системы: Материалы VII Евро-Азиатской конференции по офтальмохирургии. Екатеринбург, 2015. С. 160
5. Соляникова О.В., Бердникова Е.В., Экгардт В.Ф. Влияние коморбидных нозологий на отдельные аспекты клиники у больных первичной открытоугольной глаукомы. РМЖ «Клиническая офтальмология» № 1. С.6-11).
6. Магнус Я.Р., Катышев П.К., Эконометрика. Начальный курс. Пересецкий А.А 6-изд, перерабидоп – М:дело,2004-576с
7. Hosmer, D. & Lemeshow, S. (2000). Applied Logistic Regression (Second Edition). New York: John Wiley & Sons, Inc.

ОБ АВТОРАХ



Загидуллина Айгуль Шамилевна, ГБОУ ВПО Башкирский государственный медицинский университет Минздрава России, к.м.н., доцент кафедры офтальмологии с курсом ИПО БГМУ.

e-mail: aigul.zagidullina@gmail.com



Исламова Регина Радиковна, студентка 2 курса магистратуры Уфимского государственного авиационного университета, факультет информатики и робототехники.

e-mail: islamova.r.r@gmail.com



Лакман Ирина Александровна, доц. каф. выч. мат. и кибернетики. Дипл. спец.-мат. (БГУ, 1997), канд. техн. наук (УГАТУ, 2009). Иссл. в обл. эконометрич. моделирования, анализа данных.

e-mail: lackmania@mail.ru

ТЕХНИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ И СРЕДСТВА ЛЕЧЕНИЯ ГИПЕРБИЛИРУБИНЕМИИ НОВОРОЖДЁННЫХ

Ишмуратова И. Н.

Гипербилирубинемия - это избыток красноватых желчных пигментов билирубина (продукт распада гемоглобина красных клеток крови) в сыворотке крови. По данным различных авторов синдром желтухи наблюдается примерно у 50–60% доношенных новорожденных и у 80% преждевременно родившихся младенцев и наиболее выражен к 3–4 дню их жизни.[1] При этом гипербилирубинемия привлекает внимание специалистов не только в связи с ее высокой частотой среди новорожденных, но и потому, что высокий уровень билирубина может стать опасным для ребенка. Причин избыточного уровня билирубина в крови новорожденных очень много, что в свою очередь дает эффект, известный как неонатальная желтуха. Основными причинами являются резусный антагонизм, несовместимость по системе А.В.О. и другие причины, такие как сепсис и гипотиреоз.[2] Новорожденные особенно подвержены последствиям гипербилирубинемии потому, что состав клеточных стенок головного мозга младенцев отличается от состава клеток взрослых людей и это отличие ведет к тому, что жирорастворимый билирубин проникает и накапливается в нейронах головного мозга. В незначительных случаях это приводит к нарушению моторных навыков, а в более серьезных случаях - к постоянному нарушению деятельности мозга.

Физиологическая желтуха возникает у новорожденных по следующим причинам [2]:

- Недоношенность малыша
- Болезни женщины в период беременности
- Сахарный диабет у мамы ребенка
- Кислородное голодание плода
- Асфиксия (избыток углекислого газа в крови и тканях) Признаки патологической желтухи возникают если наблюдались:

- Инфекционные заболевания печени у малыша

Механическая желтуха:

- Разрушение эритроцитов(генетически)
- Кишечная непроходимость
- Ранние роды
- Мелкие кровоизлияния у младенца
- Препараты, используемые для стимуляции родовой деятельности у мамы
- Гормональные сбои ребенка
- Печёночная дисфункция у малыша

Лабораторная диагностика и ее методы исследования

Чтобы определить вид желтухи, у младенцев берут первый анализ крови из пуповины сразу после рождения. В результатах анализа указывают 3 показателя билирубина:

1. Общий (сумма прямого/непрямого)
2. Прямой - не должен превышать 25%
3. Непрямой – не менее 75%

Прежде чем начать лечение гипербилирубинемии у новорожденных, необходимо провести лабораторную диагностику малыша. На данный момент существует два метода исследования: 1) Инвазивный: определение концентрации билирубина биохимическим методом 2) Неинвазивный: определение билирубина черезкожным методом. Достоинства

первого метода-это возможность раздельного определения прямого и непрямого билирубина, но сложность технического забора крови из вены(особенно у детей с малой массой тела) и невозможность многократного обследования ребенка в течении суток, делает этот метод не эффективным для использования. Но технический прогресс не стоит на месте и теперь измерять уровень билирубина в крови младенца можно без забора крови. Этот метод называется транскутанным. Он основан на принципе прямой зависимости между концентрацией билирубина в крови и дерме. Так как билирубин обладает желтой окраской, цвет кожи малыша меняется в зависимости от концентрации билирубина в дерме. Метод проводится при использовании специальных отражательных фотометров (при длине волны 460нм). Самый распространенный аппарат определения билирубина чрезкожным методом- это «Билитест». Он представляет собой миниатюрный одноканальный двухволновый фотометр отражательного типа. Фактически измеряется степень желтизны подкожных тканей ребенка на фоне окраски, обусловленной присутствием гемоглобина крови. Главное достоинство аппарата- это доступность, легкость в применении, возможность проводить многократные измерения в течении суток. Аппарат абсолютно безопасен для ребенка.

В настоящее время существует множество способов борьбы с этим заболеванием. Фототерапия — наиболее часто используемая при лечении гипербилирубинемии новорожденных физиотерапевтическая процедура. Терапевтическая эффективность фототерапии зависит от дозы, спектра излучения используемого материала проводника и площади облучения. В настоящее время на рынке представлены различные типы фототерапевтических систем, использующие разные источники света: флуоресцентные лампы, галогенные лампы, лампы дневного света, а также металлогалогеновые газоразрядные лампы и галогенные лампы накаливания, светодиоды. [3] Терапевтический эффект зависит от плотности, мощности и дозы воздействующего излучения, а также его спектрального диапазона. Значительное влияние на эффективность лечения оказывает также процент площади поверхности тела ребенка, которая подвергается световому воздействию, степень недоношенности младенца, уровень билирубина и наличие сопутствующих заболеваний. Длительность фототерапии определяется медицинскими показаниями и поэтому сильно варьируется в зависимости от тяжести протекания заболевания и эффективности снижения уровня билирубина. Как правило, она составляет от 12 до 24 ч в сутки при общей длительности светового воздействия до 72–96 или даже 200 ч и суммарной дозе до 200–900 Дж. На сегодняшний день существует большое количество аппаратов для проведения фототерапии новорождённых [4]. Основные технические характеристики выпускаемых современной промышленностью устройств приведены в таблице 1.

Таблица 1

Фототерапевтические облучатели нового поколения

Название оборудования	BabyGuard U-1131 BabyGuard U-1132	ОФ Н 02 УОМЗ	ОФТН 420/470 02	КУРС ФН 01	BiliBlanket Plus
Страна производитель	Германия	Россия	Россия	Россия	США
Диапазон длины волны источника света, нм	420-470	450-500	420-470	450-485	400-500
Потребляемая мощность, В/А	45	30	45	≥ 25	12
Наработка изделия на отказ	10000	100000	50000	55000	100000
Размер	500	500-1000	500- 1500	500-1000	500-2000

действующей зоны облучения, мкВт/см ²					
Длительность процедуры	до 45ч.	до 48ч.	до 48ч.	до 48ч.	до 50ч.
Продолжительный срок службы (гарантию, которую дают производители)	1 год	10 лет	До 5 лет	10 лет	15 лет
Цена (рубли)	23000 тыс.	321120 тыс.	от 55440 тыс.	75000 тыс.	403200 тыс.

В связи с этим существует насущная необходимость в создании аппарата для лечения желтухи новорожденных, который удовлетворял бы следующим требованиям: - высокая (плотность мощность светового воздействия $P \approx 1.5$ мВт/см²)

- долговечный, надежный источник излучения (ресурсы светодиодов находятся на уровне 20000-50000 ч) – компактный корпус, позволяющий облучать новорожденного в палате около матери (630 x 330 x 400 мм)

- комфортное облучение, не требующее применения неудобной защиты для глаз (т.к. облучение происходит снизу, свет направлен прямо на ребенка, а специальное одеяло предотвращает утечку света)

- низкая стоимость. С целью обеспечения требуемых характеристик была разработана структурная схема устройства для лечения гипербилирубинемии новорожденных, приведенная на рисунке 1.

Система состоит из сверхъярких светодиодных микрочипов, которые дают достаточно высокую интенсивность излучения на всей облучаемой поверхности (интенсивность не уменьшается ближе к краям облучаемого пятна). Для отображения времени лечения используется таймер.

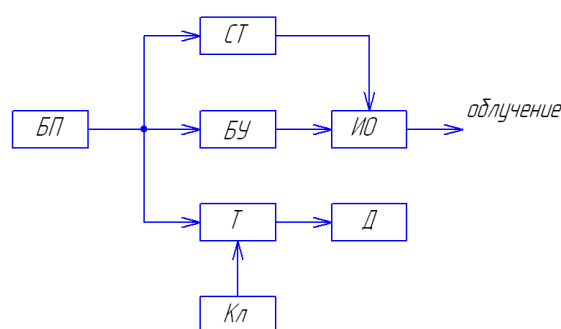


Рис. 1. Структурная схема устройства для облучения новорожденных с гипербилирубинемией: БП – блок питания, БУ – блок управления, СТ – система терморегуляции, ИО – источник облучения, Т – таймер, Д – дисплей, Кл – клавиатура.

Источник облучения имеет пять сверхмощных диодных чипов, расположенных в H-образной форме. Источник облучения начинает работать при подаче питания на драйвер в блоке управления. Система терморегуляции используется для охлаждения источника облучения, для этого применяются радиатор, к которому непосредственно монтируются светодиоды и вентилятор для активного охлаждения. Система оснащена таймером, который задает интервалы облучения с помощью клавиатуры. Таймер отображает обратное время отсчета на дисплей.

Разрабатываемый прибор позволит усовершенствовать процесс фототерапии, увеличить эффективность лечения, обеспечит более комфортное облучение, не требующее применения неудобной защиты для глаз, габариты прибора позволят размещать его на стандартных больничных кроватках, таким образом мать сможет уделять ребенку максимум внимания во время лечения.

Исходя из всего выше сказанного можно сделать вывод, что использование новейших достижений в технике позволят человеку наиболее естественным и простым способом лечения лечить желтухи новорожденного, не прибегая к болезненным инъекциям и приему медикаментов. Теперь диагностика болезней возможна на самых ранних этапах их развития, что позволяет вылечить их, не допуская развития, опасных последствий и осложнений. Любая болезнь, если начать с ней бороться на ранних этапах, эффективнее, быстрее лечится, на это нужно гораздо меньше сил, времени и финансовых затрат. Это одно из главных преимуществ, которые дали современные технологии.

Фототерапия новорожденных - это наиболее быстрый, простой и безвредный для ребенка метод лечения желтухи новорожденного, при котором вам не нужно проводить какие-либо болезненные или неприятные для ребенка процедуры и давать ему разного рода лекарственные препараты, которые не лучшим образом сказываются на несформированной и неразвитой печени младенца.

К тому же лампа для лечения желтушки позволяет проводить лечение гипербилирубинемии новорожденных дома, в комфортных для ребенка и матери условиях и в удобное время дня.

Поэтому в том случае, когда у ребенка развиваются нетяжелые формы желтух лечение может проводиться амбулаторно, в домашних условиях. желтушка новорожденного, лечение с помощью лампы фототерапии будет наиболее правильным решением.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. В.Ю. Плавский. Фототерапевтические системы для лечения гипербилирубинемии новорожденных /В. Ю.Плавский и др. // Оптический журнал- 2014.-№6(81).- С 51-59.
2. Н.Н.Володин. Протокол диагностики и лечения гипербилирубинемии у новорожденных детей /Н.Н.Володин и др // Вопрос практической педиатрии – 2006.-т.1.- №6. , С 9-18
3. В.Л. Ванмэйкеру. Фототерапия гипербилирубинемии / В.Л. Ванмэйкеру // PhilipsLighting Айндохвен, Нидерланды -2007-№3- С. 2-9
4. Методы биофотоники: фототерапия: учеб. Пособие /Генина Э.А. Саратов: Новый ветер, 2012. – 119 с.

ОБ АВТОРАХ



Ишмуратова Ирина Наилевна, студент каф. Электроники и Биотехнических систем УГАТУ

e-mail: ishmuratova_2013mail.ru

ОПЫТ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ СИСТЕМЫ PI-RADS в КЛИНИКЕ БГМУ

Калачева Э. И., Байков Д. Э., Шингареева Л. А., Гимазиев Д. Р.

Идея по формированию изображения внутренних органов человека посредством ядерного магнитного резонанса была выдвинута в 1973 году. Вместе с тем, опыт клинического использования магнитно-резонансной томографии (МРТ) для неинвазивного исследования предстательной железы (ПЖ) и окружающих ее структур можно исчислять начиная с 1980-х годов.

Первоначально МРТ ПЖ была основана только на морфологической характеристике с использованием T1- и T2 взвешенных изображений (ВИ), роль которых сводилась к локорегионарному стадированию заболевания у пациентов с доказанным раком после биопсии. При этом имелись существенные ограничения в дифференциальной диагностике с доброкачественными изменениями, а также в распознавании клинически незначимых и клинически значимых поражений при раке предстательной железы (РПЖ) [1, 2].

Накопление опыта и развитие технологий (как программных, так и технических) привели к созданию мультипараметрической МРТ (мпМРТ), которая объединяет анатомические изображения (T2-ВИ и T1-ВИ) с функциональной оценкой, включающей диффузионно-взвешенные изображения (ДВИ), динамическое контрастное усиление (ДКУ) и, в ряде случаев, протонную магнитно-резонансную (МР) спектроскопию *in vivo*. Приоритетность и аспекты методик менялись и были сопряжены с анализом опыта использования мпМРТ. Менялись и клинические представления о РПЖ, способах и показаниях к различным подходам в лечении. В настоящее время сформировалась парадигма «клинической значимости» РПЖ, в рамках которой изменилась роль мпМРТ.

В 2007 г., после признания важнейшей роли МРТ в диагностике РПЖ, из ключевых лидеров научных исследований и клинического использования новых разработок была сформирована Международная рабочая группа МРТ РПЖ. Группой разработаны основные принципы стандартизации и сопоставимости МРТ-исследований, которые нашли отражение в Руководстве Европейского общества урогенитальной радиологии (ESUR) в виде системы PI-RADS

К моменту публикации Руководства в 2012 г., PIRADS использовали только несколько клинических и исследовательских центров. Однако благодаря быстрому ее распространению, буквально за последующие 1–2 года, стало возможным проанализировать ее эффективность и выявить некоторые критические моменты. На основе полученных научных доказательств и мнений экспертных групп в конце 2014 – начале 2015 г. удалось создать вторую версию системы – PI-RADSv2

Создание обновленной системы позволило спланировать глобальное продвижение стандартизации и создать условия для снижения вариативности в методике проведения, интерпретации и формах отчетов мпМРТ РПЖ. Следует понимать, что система PI-RADSv2 не является документом, охватывающим абсолютно все аспекты использования МРТ при РПЖ, и она должна использоваться в сочетании с другими радиологическими и нерадиологическими методиками.

Сегментация РПЖ, предложенная в концепции PIRADSv2, является адаптацией карты Европейского согласительного совещания EAU 2012 и Рекомендаций ESUR 2012 по МРТ ПЖ, в основе которых лежит классическое представление об анатомо-гистологическом строении ПЖ. Такая карта предполагает 39 секторов: 36 – для ПЖ, 2 – для семенных пузырьков и еще одну зону – наружного сфинктера уретры.

Использование этой секторальной карты позволяет рентгенологам, урологам, лучевым терапевтам, патологам и другим специалистам точно локализовать описанные

изменения в заключении (отчете) МРТ и осуществлять визуальную поддержку планируемой биопсии и лечебных воздействий

Информация, полученная с помощью Т2-ВИ, ДВИ, ИКД, ДКУ, а также иногда МР-спектроскопии, градуируется по предложенной системе *PI-RADS*. *PI-RADS*-градация определяет вероятность нахождения РПЖ, его агрессивность (косвенно), локализацию и возможность экстрапростатического распространения.

При интерпретации данных Т2-ВИ градации *PIRADSv2* определяются на основе специфических МР-признаков для каждой из анатомо-гистологических зон железы: периферической и переходной.

Характеристика функциональных параметров очагов рака осуществляется на основании ДВИ с высоким фактором диффузии (>800 с/мм²) и параметрической карты измеряемого коэффициента диффузии (ИКД)

Информация о характере васкуляризации и степени проницаемости сосудистой стенки в опухолевой ткани является одним из эффективных диагностических критериев. Для получения таких данных, как правило, используют технологию ДКУ, которая представляет еще один инструмент функциональной характеристики и дифференциальной диагностики РПЖ. Заключение по данным ДКУ формируется на основании выявления или отсутствия асимметричного очагового раннего усиления, которое совпадает по локализации с визуализируемым очагом на Т2-ВИ и/или ДВИ. [2]

Система *PIRADSv2* стала применяться в Клинике БГМУ с 2016 года. Целью работы явилась необходимость апробации данной системы и получение опыта ее клинического применения. Было обследовано 25 пациентов в возрасте от 57 до 74 лет включительно. На полученных изображениях мы оценивали размер, форму, положение предстательной железы, семенных пузырьков их структурные особенности и соотношение с прилежащими органами и тканями.

МРТ таза выполнялось на системе с напряженностью магнитного поля 1,5 Тл (Оптим МР-360 производства Дженоерал электрик)

Результаты МРТ анализировались с учетом данных патоморфологического исследования удаленного операционного либо биопсийного материала. В итоге у 11 пациентов были выявлены злокачественные новообразования, у 14 - доброкачественные, на основании чего были выделены две группы. Группа пациентов с доброкачественными образованиями ПЖ включала в себя доброкачественную гиперплазию предстательной железы. В случаях злокачественных новообразований доминирующим гистологическим типом была аденокарцинома.

У 9 пациентов со злокачественными новообразованиями, патологические очаги располагались в периферической зоне и определялись в виде отграниченных очагов выражено сниженного сигнала интенсивности, размерами $> 1,5$ см и признаками инвазивного роста (рис.1).

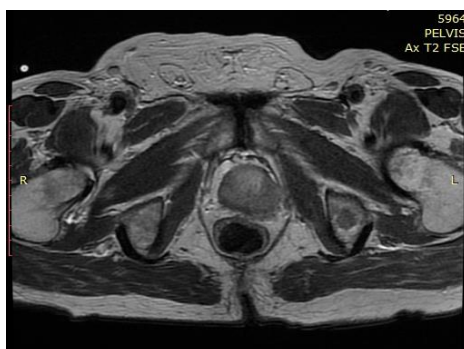


Рис. 1. Больной Н. 69 лет. Диагноз: РПЖ. На снимке четко виден очаг сниженной плотности с прорастанием в окружающие ткани.

В 2 случаях был выявлен рак центральных отделов ПЖ, для которого было

характерно специфическое изменение структуры МР-сигнала по типу «растертого угля», при размерах очагов более 1,5 см, с признаками интра- и экстракапсулярного инвазивного роста (рис.2)

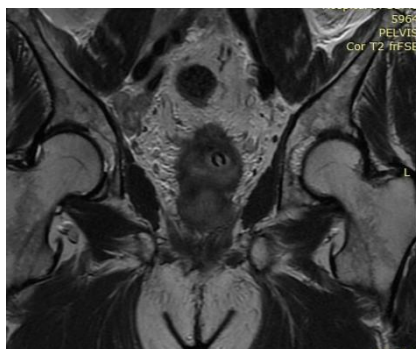


Рис. 2. Больной В. 71 год. Диагноз: РПЖ. в центральных отделах четко прослеживается изменение МРТ сигнала с признаками инвазивного роста.

При ДГПЖ, чаще всего выявлялись неоднородные гипоинтенсивные очерченные инкапсулированные узлы как представлено на рис. 3.

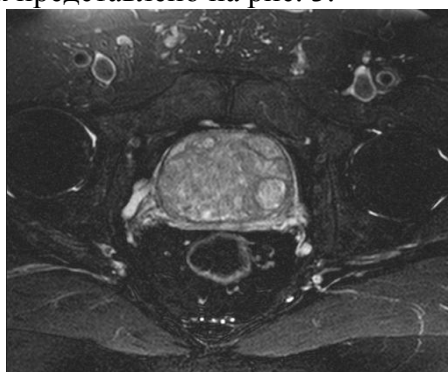


Рис. 3. Больной В, 74 года. Диагноз: ДГПЖ. На снимке четко виден очерченный гипоинтенсивный узел.

Как доброкачественные, так и злокачественные опухоли простаты характеризовались гиперинтенсивным сигналом на ДВИ. Следует отметить, что характеристика функциональных параметров очагов рака на основании методики ДВИ не имеет различий относительно зональной анатомии железы

В группе пациентов с доброкачественной гиперплазией ПЖ, как правило, характеризовалось либо отсутствием изменений на ИКД карте, либо нечетким снижением, в то время как при РПЖ имело место появление очагов явно сниженного сигнала

При динамическом контрастном усилении во всех случаях РПЖ выявлялось очаговое и раннее накопление по сравнению с окружающей паренхимой которое соответствовало подозрительному очагу на T2-ВИ и ДВИ. При ДГПЖ, данного явления не наблюдалось.

При исследовании изображений, выяснилось, что у 6 пациентов процесс распространялся за пределы капсулы – на область окологипостатической жировой клетчатки, на семенные пузырьки и на стенку мочевого пузыря. Регионарная лимфаденопатия имела место у 7 пациентов.

В общем итоге у пациентов с РПЖ при использовании градации по системе *PIRADS* получено в 7 случаев 5 баллов (высокая вероятность) в 4 случаях - 4 балла (вероятно наличие), в то время как у пациентов с ДГПЖ во всех случаях 2 балла (низкая вероятность).

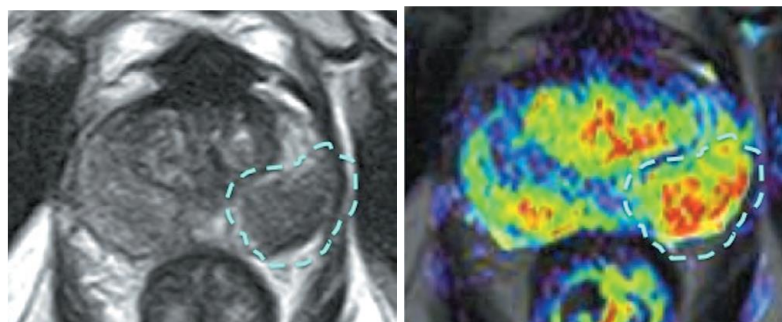


Рис. 4. Больной С. 62 года. Диагноз: РПЖ. МРТ ПЖ (T2-ВИ в аксиальной проекции (а) и цветная карта ДКУ (б), совмещенная с T2-ВИ). Пунктирной линией обведено очаговое асимметричное усиление в периферической зоне левой доли ПЖ, соответствующее очаговому снижению МР-сигнала на T2-ВИ

Таким образом, по факту проведенных исследований, мы пришли к заключению, что данная система позволяет на основе унифицированной методики исследования проводить стандартизированный анализ полученных результатов, определяя вероятность клинически значимого рака, тем самым влияя на тактику ведения пациентов. Очевидным преимуществом использования системы *PIRADS* является прогнозируемая повторяемость получения и интерпретации данных МРТ, что важно при повторных исследованиях.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бирюков В. А. Протоковый рак предстательной железы / В.А. Громов, Н. А. Горбань, О. Б. Карякин, Д. В. Неледов, А. Д. Каприн // Онкоурология. – 2016. - №1. – С.65-68.
2. Мищенко А.В. Система унифицированного подхода к интерпретации магнитно-резонансной томографии предстательной железы согласно руководству PI-RADSv2 / А.В. Мищенко // Онкоурология. – 2016. - №1. – С.81-88.
3. Урология: Национальное руководство под ред. Н.А. Лопаткина. - М.: ГЭОТАР-Медиа, 2014. - 1024 с.
4. Урология: Учебник под редакцией Д.Ю. Пушкаря. - М.: ГЭОТАР-Медиа, 2016. - 472 с.

ОБ АВТОРАХ



Калачева Эльвира Ильдаровна, аспирант кафедры хирургических болезней с курсом лучевой диагностики ИДПО БГМУ, заведующая лабораторией РК и МРТ Клиники БГМУ

e-mail: elvira789@mail.ru



Байков Денис Энверович, доктор медицинских наук, профессор кафедры хирургических болезней с курсом лучевой диагностики ИДПО БГМУ, заведующий отделом лучевой диагностики РК и МРТ Клиники БГМУ

e-mail: d-baikov@mail.ru



Шангареева Лилия Айратовна аспирант кафедры хирургических болезней с курсом лучевой диагностики ИДПО БГМУ, врач-рентгенолог рентгенологического отделения Клиники БГМУ

e-mail: ufamen03@mail.ru



Гимазиев Динар Русланович, аспирант кафедры хирургических болезней с курсом лучевой диагностики ИДПО БГМУ, врач-рентгенолог ФКУЗ МСЧ МВД, ФГОУ ВО «БГМУ» МЗ РФ

e-mail: Xxyykk@mail.ru

УДК (602.6)

ОБЪЕКТИВНАЯ ДИАГНОСТИКА СЛУХОВОГО АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА ПО ЕГО ПУЛЬСУ В СОВРЕМЕННОЙ АУДИОЛОГИИ

Калик А. А.

Слуховой анализатор - один из важнейших анализаторов, относится к категории дистантных экстероцепторов, позволяющих производить анализ сигнала на расстоянии. Слуховой анализатор является филогенетически наиболее поздним и сложным и обладает универсальным характером. Слуховое ощущение развилось из тактильного чувства, обострившегося в ухе в миллионы раз.

Адекватным раздражителем слухового анализатора является звук - упругие волны, распространяющиеся в газах, жидкостях и твердых телах и воспринимаемые ухом человека и животных.

В отличие от других раздражителей раздражение слухового анализатора звуком имеет свои закономерности.

Первая из них характеризует слуховой диапазон человеческого уха. Здоровый человек периодические колебания окружающей среды начинает воспринимать как звук, когда число колебаний не менее 16 в секунду, и перестает слышать, когда это число превосходит 20 тыс. в секунду. Этими пределами ограничивается слуховой диапазон человеческого уха. Звуковые колебания частотой менее 16 в секунду относят к инфразвукам, более 20 000 - к ультразвукам. При условиях же костно-тканевого проведения человек способен воспринимать и ультразвуки частотой до 225 тыс. в секунду.

Вторая закономерность заключается в неравномерной чувствительности к звукам различных частот. К звукам частотой 1000 - 3000 колебаний в секунду наше ухо наиболее чувствительно. При удалении в обе стороны от этой оптимальной зоны чувствительность уха быстро падает, и в зонах 200 и 10 000 колебаний в секунду пороговая сила звука уже в 1000 раз больше, чем в зоне 1000 - 3000 колебаний в секунду.

К другим закономерностям относятся способность различать абсолютную высоту звука (абсолютный слух) и определять интервалы (расстояния между двумя ступенями

звукоряда), чувствительность к консонансам и диссонансам, ориентация в направлении источника звука - ототопика.

Слуховой анализатор позволяет человеку различать звуки по высоте, громкости и тембру.

Термин «социальная адекватность слуха» обозначает способность человека воспринимать звуковые стимулы различной сложности и участвовать в диалоге. У больных с уровнем слуха ниже «социально адекватного» возникают сложности в общении, что может способствовать отграничению человека от социума. Таким образом, необходима четкая система выявления лиц с патологией звукового анализатора и применение в максимально ранние сроки всего арсенала методов восстановления слуха.

Современный этап развития медицины характеризуется все более широким применением объективных и безвредных для больного методов обследования, которые исключают или существенно снижают значение субъективных ошибок. Так как одним из источников показаний состояния здоровья человека является его пульс, то к числу таких методов можно отнести и пульсовую диагностику [1].

Существующие способы исследования слуха человека являются в большинстве своем субъективными и имеют существенные недостатки. Например, субъективность оценки вносит достаточно большие погрешности вызванные определением момента наступления слышимости пациентом звукового сигнала. Так же субъективный способ установления порога слышимости сигнала ограничен частотным диапазоном, чем снижаются информационно-диагностические возможности оценки реального состояния слухового аппарата человека. Исходя из этого, можно сказать, что важнейшими проблемами диагностики в оториноларингологии являются поиск способов снижения ошибок, вызванных различной чувствительностью слуха к амплитудно-частотному звуковому диапазону, а также оценка патологии слухового аппарата человека в расширенном диапазоне частот воздействия.

Объективные методы исследования слуха используют при подозрении на психогенный характер глухоты, симуляцию, аггравацию, диссимуляцию и дизаггравацию, при интенсивном субъективном ушном шуме, а также у детей при наличии факторов риска (повышенной вероятности развития тугоухости или глухоты) [2].

Объективное исследование слуха осуществляется посредством следующих методов:

1. Объективной (компьютерной) аудиометрии.
2. Акустической рефлексометрии.
3. Тимпанометрии.
4. Отоакустической эмиссии.
5. Безусловных рефлекторных реакций на звук.
6. Условных реакций на звук.

Результаты, получаемые при указанных методах исследования слуха, не зависят от желания пациента, регистрируются в большинстве случаев при помощи специальной аппаратуры [2].

Практикой подтверждается [3], что современными техническими средствами можно решить задачу объективного исследования слуха человека путем анализа спектра пульса сосудов слуховой системы. Пульс такой системы очень часто имеет разнообразную и достаточно сложную формулу, и может быть отображен доступными техническими средствами, а по его частотному спектру можно оценить диагностическую информативность [4].

Теория пульсовых колебаний подтверждает факт их возникновения в сосудистой системе в результате периодического выброса определенного объема крови из желудочков сердца в аорту, что приводит к появлению и распространению волны давления, вызывающей пульсовое расширение артерий. Кровеносная система создает условия для возникновения стационарного тока крови в капиллярном русле.

Работа слухового аппарата, с биофизической точки зрения, связана с упругостью тех кровеносных сосудов, которые его питают, что приводит к изменению как формы пульсовой характеристики, так и характера ее спектральных составляющих.

Подачей на вход слухового аппарата сигналов звуковых частот широко диапазона с различным нарастающим уровнем и одновременным анализом спектра пульса кровеносных сосудов можно по изменению характеристик спектра пульсовой кривой объективно определить величину уровня сигнала, при котором появляется слышимость данного сигнала [5].

Структурная схема прибора для объективной оценки слухового аппарата человека приведена на рис. 1.

Рассмотрим съем пульсовой характеристики сонной артерии при помощи оптоэлектронного датчика:

По граничным частотам спектра сонной артерии устанавливается величина A_{CA} , характеризующая толерантное состояние слухового аппарата для конкретного человека.

Для снятия пульсовой характеристики сонной артерии (СА) к ней прикладываются оптоэлектронный датчик 10 (рис. 1), с выхода которого электрический импульс поступает на вход анализатора спектра 11, который представляет собой классическую схему спектроанализатора, содержащего набор отдельных высокоизбирательных фильтров.

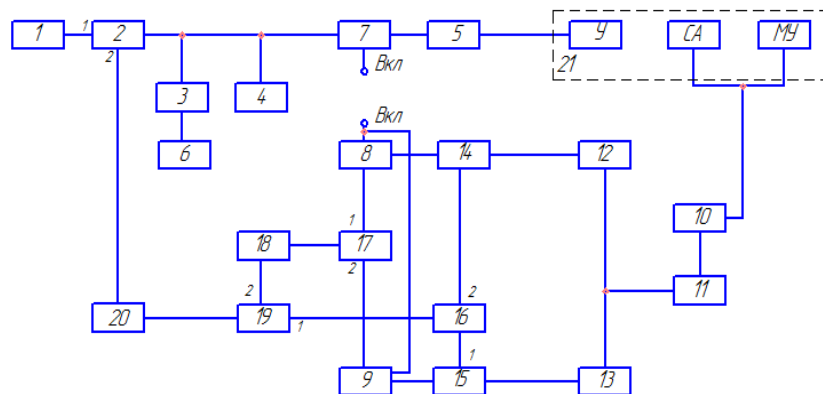


Рис. 1. Структурная схема прибора для оценки слухового аппарата:

1 – генератор; 2 – регулируемый аттенуатор; 3 – измеритель уровня сигнала; 4 – измеритель частоты генератора; 5 – головной телефон; 6 – регистрирующее устройство; 7, 8, 9 – ключи, связанные единым управлением включения; 10 – оптоэлектронный датчик пульса; 11 – анализатор спектра; 12 – регулируемый ФНЧ; 13 – регулируемый ФВЧ; 14, 15 – частотные детекторы; 16, 17 – вычислители; 18 – устройство памяти; 19 – устройство сравнения; 20 – привод аттенуатора; 21 – У, СА, МУ – ухо, сонная артерия, мочка уха

Крайние высшие $F_{в\cdot CA}$ и низшие $F_{н\cdot CA}$ частоты спектра импульса сонной артерии поступают на входы узкополосных регулируемых фильтров 12 и 13, с выхода которых узкополосные сигналы этих частот спектра поступают на частотные детекторы 14 и 15, на выходе которых появляются сигналы с напряжением, прямо пропорциональным этим частотам ($U_{в\cdot CA}$ и $U_{н\cdot CA}$, соответственно). Сигналы $U_{в\cdot CA}$ и $U_{н\cdot CA}$ поступают одновременно на первый и второй входы второго вычислителя 16, а так же на первый и второй входы второго вычислителя 17 через замкнутые контакты ключей 8 и 9.

В вычислителях производятся вычисления согласно формуле (1):

$$U_{в\cdot CA} = k \cdot F_{в\cdot CA}; \quad U_{н\cdot CA} = k \cdot F_{н\cdot CA} \quad (1)$$

С выхода вычислителя 16 сигнал поступает на первый вход устройства сравнения 19, а с вычислителя 17 через устройство памяти 18 сигнал поступает на второй вход сравнивающего устройства 19, не вызывая на его выходе появления сигнала, так как на

входы поступают сигналы одинакового уровня.

На выходе устройства памяти 18 уровень сигнала в дальнейшем останется величиной постоянной.

В таком положении схема будет находиться до тех пор, пока все ключи 7, 8, 9 не будут переключены в другое положение для снятия полученной пульсовой характеристики с сосудов мочки уха.

Съем пульсовой характеристики с сосудов мочки уха (рис. 1).

Форма пульсовой характеристики характеризуется шириной спектра сигнала γ и изменяется в зависимости от патологии слухового аппарата.

Ключи 7, 8, 9 переключаются командой Вкл в другое положение, при этом ключ 7 замыкается, ключи 8, 9 становятся разомкнутыми.

К мочке уха прикладывается оптоэлектронный датчик 10, с выхода которого электрический импульс поступает на анализатор спектра 11.

Крайние высшие $F_{в\cdot му}$ и низшие $F_{н\cdot му}$ частоты спектра импульсов сосудов мочки уха поступают на входы регулируемых фильтров 12, 13, с которых сигналы поступают на частотные детекторы 14, 15, на выходах которых напряжение будет прямо пропорционально частоте сигналов, поступающих на их входы, и которые соответственно равны:

$$U_{в\cdot ца} = k \cdot F_{в\cdot ца}; \quad U_{н\cdot ца} = k \cdot F_{н\cdot ца} \quad (2)$$

При подаче в наружный слуховой проход акустического сигнала разных частот изменяющегося уровня снимают пульсовую характеристику с сосудов мочки уха и определяют крайние частоты ее спектра, вычисляют значение $A_{му}$ как отношение верхней $F_{в\cdot му}$ к нижней $F_{н\cdot му}$ частоте спектра сигнала пульса мочки уха:

$$A_{му} = \frac{F_{в\cdot му}}{F_{н\cdot му}}; \quad (3)$$

В этом случае величина $A_{му}$ может быть выражена через выходные напряжения частотных детекторов (формула 3). Эти сигналы поступают на первый и второй входы первого вычислителя 16.

На первый вход сравнивающего устройства 19 поступает сигнал с выхода первого вычислителя 16, в котором производится вычисление по формуле (3), а на его второй вход поступает сигнал с устройства памяти 18.

В результате этого на выходе блока 19 может появиться сигнал разбаланса по отношению к «нулевому» уровню, который имел место при снятии пульсовой характеристики сонной артерии. Этот сигнал включает аттенюатор 20, в результате чего последний устанавливает в некоторое положение регулируемый аттенюатор 2, на выходе которого первоначально был сигнал минимального уровня, так как он микшировался от генератора 1 с регулируемым аттенюатором 2. Сигнал разбалансировки пропорционален отклонению исходного состояния слухового аппарата от толерантного [6].

Съем амплитудно-частотной характеристики слухового аппарата производится с помощью оптоэлектронного датчика 10, размещенного непосредственно на мочке уха (МУ, рис.1). При этом частота генератора 1 устанавливается на значении, относительно которого в дальнейшем снимается АЧХ. Сигнал постоянного уровня и исходной частоты с генератора 1 через регулируемый аттенюатор 2, замкнутый ключ 7 и головной телефон 5 доставляет соответствующий акустический звук к наружному слуховому проходу пациента 21 (У, рис.1) и вызывает деформацию сосудов, питающих слуховой аппарат.

Деформация сосудов приводит к изменению пульсовой характеристики сосудов мочки уха, что изменяет частоты сигнала на выходе регулируемых фильтров 12 и 13. На выходах частотных детекторов 14, 15 появляются сигналы, поступающие на первый вычислитель 16, с выхода которого измененный сигнал поступает на первый вход сравнивающего устройства 19. На второй вход сравнивающего устройства 19 поступает сигнал с устройства памяти 18, ранее зафиксированный при снятии пульса с сонной

артерии.

В этом случае на входах сравнивающего устройства окажутся сигналы: на первом – от мочки уха, на втором – сигнал от сонной артерии, модулированный акустическими колебаниями. На выходе сравнивающего устройства появятся напряжения разбаланса, которое приведет к изменению положения привода аттенюатора 20 и изменяя положение регулирующих органов регулируемого аттенюатора 2 до тех пор, пока не произойдет совпадение значений уровней сигналов, поступающих от мочки уха и устройства памяти на оба входа сравнивающего устройства.

Регистрация величин амплитуд и частот сигнала генератора 1 осуществляется измерителем уровня сигнала 3; измерителем частоты генератора 4; регистрирующим устройством 6.

Вычислителями 16 и 17 возможно проводить анализ структур спектра пульсовых сигналов (например, АЧХ, ФЧХ), характер которых соответствует определенной патологии.

По результатам спектрального анализа структуры пульса данный способ диагностики позволит повысить диагностическую информативность, оперативность измерений и проводить оториноларингологическую диагностику человеку любого возраста, а так же проводить длительный контроль даже при наличии у исследуемого некоторых патологий.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Наджимов О.К. Пульсовая диагностика. Руководство по диагностике и лечению. – М.: Изд-во «Профит Стай», 2004. 392 с.
2. Затолока П.А. Методы исследования слуха. Учебно-методическое пособие. – Минск: БГМУ, 2009. 16 с.
3. Климашов Б.М. Способ объективного исследования слуха и устройство его реализации, 1998 12 с.
4. Баскаков С.М. Радиотехнические цепи и сигналы. – М.: Высш.школа, 1983. 536 с.
5. Альтман Я. А., Таварткиладзе Г.А. Руководство по аудиологии – М. ДМК Пресс, 2003. 360 с.
6. Руленкова Л. И., Аудиология и слухопротезирование: Учеб. пособие для студ. высш. пед. учеб. заведений. — М.; Издательский центр «Академия», 2003. 208 с.

ОБ АВТОРАХ



Калик Анастасия Александровна, магистр каф. Электроники и биомедицинских технологий УГАТУ, диплом бакалавра по направлению подготовки «Биотехнические системы и технологии» (УГАТУ, 2015). Объективная диагностика слухового аппарата человека по его пульсу в современной аудиологии

e-mail: Kalik_A@mail.ru

УДК 612.8

НЕЙРОВИЗУАЛИЗАЦИОННЫЕ КОРРЕЛЯТЫ ТРЕВОЖНО-ДЕПРЕССИВНЫХ РАССРОЙСТВ И АГРЕССИВНОСТИ: РОЛЬ МИНДАЛИНЫ

Кашапов Ф. Ф., Хисматуллина З. Р.

Накопившиеся к настоящему времени экспериментальные и клинические данные позволяют считать бесспорным факт активного участия миндалевидного комплекса [МК].

в патогенезе тревожно-депрессивных расстройств, агрессивного поведения и эпилепсии. Миндалины – симметричный комплекс ядер в медиальных височных долях, она является центральным звеном в формировании аффективных процессов – восприятия, переживания и выражения эмоции. МК предоставляет эмоциональную оценку внешних сигналов [стимулов, обрабатывающихся на уровне коры] и информацию об основных мотивационных потребностях индивида. Стимулы, получившие эмоциональную окраску, лучше запоминаются. Кроме того, МК обеспечивает отслеживание опасности и реагирование, например, на мимическое выражение ярости. Негативно окрашенные настроения и эмоции (ярость, страх, горе) перерабатываются корой правого полушария при участии миндалевидного комплекса [Ньюкиркен Ч. 2009]. Некоторые авторы утверждают, что миндалина, возможно, осуществляет прямой контроль деятельности гипоталамуса и оказывает патогенетическое влияние на работу системы физиологического стресса [Tebartz van Elst et al. 2003]. Необходимо кратко рассмотреть анатомию МК, без которой будет не вполне ясен процесс реализации функциональных ролей этой уникальной структуры.

Амигдала – относительно небольшое [у человека 15мм/10 мм] образование, состоящее из нуклеоформных скоплений нейронов, слоистых структур и переходных между ними формаций. По мнению Калимуллиной Л.Б., это территория, на которой впервые на основании ядер начали появляться примитивные корковые формации, сейчас относящиеся к палеокортексу [Акмаев И. Г, Калимулина Л. Б. 1993]. В свете концепции Заварзина А.А. о двух основных принципах морфофункциональной организации серого вещества [ядерное и экранное], МК можно рассматривать, как переходную форму от хаотической цитоархитектоники к упорядоченной [Заварзин А.А. 1986]. В филогенезе амигдала проделала путь от небольшой, нечетко дифференцированной клеточной массы у миног [предшественник кортикомедиальной группы ядер] до отчетливо выделяемых двух больших ядерных групп млекопитающих с особо развитой базолатеральной группой [ввиду прогрессивного усложнения строения неокортекса].

На основе преимущественно функциональных различий Koikegami Н. в 1963г выделил две группы – базолатеральную [латеральное ядро, латеральная часть базального ядра] и кортикомедиальную [медиальное, кортикальное, центральное ядра и мелкоклеточная часть базального ядра]. Первая группа в опытах с электростимуляцией давала ответы, характерные для возбуждения парасимпатического отдела вегетативной нервной системы и экстрапирамидной системы, вторая – реакции, свидетельствующие о возбуждении симпатического отдела [Koikegami Н. 1963]. Zolovick A.J. выяснил, что базолатеральный отдел доминирует над кортикомедиальным, оказывая на него тоническое тормозное влияние, которое может модулироваться при стимуляции медиальной амигдалы или при разрушении базолатерального комплекса [Zolovick A.J. 1972]. В дальнейшем это было подтверждено Чепурновым С.А. [Чепурнов С.А., Чепурнова Н.Е. 1981] и Fonberg M. [Fonberg M. 1974]. Методы визуализации мозга, к сожалению, пока могут отобразить только целостную картину нейрональной активности амигдалы, но не особенности функции ее подъядер. [Adolphs R. 2003].

В числе наиболее хорошо изученных проявлений активности МК – обоснованное опасение [чувство страха] [Aupperle R.L. 2010, Davis M. 1992, LeDoux J. 1998], «выученная беспомощность» [Amat J. M.V.Baratta, E.Paul et al. 2005, Marier S.F. 2006], и разрушение «материнско-младенческой связи» [Pardo J.V, S.A.Sheikh, G.C.Schwindt et al. 2007]. Эксперименты на животных показали, что при разрушении этой связи появляются изменения на молекулярном уровне – модулируется амигдаллярная транскрипция к снижению экспрессии гуанилатциклазы 1 α 3 в латеральных и базальных подъядрах миндалины [Sabatini M.J. P.Ebert, D.A. Lewis et al. 2007], что у приматов в клинике проявляется усилением депрессии и тревоги [Harlow H.F. 1959., Harlow H.F. 1974].

Исследования на здоровых добровольцах также выявили связь миндалины [и сенсорной коры] с ощущением и восприятием эмоций [Canli T. 2005, Canli T. 2000,

Damasio A.R. 2000, Gotlib I.H. 2005, Hamann S.B. 1999, Morris J.S. 1999]. Оказалось, что аверзивные обонятельные и звуковые стимулы активизируют МК и ассоциативную сенсорную кору, изменяя региональный мозговой кровоток более, чем на 10% [Zald D.H. 1998, Zald D.H. 1997], причем это изменение коррелирует с аверсивным стимулом [Liotti M. 2000, Liberzon I. 2006, Mayberg H.S. 1999, Shin L.M. 1999]. Для депрессии специфичны изменения в амигдале, лобной коре и гиппокампе. Характер выявляемых изменений непостоянен. При монополярном депрессивном расстройстве в пожилом возрасте выявляются атрофия лобных долей и базальных ганглиев, при биполярном и униполярном аффективном расстройстве помимо атрофии гиппокампа, отмечаются изменения размера миндалины [Altschuler L.L. 1998, Aupperle R.L. 2010, Frodl T. et al. 2002, Sheline Y.I. 2001, Strakowski, S. M.1999].

Схожие данные были получены при депрессии у больных с височной эпилепсией и генерализованными фобиями [Brenner J.D. 2000, De Bellis 2001, Tebartz van Elst L 1999, Tebartz van Elst L. 2000, Tebartz van Elst, L. 2003]. Особый интерес, прежде всего в связи с полученными структурными данными об увеличении МК при униполярной и биполярной депрессии, представляет работа Drevets W.C. и сотрудников, которым удалось доказать усиление кровотока преимущественно в левой миндалине, как маркер состояния при семейной меланхолической депрессии [Drevets W.C. 2000]. Усиленный кровоток в миндалине сохранялся и после ремиссии депрессивного состояния; эти данные, по крайней мере принципиально, были подтверждены исследованиями другой рабочей группы [Abercrombie H. C., 1998].

Группа Drevets W.C. повторила свою работу и получила сходные результаты. Также было уточнено, что схожие данные были получены также при биполярной депрессии, но не при неспецифических депрессивных синдромах [Drevets W.C. 2002, Drevets W.C. 1998]. Далее, им удалось показать связь между усилением потребления глюкозы в миндалине и повышением уровня кортизола в крови. При депрессиях, помимо нарушений метаболизма в префронтальной и орбитофронтальной коре, отмечаются изменения в передней части поясной извилины, верхней височной извилине и МК [Beauregard M., 1998, Beauregard, M., 2001, Lane R.D. 1997, Soares J.C. 1997]. У пациентов с ларвированной депрессией при проведении фМРТ на фоне антидепрессивной терапии наблюдается увеличение интенсивности BOLD-сигнала [Blood Oxygenation Level Dependent] в области миндалины [Sheline YI et al. 2001].

Угнетение мозгового ответа на усложнение стимульного материала [интенсификация когнитивной нагрузки и формирование фрустрации] при проведении фМРТ у больных с депрессией обнаруживается билатерально: в телах хвостатых ядер [более выражено слева], в парагиппокампальных извилинах и миндалинах [ПБ 34, более выражено справа]. Изменение чувствительности импульсной последовательности градиентного эха к изменению оксигенации крови в указанных областях оказалось наиболее достоверным, согласно Whole-Brain – анализу. Ответ миндалины достоверно ниже, а интенсификация ответа хорошо видна в процессе терапии. Эффект научения исключен проведением нескольких фМРТ-сканирований в течение одного дня. Угнетение активности МК вплоть до «функционального выключения» в исследовании отмечалось примерно в равной степени у больных с депрессиями различного генеза [реактивной [F43], органической [F06], эндогенными [F31-33, F20, F25] [Труфанов Г.Е. 2015].

В одном из первых больших нейровизуализационных исследований мозга Hornig M. с соавторами использовали гексаметилпропаноламин при изучении регионального мозгового кровотока с помощью ОФЭКТ у пациентов с фармакорезистентными и нерезистентными депрессивными расстройствами. Исследование интересующего региона посредством многократного сравнения с общей мозговой корковой активностью показало гиперактивность амигдаларно-гиппокампальной области у пациентов с фармакорезистентными депрессивными расстройствами по сравнению с больными курабельными депрессиями [Hornig M. 1997]. Методами ПЭТ активность мозга можно

изучать не только в состоянии покоя, но при стимуляции мозговой деятельности.

В отечественном исследовании Г.Е.Труфанова и соавторов [ПЭТ с 18-фтордезоксиглюкозой] выявлен гипометаболизм в миндалинах у больных с фармакорезистентными депрессиями, как до лечения антидепрессантами, так и после лечения. В целом можно заключить, что по данным многочисленных исследований, патологические отклонения церебрального кровотока и уровня метаболизма глюкозы выявляются главным образом в различных областях префронтальной коры и лимбической системы [в т.ч. миндалине] как при униполярной, так и при биполярной депрессии. В исследованиях визуализации лигандов также есть определенные наработки. Состояние серотонинергической системы исследуют с помощью пробы с отменой триптофана. Синтез серотонина в нервной системе, как известно, зависит от присутствия триптофана. Эта незаменимая аминокислота является предшественником серотонина и поступает в организм только с пищей. В ходе пробы с помощью ПЭТ исследуют чувствительность серотонинергической системы к уменьшению поступления триптофана в пищеварительный тракт. При этом удалось показать, что у больных депрессией отмена триптофана приводит к ослаблению метаболизма в области таламуса, префронтальной коры [Bremner J.D, 1997], уменьшению кровотока в стволе мозга и миндалине.

Один из известных дофаминергических трактов берет начало в ядрах вентральных отделов крыши среднего мозга [*ventral tegmental area, VTA*], откуда иннервирует миндалину, прилежащее ядро и префронтальную кору. Исследования методом фМРТ очень популярны в экспериментах на здоровых испытуемых. Выявлено, что критически важными для обработки эмоционально значимой информации являются такие ареалы, как миндалина, островок, глазнично-лобная кора и таламус. Однако присутствие неконтролируемых в настоящее время привходящих переменных значительно осложняет применение метода у пациентов с психическими расстройствами и потому работ такого характера опубликовано немного [Keightley M. L., 2003]. Siegle и сотрудники [2002] показали, что пациенты с депрессией реагируют на предъявление эмоционально значимых слов отчетливо повышенной и пролонгированной активацией миндалины. Это согласуется с результатами ПЭТ-исследований [Drevets et al. 1999, Drevets 2002, Sheline 2001].

В исследованиях, когда сравнивались здоровые испытуемые и больные с биполярной депрессией при их погружении в печальное состояние показом соответствующего материала, выявлен сниженная активация в дорсолатеральной префронтальной коре и повышена активация в миндалине [Yurgelun-Todd, D. A., 2000]. Повышенная активность в миндалине в ответ на предъявление печальных зрительных стимулов является характерной и обнаруживается в большинстве исследований, проведенных на больных с депрессией [Drevets 1992, Drevets 2002, Sheline 2001, Thomas 2001, Siegle, G. J. & Hasselmo, M. E. 2002, Siegle, G. J. 2002, Siegle, G. J. 2002]. Следует отметить, что Thomas и сотрудники выявили такую реакцию у детей только при страхах, но не при депрессивных состояниях [Thomas K.M. 2001]. фМРТ-исследования, проведенные до и после применения антидепрессанта венлафаксина указывали на то, что после лечения у больных депрессией при положительной реакции на лечение происходит нормализация повышенной активности в миндалине [Sheline 2001]. Можно заключить, что во многих исследованиях было показано, что МК является центральным местом изменений, что подтверждается ПЭТ и структурной МРТ [Вальтер Х. 2010].

Агрессия не является самостоятельным психическим расстройством, более того, она может формой как нормального, так и патологического поведения. Одну из ключевых ролей в реализации агрессивного поведения играет амигдала. За регуляцию враждебного поведения у приматов отвечает правая орбитофронтальная кора, которая оказывает на него тормозящее действие. Орбитофронтальная кора имеет многочисленные связи с миндалевидным комплексом. В случае ее поражения или стимуляции переднемедиальных отделов височной области эмоции [гнев], которые генерируются миндалевидным телом и другими компонентами лимбической системы не подавляются и могут усиливать

агрессивность. В противном случае возникает пассивность, как при синдроме Клювера-Бюсси [Tonsgard J.H. 1987]. Повреждение височной области, особенно при локализации процесса в медиобазальных структурах левой гемисферы (миндалины, гиппокампа), может привести к эпилепсии. Медиальный височный склероз ассоциирован с височной эпилепсией. У детей с височной эпилепсией, особенно при локализации процесса в медиобазальных структурах, выявляется дисфункция структур, участвующих в регуляции агрессии. Причем агрессивное поведение наблюдается как при наличии, так и при отсутствии эпилепсии. Иногда агрессия оказывается ответной реакцией на страх и паранойю, также непосредственно связанный с миндалевидным комплексом. Tebartz van Elst и соавторы наблюдали интериктальное агрессивное поведение у 20% из 50 пациентов с височной эпилепсией и атрофией миндалевидного комплекса после перенесённого энцефалита. В другой группе [28%] отмечалась агрессия в сочетании с повреждением миндалевидного тела слева или периамигдаллярной области.

Большинство случаев эпилепсии, обусловленных резидуально-органическими нарушениями, относится к височно-долевым и в меньшей части к лобно-долевым с медиобазальной локализацией поражения, тесно примыкающей к ростральным медиобазальным отделам височной доли. Наиболее характерной находкой при хронических эпилепсиях является медиальный склероз височной доли. Это обусловлено тем, что при прохождении родовых путей матери этот отдел мозга вследствие деформации черепа выдавливается через отверстие в тенториуме мозжечка и при неблагоприятных родах ущемляется вместе с питающими его сосудами между краем твердой мозговой оболочки и средним мозгом с возникновением здесь очагов деструкции ишемии, кровоизлияний и отека. Это приводит к закладке здесь фокусов гипервозбужденных нейронов. Даже в норме образования гиппокампальной формации имеют самый низкий порог судорожной готовности [в 10 раз ниже, чем у сенсомоторной коры]. Вероятно, это связано с наличием здесь максимальной плотности специфически чувствительных к эпилептогенным влияниям калиевых мембранных каналов. В сочетании с высокой частотой повреждения это делает гиппокампальную формацию важнейшим поставщиком фокусов эпилептической активности. Вовлечение в процесс обонятельных систем и миндалины объясняет высокую частоту обонятельной ауры при эпилепсии. Даже если первичный очаг находится вне гиппокампальной формации, ее свойства приводят к тому, что любая афферентная гиперсинхронная стимуляция или непосредственное возбуждение будут потенцировать процессы возбуждения и способствовать их дальнейшему распространению. Отсюда известные эффекты вторичной темпорализации эпилептических приступов, имевших вначале невисочный или генерализованный характер, и в свою очередь тенденция к вторичной генерализации парциальных или комплексно-парциальных височных припадков. Очаги в миндалине обнаруживаются при простых парциальных припадках с обонятельными и вкусовыми симптомами, простых парциальных припадках с вертиiginозными симптомами, простых парциальных припадках с вегетативными симптомами, простых парциальных припадках с психопатологическими симптомами, комплексных парциальных припадках с нарушением сознания, комплексных парциальных припадках с автоматизмами, парциальных припадках развивающихся во вторично-генерализованные [Зенков Л.Р. 2010]. Таким образом, следует отметить несомненную важность, а по ряду мнений и центральную значимость миндалевидного комплекса в развитии указанных психопатологических расстройств. Вместе с тем возможности современной нейровизуализации пока не позволяют выделить разницу в активности разных подъядер и показывают только уровень возбуждения амигдалы в целом.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Акмаев И. Г., Каллимулина Л. Б. Миндалевидный комплекс мозга: функциональная морфология и нейроэндокринология. - М: Наука, 1993.

2. Заварзин А.А., Труды по теории параллелизма и эволюционной динамике тканей: к 100летию со дня рождения / А. А. Заварзин ; АН СССР, Науч. совет по пробл. цитологии, Инт цитологии. Ленинград: Наука. Ленинградское отделение, 1986.
3. Зенков Л.Р. // Клиническая эпидемиология. Москва: МИА, 2010.
4. Труфанов Г.Е. Нейровизуализация депрессивных расстройств. С. Петербург. 2015г
5. Чарльз Ньюкиктен «Детская поведенческая неврология», том 1. М.: «Теревинф» 2009.
6. Чепурнов С.А., Чепурнова Н.Е. Миндалевидный комплекс мозга. М.: МГУ, 1981.
7. Вальтер Х. «Функциональная визуализация в психиатрии и психотерапии» Москва. 2010г.
8. Abercrombie, H. C., Schaefer, S. M., Larson, L. L., Oakes, T. R., Lindgren, K. A., Holden, J. E., Perlman, S. B., Turski, P. A., Kraha, D. D., Benca, R. M., & Davidson, R. J. Metabolic rate in the right amygdala predicts negative affect in depressed patients. *NeuroReport*, 1998.
9. Adolphs, R. Is the human amygdala specialized for processing social information? / R. Adolphs // *Ann. N.Y. Acad. Sci.* - 2003.
10. Altschuler L.L. Amygdala enlargement in bipolar disorder and hippocampal reduction in schizophrenia: an MRI study demonstrating neuroanatomic specificity / L.L. Altschuler, G. Bartzokis, T. Grieder et al // *Arch. Gen. Psychiatry*. – 1998.
11. Amat J. Medial prefrontal cortex determines how stressor controllability affects behavior and dorsal raphe nucleus/ J. Amat, M.V. Baratta, E. Paul et al. // *Nat. Neurosci.* - 2005.
12. Aupperle R.L. Neural systems underlying approach and avoidance in anxiety disorders / R.L. Aupperle, M.P. Paulus // *Dialogues in clinical neuroscience*. – 2010.
13. Beauregard, M., Leroux, J. M., Bergman, S., Arzoumanian, Y., Beaudoin, G., Bourgouin, P., & Stip, E. The functional neuroanatomy of major depression: An fMRI study using an emotional activation paradigm. *NeuroReport*. 1998.
14. Beauregard, M., Levesque, J., & Bourgouin, P. Neural correlates of conscious self-regulation of emotion. *Journal of Neuroscience*. 2001.
15. Brenner J.D. / Hippocampal volume reduction in major depression J.D. Brenner, M. Narayan, E. R. Anderson. et al // *Am. J. Psychiatry*. – 2000.
16. Canli T. Amygdala reactivity to emotional faces predicts improvement in major depression / T. Canli, R.E. Cooney, P. Goldin et al. // *Neuroreport*. - 2005.
17. Damasio A.R. Subcortical and cortical brain activity during the feeling of self-generated emotions / A.R. Damasio, T.J. Grabowski, A. Bechara et al // *Nat Neurosci.* – 2000.
18. Davis M. The role of the amygdala in fear and anxiety/ M. Davis // *Annu. Rev. Neurosci.* – 1992.
19. De Bellis, M.D., Hall, J., Boring, A.M. A pilot longitudinal study of hippocampal volumes in pediatric maltreatment-related posttraumatic stress disorder. *Biol. Psychiatry*, 2001.
20. Drevets W.C., Videen T.O., Price J.L., Preskorn S.H., Carmichael S.T., Raichle M.E. / A functional anatomical study of unipolar depression. // *Journal of Neuroscience*. 2000.
21. Drevets W.C. Functional neuroimaging correlates of antidepressant drug treatment assessed using PET measures of regional glucose metabolism / W.C. Drevets, W. Bogers, M.E. Raichle // *Eur. Neuropsychopharmacol* 2002.
22. Frodl T., Meisenzahl E., Zetzsche T. et al. Enlargement of the amygdala in patients with a first episode of major depression. *Biol. Psychiatry*. 2002.
23. Fonberg M. Amygdala functions within the alimentary system // *Acta Neurobiol. Exp.* 1974.
24. Gotlib I.H. Subdual anterior cingulate activation to valenced emotional stimuli in major depression / I.H. Gotlib, H. Sivers, J.D. Gabrieli. // *Neuroreport*. – 2005.
25. Harlow H.F. Induced depression in monkeys / H.F. Harlow, Suomi S.J. // *Behav. Biol.* – 1974.
26. Hamann S.B. Normal recognition of emotional similarity between facial

- expressions following bilateral amygdala damage / S.B.Hamann, Adolphs R. // *Neuropsychologia*. – 1999.
27. Hornig M. HMPAO SPECT brain imaging in treatment-resistant depression / M. Hornig, P.D. Mozley, J.D. Amsterdam // *Prog. Neuropsychopharmacology Biol. Psychiatry*. – 1997.
28. Keightley, M. L., Winocur, G., Graham, S. J., Mayberg, H. S., Hevenor, S. J., & Grady, C. L. An fMRI study investigating cognitive modulation of brain regions associated with emotional processing of visual stimuli. *Neuropsychologia*. 2003.
29. Koikegami H. Amygdala and other related limbic structures experimental studies on the anatomy and functions. *Acta Medica Biol. (Niigata)* 1963.
30. Lane R.D. Neuroanatomical correlates of happiness sadness and disgust / R.D. Lane, E.M. Reiman, G.L.Ahern et al // *Am. J. Psychiatry*. – 1997.
31. LeDoux J. Fear and the brain: Where have we been, where are we going? *Biol.Psychiatry* 1998.
32. Liotti M. Differential limbic-cortical correlates of sadness and anxiety in healthy subjects implications for affective disorders / M.Liotti, H.S.Mayberg, // *Biol. Psychiatry*.- 2000.
33. Liberzon I. Neuroimaging studies of emotional responses in PTSD / I. Liberzon, B. Martis // *Ann. N. Y. Acad. Sci.* – 2006.
34. Marier S.F. Behavioral control the medial prefrontal cortex and resilience / S.F.Maier, J.Amat, M.V.Baratta et al. // *Dialogues Clin. Neurosci.* – 2006.
35. Mayberg H.S. Reciprocal limbic-cortical function and negative mood converging PET findings in depression and normal sadness / H.S.Mayberg, M.Liotti, // *Am. J. Psychiatry*. - 1999.
36. Morris J.S. Saying it with feeling neural responses to emotional vocalizations / J.S.Morris, S.K.Scott, R.J.Dolan // *Neuropsychologia*. – 1999.
37. Pardo J.V. Functional Neuroimaging in Treatment-Resistant Depression / J.V.Pardo, S.A.Sheikh, G.C.Schwindt et al. // *Depression Mind and Body*. – 2007.
38. Sabatini M.J. Amygdala gene expression correlates of social behavior in monkeys experiencing maternal separation / M.J.Sabatini, P.Ebert, D.A. Lewis et al. // *J.Neurosci*.- 2007.
39. Sheline Y.I. Increased amygdala response to masked emotional faces in depressed subjects resolves with antidepressant treatment an fMRI study // *Biol. Psychiatry*. – 2001.
40. Shin L.M. Regional cerebral blood flow during script-driven imagery in childhood sexual abuse-related PTSD: a PET investigation / L.M.Shin, R.J. McNally, // *Am. J. Psychiatry*. - 1999.
41. Siegle, G. J. & Hasselmo, M. E. Using connectionist models to guide assessment of psychological disorder. *Psychological Assessment*. 2002.
42. Soares JC, Mann JJ The functional neuroanatomy of mood disorders. *J Psychiatr Res*. – 1997.
43. Strakowski, S. M., DelBello, M. P., Sax, K. W., Zimmerman, M. E., Shear, P. K., Hawkins, J. M., & Larson, E. R. Brain magnetic resonance imaging of structural abnormalities in bipolar disorder. *Archives of General Psychiatry*.1999.
44. Tebartz van Elst L, Woermann F.G., Lemieux L., Trimble M.R. Amygdala enlargement in dysthymia – a volumetric study of patients with temporal lobe epilepsy. *Biol. Psychiatry*. – 1999.
45. Thomas K.M., Drevets W.C., Whalen P.J., Eccard C.H., Dahl R.E., Ryan N.D., Casey B.J. / Amygdala response to facial expressions in children and adults // *Biol. Psychiatry*. – 2001.
46. Tonsgard J.H., Harwicke N., Kluver-Bucy syndrome in children. *Pediatr. Neurol* 1987.
47. Tebartz van Elst et al / Frontolimbic brain abnormalities in patients with borderline personality disorder: A volumetric magnetic resonance imaging study. *J. Biological Psychiatry* 2003

48. Yurgelun-Todd, D. A., Gruber, S. A., Kanayama, G., Killgore, W. D., Baird, A. A., & Young, A. D. fMRI during affect discrimination in bipolar affective disorder. *Bipolar Disorders*. 2000.
49. Zald D.H. Aversive gustatory stimulation activates limbic circuits in humans / D.H. Zald, J.T. Lee, K.W. Fluegel et al. // *Brain*. – 1998.
50. Zald D.H. Emotion, olfaction, and the human amygdala amygdala activation during aversive olfactory stimulation / D.H.Zald, J.V.Pardo // *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*. – 1997.
51. Zolovick A.J. Effects of lesions and electrical stimulation of the amygdala on hypothalamic-hypophyseal regulation / *Neurobiology of the amygdala*. -N.Y.: Plenum Press, 1972.

ОБ АВТОРАХ



Кашапов Феликс Фаритович, аспирант кафедры биологии БГУ.

e-mail: felixkashapov@mail.ru



Хисматуллина Зухра Рашидовна, заведующая кафедрой биологии БГУ, доктор биологических наук, профессор

e-mail: hismatullinazr@mail.ru

УДК 616-71

РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ ЭКСПРЕСС ДИАГНОСТИКИ «*HELICOBACTERPYLORI*»

Нафикова Р. М., Уразбахтина Ю. О.

Helicobacter pylori — спиралевидная грамотрицательная бактерия, около 3 мкм в длину, диаметром около 0,5 мкм. Она обладает 4–6 жгутиками и способностью чрезвычайно быстро двигаться даже в густой слизи или агаре. Она микроаэрофильна, то есть требует для своего развития наличия кислорода, но в значительно меньших концентрациях, чем содержится в атмосфере[1].

Существует два метода диагностики *Helicobacter pylori*: инвазивный и неинвазивный[2].

1. Инвазивный метод заключается в применении фиброгастроуденоскопии и отщипе части слизистой желудка или 12-ти перстной кишки (биопсия). Биоптат используют для бактериологического, гистологического, молекулярного исследования и для быстрого уреазного теста. Важно, что биоматериал при биопсии берется из разных частей желудка с целью уменьшения риска диагностических ошибок.

2. Бактериологический метод заключается в посеве добытого материала слизистой оболочки на дифференциально-диагностическую среду.

3. Морфологический (гистологический) анализ позволяет благодаря специальным окраскам непосредственно увидеть бактерию. Такой метод обеспечивает достаточно высокий процент микроскопической идентификации бактерий.

4. Уреазный тест на хеликобактер определяет уреазную активность *Helicobacter pylori*.

5. При неинвазивных методах можно использовать для анализов кровь, слюну, зубной налёт, мокроту, кал, а также выдыхаемый воздух.

6. Дыхательный уреазный тест на хеликобактер показывает реакцию на присутствие мочевины в выдыхаемом воздухе с использованием изотопов углерода.

7. Серологический метод основывается на выявлении *antiHelicobacter pyloriIg G* и *A* в сыворотке крови.

8. Иммунологическая диагностика позволяет определить антитела разных классов. Одним из самых простых в исполнении является иммуноферментный анализ, который помогает выявить специфические антитела к *Helicobacter pylori* Ig G не только в разгар заболевания, но и в период ремиссии. Антитела этого класса можно выявить спустя 21 - 28 дней после заражения. Также этот метод применяют для проверки эффективности проведения медикаментозного лечения.

В комплексе с серологическим анализом проводят гистологическое исследование и ПЦР (анализ кала, слюны, зубного налёта методом полимеразной цепной реакции, чтобы выявить ДНК бактерии).

К сожалению, ни один из методов диагностики хеликобактерной инфекции не является полностью достоверным и защищенным от диагностических ошибок и неудач, поэтому врач может назначить сразу два разных анализа. В частности, результативность биопсии в диагностике хеликобактерной инфекции зависит от места взятия биоптата, поэтому при эндоскопическом исследовании обязательно взятие биоптатов из разных мест слизистой желудка, что может привести к заражению через медицинский инструмент. Тесты на наличие антител к антигенам хеликобактера имеют малую чувствительность всего лишь от 76 до 84 %. Некоторые лекарства могут повлиять на активность уреазы, продуцируемой хеликобактером, в результате чего при исследовании уреазной активности при помощи меченой мочевины могут получиться ложноотрицательные результаты.

Поэтому весьма актуальным является построение информационно-измерительной системы для экспресс - диагностики хеликобактерной инфекции, которая позволит выявлять наличие инфицирования вышеуказанной бактерией на ранних стадиях развития заболеваний.

Газоаналитический метод обладает несколькими неоспоримыми преимуществами по сравнению с методами, перечисленными выше. Он неинвазивен, что во много раз снижает требования к стерилизации, а также исключает возможность заражения пациента через медицинский инструмент. Благодаря простоте конструкции устройства и удобству в его обслуживании данный метод позволяет быстро устанавливать прибор в кабинете врача-гастроэнтеролога с минимальными затратами, либо делать прибор мобильным для проведения экспресс - диагностики [3].

Методика исследования заключается в следующем. Вначале измеряется концентрация аммиака без внешних воздействий. Таким образом, измеряется фоновая концентрация газа в естественных условиях. После этого пациент принимает раствор мочевины. Повышение концентрации мочевины в желудке приводит к повышению концентрации образующегося аммиака. По истечении нескольких минут концентрация аммиака измеряется повторно. При значительном изменении концентрации газа диагностируется поражение слизистой оболочки желудка штаммом *Helicobacter Pylori* [4].

Предлагаемое устройство состоит из трех основных узлов: блока полупроводниковых датчиков, многоканального АЦП и микроконтроллера.



Рис. 1. Структурная схема информационно-измерительной системы

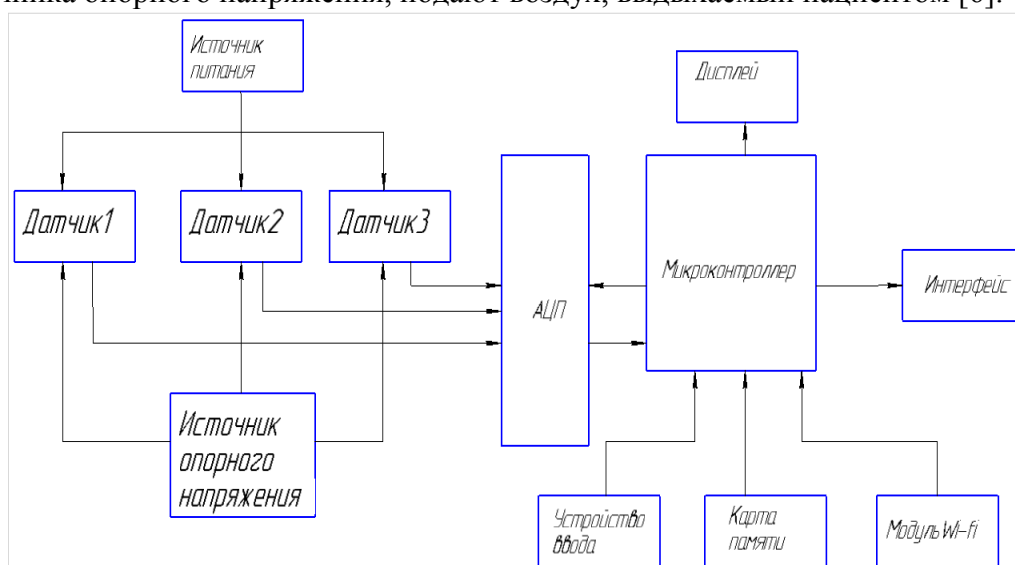
В блоке датчиков 1 располагаются несколько полупроводниковых датчиков, чувствительных к разным газам. Показания датчиков фиксируются многоканальным АЦП 2, и затем передаются микроконтроллеру 3. Последний производит анализ полученных данных и корректирует показания основного (имеющего наибольшую чувствительность к аммиаку) датчика.

Процедура анализа состоит из двух этапов [5]. На первом этапе производится «холостая проба» – анализ выдыхаемого пациентом воздуха без каких-либо внешних воздействий на среду желудка. Показания датчиков фиксируются, и принимаются за опорную точку измерения. На втором этапе пациент принимает раствор мочевины, и по истечении 5–7 мин производится повторный замер концентрации аммиака в выдыхаемом воздухе. Микроконтроллер вычисляет изменение концентрации относительно опорной и на основании этой разности формирует заключение о наличии либо отсутствии инфекции *Helicobacter pylori*.

Одним из основных элементов измерительной системы для экспресс -диагностики хеликобактериоза является полупроводниковый датчик «с нагретым проводником» (*hotwire*). Большинство полупроводниковых датчиков имеют в своем составе резистивный элемент, сопротивление которого изменяется при воздействии газа, к которому чувствителен датчик. Это позволяет легко получить в качестве выходной величины напряжение, если применить мостовую схему включения датчика.

Нагретый проводник (обычно изготавливаемый из платины) покрыт полупроводниковым компаундом, поверх которого наносится слой катализатора. При попадании газа на катализатор происходит эндотермическая реакция, вызывающая охлаждение полупроводника, и, следовательно, изменение его сопротивления. Разогрев катализатора ускоряет течение реакции и улучшает чувствительность датчика.

Устройство работает следующим образом. В измерительную камеру с датчиками 1, 2, 3, нагреватели которых питаются от источника питания, а чувствительные элементы - от источника опорного напряжения, подают воздух, выдыхаемый пациентом [6].

Рис. 2. Структурная схема предлагаемого прибора для экспресс диагностики *Helicobacter pylori*.

Датчики формируют электрический сигнал, пропорциональный концентрациям составляющих газовой смеси, поступающий на входы аналогово-цифрового преобразователя (АЦП). Коды, пропорциональные концентрациям составляющих газовой смеси, поступают с выхода АЦП на вход микроконтроллера, который осуществляет коррекцию показаний основного датчика по показаниям вспомогательных датчиков. Параметры измерения и команды системе вводятся с устройства ввода. Результаты измерений отображаются на дисплее. Устройство может передать результаты измерения по интерфейсу либо сохранить их на карту памяти при ее наличии в слоте. Модуль *Wi-Fi* обеспечивает беспроводную связь устройства с принтером, телефоном, компьютером.

Рассмотрим зависимость показаний датчика *TGS2620* от величин температуры и влажности.

Он предназначен для преобразования величины концентрации паров органических растворителей в величину постоянного напряжения, пропорциональную содержанию исследуемого компонента (этанола, метанола) в воздухе измеряемой области.

Для получения наиболее точных результатов следует устанавливать напряжение в соответствии с документацией на датчик, а также сохранять температуру и влажность неизменным при каждом изменении, либо учитывать изменение этих величин и корректировать вносимую этим именем погрешность[7].

Преимущества сенсора *TGS2620* – это высокая чувствительность к парам органических растворителей (этанол, метанол) и алкоголю, низкая стоимость, низкое энергопотребление.

Недостатки - это ограниченный срок служб и уменьшение чувствительности с течением времени. Кроме того, ряд газов и паров могут отравлять сенсор.

Повысить точность измерений можно с помощью явления перекрестной чувствительности.

Перекрестная чувствительность это, когда датчик, рассчитанный на измерение своих характеристик при воздействии определенного газа, также изменяет характеристики при воздействии другого газа. Влияние газообразных химических веществ на показания прибора особенно актуально в клинических условиях, где часто используют легко испаряющиеся дезинфицирующие вещества.

Для уменьшения погрешности измерения необходимо применить несколько датчиков, чувствительных к разным газам. Это позволит корректировать показания системы при воздействии сторонних газов, а также информировать персонал о снижении качества показаний датчиков или выходе их из строя.

Предложенная информационно-измерительная система позволит производить неинвазивную диагностику бактериального заражения, что исключит возможность заражения через медицинский инструмент. Разрабатываемое устройство может быть выполнено мобильным, и может использоваться как в амбулаторных условиях, так и на дому. Система может быть оборудована *USB*-портом, а также беспроводными интерфейсами, что позволит собирать статистику проводимых исследований с помощью ПК, в т. ч. дистанционно [8].

Достоинства метода диагностики хеликобактериоза с помощью нового прибора: метод неинвазивный, простой в исполнении, не требует высокой квалификации персонала, быстрый (выполняется в течение 10 минут), безопасный и комфортный для обследуемого пациента.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ:

1. Википедия «*Helicobacter pylori*» [Электронный ресурс].–Режим доступа: https://ru.wikipedia.org/wiki/Helicobacter_pylori
2. Справочник заболеваний в области живота их лечения и профилактики «**GASTROS.RU**» [Электронный ресурс].–Режим доступа: <http://gastros.ru/helicobacter-pylori>

3. Методы диагностики хеликобактериоза / Под ред. А. В. Козлова, В. П. Новиковой. СПб.: Диалектика, 2008. 88 с.
4. Матанцев А. Б., Уразбахтина Ю.О, Ясовеев В.Х., Система неизвазивной диагностики хеликобактериоза // Вестник УГАТУ 2014 Т.18, №2(63).С.69-73
5. Матанцев А. Б., Тимофеев А. О. Система диагностики поражения слизистой оболочки желудка штаммом *Helicobacter pylori* // Тинчуриские чтения: 7-я Междунар. мол.науч. конф. (Казань, 25–27 апр. 2012). Казань: КГЭУ, 2012. С. 163–164.
6. «Способ диагностики *helicobacter pylori* и устройство для его реализации» [Электронный ресурс].–Режим доступа: <http://www.freepatent.ru/patents/2593008>
7. Sensorgas.ru «Датчик TGS262»[Электронный ресурс].–Режим доступа: <http://www.sensorgas.ru/tgs2620>
8. Матанцев А. Б., Уразбахтина Ю. О., Ясовеев В. Х. Система диагностики хеликобактерной инфекции // Высокие технологии, фундаментальные и прикладные исследования в физиологии и медицине: 5-я Междунар. науч.- практ. конф. (Санкт-Петербург, 14–15 нояб. 2013). СПб.: СПбГПУ, 2013. С. 142–143.

ОБ АВТОРАХ



Нафикова Розалия Марселевна, студент группы БТС-403, факультета авионики, энергетики и инфокоммуникаций, кафедры ЭиБТ.

e-mail: rozaliya.nafikova.96@mail.ru



Уразбахтина Юлия Олеговна, декан факультета авионики, энергетики и инфокоммуникаций.

e-mail: urjuol@mail.ru

УЛЬТРАСТРУКТУРНЫЕ ОСОБЕННОСТИ НЕЙРОНОВ АМИГДАЛЫ ПРИ ДЕФИЦИТЕ ПОЛОВЫХ ГОРМОНОВ У КРЫС С ПОВЫШЕННОЙ СУДОРОЖНОЙ ГОТОВНОСТЬЮ

Садртдинова И. И., Хисматуллина З. Р.

Введение. В последнее время весьма актуальной и мало исследованной областью в клинической и экспериментальной эпилептологии является системная эндокринологическая регуляция возникновения абсансных приступов (Лекомцева Е.В., 2006; Толмачева Е.А., 2006; Bazyan A.S., van Luijtelaaar G., 2013).

Эстрогеновые рецепторы выявлены экспериментальным путем во множестве подкорковых образований, локализованных преимущественно в отделах лимбической системы мозга (Karciski S. et al., 2005; Mikkonen K., Tauboll E., 2005). Научные и клинические исследования показывают, что среди структур, реагирующих на изменение гормонального фона, выделяют две наиболее важные, участвующие в патогенетических механизмах многих заболеваний, в том числе в патогенезе эпилепсии - миндалевидный комплекс мозга (амигдала) и гиппокамп (Carçak N. et al., 2014; McHugh M.J. et al., 2014; Wu T. et al., 2014). Одной из зон полового диморфизма на переднем отделе амигдалы является переднее кортикальное ядро (COa). В связи с тем, что вопрос об ультраструктурных перестройках, происходящих в нейронах COa под влиянием половых гормонов до конца не изучен, целью нашего исследования стало выявление ультраструктурных особенностей нейронов переднего кортикального ядра амигдалы крыс с повышенной судорожной готовностью в норме и при дефиците женских половых гормонов.

Материалы и методы исследования. Исследование выполнено на половозрелых самках крыс линии WAG/Rij, массой тела 200-220 г в возрасте 6 месяцев (n=9). Крысы содержались в условиях вивария биологического факультета Башкирского государственного университета, характеризующихся постоянством комнатной температуры (20-22 °C) и уровнем влажности. Животные находились в стандартных пластмассовых клетках по 3-4 особи. Еду и питье животные получали *ad libitum*. Содержание животных и все экспериментальные манипуляции осуществляли в соответствии с «Правилами проведения работ с использованием экспериментальных животных», утвержденными приказом МЗ СССР от 12.08.1977 г.

Материал для электронно-микроскопических исследований был взят в двух группах: у крыс группы контроль и у крыс после овариоэктомии. Хирургическую овариоэктомию проводили под эфирным наркозом по общепринятой методике (Кабак Я.М., 1968). Нами проводился количественный анализ нейронов с различными типовыми формами морфологической изменчивости, отражающие степень функциональной активности при разных уровнях половых гормонов.

Результаты исследования и их обсуждение. Исследование морфофункционального состояния нейронов COa проводили на микрофотографиях при увеличении от x4000 до x15000. Всего было проанализировано 75 нейронов у крыс группы контроль и у овариоэктомизированных самок – 29.

При электронно-микроскопическом исследовании COa нами обнаружены следующие формы морфологической изменчивости нейронов в зависимости от степени хромофилии их цитоплазмы (Лютикова Т.М., 1980): нормохромные, гипохромные, гиперхромные и пикноморфные клетки.

В контрольной группе доля нормохромных нейронов от нейрональной популяции составляла 58 %, гиперхромных – 21%, гипохромных – 16%, пикноморфные были единичными (5%). Таким образом, большинство нейронов были нормохромными с

типичной для них цитоплазмой, которая не претерпевала сильных изменений.

Электронно-микроскопические исследования показали, что у самок группы контроль ультраструктура нейронов и его субклеточная организация характеризуется высокой структурно-функциональной активностью. Нейрон окружен сплошной плазматической мембраной, которая четко определяет его границы. Нейроны имеют овально-округлую форму с отходящими в разные стороны отростками (Рис. 1). Ядра клеток – крупные, ядерная оболочка состоит из двух мембран – внутренней и наружной, разделенных перинуклеарным пространством шириной 50-150 нм. Ядрышко компактное, с преимущественно гранулярным компонентом, имеющее, как правило, эксцентричное положение в ядре. Кариолемма имеет поры и образует незначительные инвагинации. Хроматин мелкозернистый, с формированием рыхлых гранулярных скоплений в центре и более плотных на периферии ядра. Хроматин ядра представлен гетеро- и эухроматином. Скопления гетерохроматина наблюдались в ядре гиперхромного нейрона. А эухроматин располагался в местах разряжения матрикса. Небольшое количество рибосом прикрепляется к наружной поверхности ядерной оболочки.

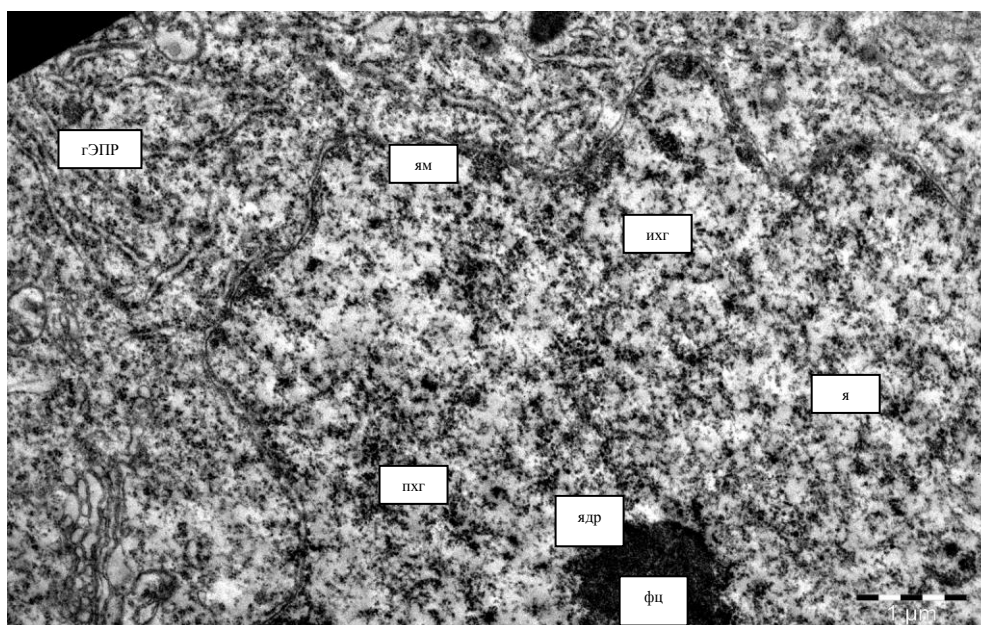


Рис. 1. Ультраструктура нормохромного нейрона переднего кортикального ядра (контрольная группа). Электронная микрофотография: я – ядро; ям – ядерная мембрана; ядр – ядрышко; фц – фибриллярный центр; ихг – интерхроматиновые гранулы; пхг – перихроматиновые гранулы; гЭПР – гранулярный эндоплазматический ретикулум.

Цитоплазма нейронов *СОа* крысы богата органеллами. Особенно хорошо видны все входящие в состав ядерного матрикса и гиалоплазмы структуры в гипохромных нейронах, т.к. они электронно-прозрачны. Митохондрии многочисленны, овальной и круглой формы, преимущественно мелких и средних размеров. Эндоплазматический ретикулум (ЭПР) хорошо развит и представлен широкими, лежащими почти параллельно цистернами, разделенными одинаковыми промежутками, с содержанием на наружной поверхности умеренного количества связанных рибосом. В некоторых клетках рибосомы образуют группы – полисомы и находятся вблизи ядерной оболочки. Кроме того, хорошо развит комплекс Гольджи (КГ), представленный как пластинчатыми структурами, так и большим количеством крупных и мелких вакуолей.

После овариэктомии количество нормохромных и гиперхромных нейронов снизилось по сравнению с контрольной группой и составило 20% и 10 %, соответственно. Однако увеличилась доля гипохромных нейронов до 40 %, а пикноморфных до 30 %. Таким образом, большинство нейронов были гипохромными и пикноморфными.

Нами установлено наличие изменений ультраструктур ядерного и энергетического аппаратов клетки, КГ и других органелл цитоплазмы. Среди измененных нейроцитов отмечали два основных типа: умеренно измененные и нейроны со значительными деструктивными изменениями. Последние были представлены сморщенными нейронами, в которых обнаруживаются вакуолизация, разрушение ядра и цитоплазматических органелл.

Клеточное ядро умеренно измененных клеток - светлое, богатое эухроматином, в нем наблюдается увеличение размеров ядрышка и его смещение к кариолемме. Ядрышко крупное, сферической формы, расположено эксцентрично. На поверхности ядрышка располагается сателлит ядрышка. С внутренней стороны кариолеммы наблюдается скопление гранул рибонуклеопротеинов (РНП), а также их выход в цитоплазму, свидетельствующее о высокой метаболической активности ядра (Рис. 2). Возможно, это связано с необходимостью устранения возникших повреждений в цитоплазме. Кроме того, происходит возрастание складчатости ядерной оболочки и увеличение числа открытых ядерных пор, через которые возможен выход гранул РНП в цитоплазму и разрушение наружной мембраны. Прослеживаются плотные контакты между наружной ядерной мембраной и митохондриями, что указывает на напряженное функциональное состояние клетки и повышение активности нуклеопротеинового синтеза, а также между митохондриями и КГ, что у А.А. Маниной (1971) трактуется как повышенная потребность ядра и других органелл в энергии в виде аденозинтрифосфорной кислоты (АТФ). В некоторых нейронах цистерны КГ приобретают изогнутый вид, т.е. он становится кольцевидным. Часто в нейронах овариэктомированных крыс встречаются деструктивно измененные КГ: цистерны местами расширены, фрагментированы, деструктивно изменены.

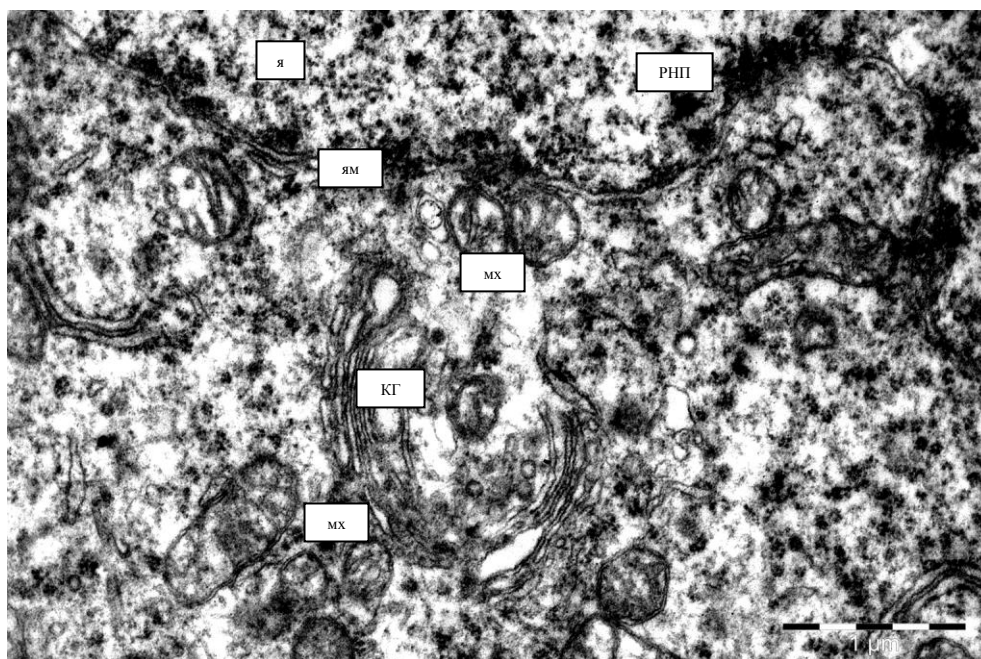


Рис. 2. Ультраструктура участка гипохромного нейрона СОа крыс линии WAG/Rij после овариэктомии. Деструктивно измененный комплекс Гольджи. Электронная микрофотография: я – ядро; ям – ядерная мембрана; РНП – рибонуклеопротеиновые гранулы; мх – митохондрия; КГ – комплекс Гольджи.

Основная масса рибосом была представлена в цитоплазме в виде полисом, но встречались и отдельно расположенные рибосомы. Обилие полисом показывает активизацию процессов трансляции. Отмечали расширение цистерн гранулярного ЭПР, умеренное набухание митохондрий. Поскольку для большинства процессов,

происходящих в клетке требуется энергия, многие митохондрии находились в состоянии гиперфункции – усилении выработки энергии, т.е. происходили процессы авторегуляции клеткой энергетических затрат (Манина А.А., 1971). В целом, клетки содержали как неизменные морфологически митохондрии, так и измененные. Зарегистрировано образование значительного количества лизосом в различных функциональных состояниях, в том числе фаголизосом и липофусциновых телец.

Заключение. Итак, проведенный нами анализ ультраструктурных перестроек нейронов СОа после овариоэктомии свидетельствует о наличии в них качественных и количественных изменений, как в ядре, так и в органеллах цитоплазмы. Большую часть клеточной популяции в контрольной группе занимали нормохромные нейроны. Наблюдаемые морфологические изменения после овариоэктомии указывают на мобилизацию энергетических ресурсов и повышение функциональной деятельности нейрона, которые связаны с нуклеопротеиновым синтезом, что является проявлением развития приспособительно-компенсаторных реакций в рассматриваемых клетках и обеспечивает адаптацию нейронов к дефициту гормонов, т.е. идет процесс восстановления. Вместе с тем, в некоторых нейронах прослеживается процесс деструкции.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Кабак Я.М. Практикум по эндокринологии. – М.: Изд-во МГУ, 1968. – 275 с.
2. Лекомцева, Е.В. Патогенетические механизмы участия гиппокампальной формации и стриарного комплекса при нарушениях центральной нейроэндокринной регуляции / Е.В. Лекомцева // Український медичний часопис. - 2006. - №2. – С. 57-64.
3. Лютикова, Т. М. Дополнение к анализу состояния нейронов при экспериментальной интоксикации / Т. М.Лютикова // Тез. докл. обл. научн.-практ. конф. по изобрет. и рационализации в медицине. — Омск, 1980. С. 43–44.
4. Манина, А. А. Ультраструктурные изменения и репаративные процессы в центральной нервной системе при различных воздействиях / А. А. Манина. – Л.: Медицина, 1971. – 200 с.
5. Толмачева, Е.А. Роль половых стероидов в регуляции спайк-волновой активности у крыс линии WAG/RIJ: автореф. ...дис. канд. биол. наук : 03.00.13 / Толмачева, Елена Александровна. – М., 2006. - 24 с.
6. Bazyan, A. S. Neurochemical and Behavioral Features in Genetic Absence Epilepsy and in Acutely Induced Absence Seizures / A. S. Bazyan, G. van Luijtelaaar // Neurology. - 2013. - 48 pp.
7. Carçak, N. The effect of amygdala kindling on neuronal firing patterns in the lateral thalamus in the GAERS model of absence epilepsy / N. Carçak, T. Zheng, I. Ali et al. // Epilepsia. – 2014. – Vol. 55, № 5. – P. 654-665.
8. Karceski, S. Treatment of epilepsy in adults: expert opinion / S. Karceski, M.J. Morrell, D. Carpenter // Epilepsia & Behavior. - 2005. – P.1-17.
9. Mikkonen, K. High prevalence of polycystic ovary syndrome in women who started valproate treatment for epilepsy at young age / K. Mikkonen, E. Tauboll // Epilepsia. – 2005. – Vol. 46, №8. – P. 213.
10. McHugh, M. J. Cortico-amygdala coupling as a marker of early relapse risk in cocaine-addicted individuals / M. J. McHugh, C. H. Demers, B. J. Salmeron et al. // Frontiers in psychiatry. – 2014. – Vol. 5, №.16.– P. 1-13.
11. Wu, T. Pharmacodynamic and pharmacokinetic interactions of perampanel and other antiepileptic drugs in a rat amygdala kindling model / T. Wu, Y. Nagaya, T. Hanada // Seizure. – 2014. – Vol. 23, №. 9. – P. 732-739.

ОБ АВТОРАХ



Садртдинова Индира Илдаровна, кандидат биологических наук, старший преподаватель кафедры физиологии человека и зоологии БашГУ. Научные направления: морфофункциональные особенности миндалевидного комплекса мозга при эпилепсии.

e-mail: indira.ildarovna@mail.ru



Хисматуллина Зухра Рашидовна, доктор биологических наук, зав. кафедрой физиологии человека и зоологии, профессор кафедры. Научные направления: Фундаментальные закономерности деятельности и прикладные аспекты исследований мозга.

e-mail: hismatullinazr@mail.ru

УДК 612.451-073.75

ПОДХОДЫ ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКИ В ОТНОШЕНИИ ОБЪЕМНЫХ ОБРАЗОВАНИЙ НАДПОЧЕЧНИКОВ.

Шингареева Л. А., Байков Д. Э., Калачева Э. И., Гимазиев Д. Р.

В эндокринологии болезни диффузной нейроэндокринной системы занимают ведущее место по своей распространенности. Патология встречается у 25% взрослого населения земного шара [1]. Функционально активные опухоли, как правило, имеют злокачественное течение, нередко обладают высоким пролиферативным потенциалом, а их клинические проявления определяются синдромами гиперпродукции регуляторных пептидов, которые развиваются у данной категории больных [2,3]. Факторы риска заболеваний объемных образований разнообразны, включает в себя: курение, ожирение, чрезмерное потребление животных жиров, отягощенный анамнез и др. Ранняя диагностика позволяет добиться значительного улучшения отдаленных результатов лечения у этих пациентов. По некоторым данным, пятилетняя выживаемость пациентов с мелкими операбельными опухолями достигает 100% [5]. По данным А.Д. Каприна и соавторов в 59,5% объемные образования диагностируются несвоевременно. Состояние онкологической помощи населению России в 2014. Первичная диагностика объемных образований надпочечников осуществляется в основном лучевыми методами. Хотя, качество исследований и получаемых изображений возросло, визуализация опухолей, особенно малых размеров, по-прежнему является проблемой как в отношении выявления, так и дифференциального диагноза. За последние 10 лет, при увеличении разрешающей способности КТ, МРТ повышения чувствительности этих методов, по данным литературы, не произошло [1,5]. В связи с этим ведется непрерывный поиск и изучение эффективности принципиально новых методов, позволяющих изучать характеристики тканей: перфузионной компьютерной томографии (ПКТ), спектроскопии и др. ПКТ позволяет получать комбинацию изображений, отображающих как функциональные, так и морфологические характеристики ткани. Функциональные изображения отражают

различные аспекты микроциркуляции в тканях. Были изучены и признаны удовлетворительными воспроизводимость результатов, в соответствие получаемых физиологических показателей [3,4]. Вместе с тем ряд вопросов остается нерешенными. Среди них на первый план выходит необходимость оценки диагностической эффективности, оценки вклада различных компонентов исследования в диагностическую эффективность, выявления ограничений исследования.

Ультразвуковой метод

В сегодняшнее время, в результате исследования было подчеркнуто, что ультразвуковое исследование имеет высокую информативность, неинвазивность, также не оказывает лучевой нагрузки, что вызывает возможность многократного повторного исследования для пациента, также определяет его приоритетное использование в педиатрической практике. Ультразвуковая томография позволяет выявлять объемные образования и оценивать их характер, изучать состояние органов и тканей, прилежащих к почкам. В то же время в ряде работ [4,5] указывается на недостаточную по сравнению с современными методиками эффективность УЗИ при выявлении объемных образований I - II стадии (менее 3 см). С помощью УЗИ можно дифференцировать внутривнепочечное или экстраклеточное расположение опухоли, определить кистозную или солидную структуру новообразования [54]. Контур опухоли при ультразвуковом исследовании часто выявить не удастся. Несмотря на имеющиеся минусы, УЗИ является методом первого выбора для визуализации объемных образований так и для оценки степени тяжести процесса и эффективности терапевтических вмешательств. По их данным, УЗИ более экономичный метод, чем КТ. Количество УЗ-исследований где данные сомнительны, и требуется дополнительное проведение КТ исследования, слишком мало, чтобы оправдать замещение ультразвукового исследования компьютерной томографией. КТ должна быть использована для ограниченного числа исследований.



Рис. 1. УЗИ правого надпочечника (норма)



Рис. 2. УЗИ опухоли левого надпочечника

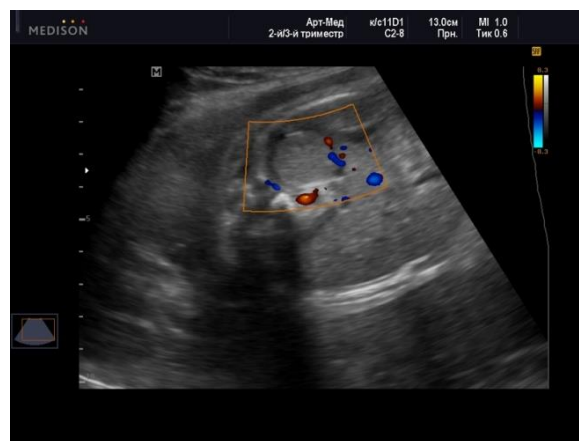


Рис. 3. УЗИ опухоли правого надпочечника (доплерография)

Компьютерная томография.

Компьютерная томография это новая методика, которая, за счет использования нескольких рядов детекторов непрерывного спирального сканирования, а так же использование специальных режимов сканирования сокращается доза облучения и значительно увеличивается скорость исследования, при этом пространственное разрешения томографа возрастает [1,5]. Специальная программа позволяет реконструировать полученные данные в любой иной плоскости. Проведение МСКТ позволяет получить трехмерное изображение не только опухоли, но и сосудов почки и чашечно-лоханочной системы. Разработка и внедрение метода многосрезовой спиральной компьютерной томографии значительно повысили диагностические возможности в выявлении опухоли.



Рис. 4. КТ надпочечников (норма)

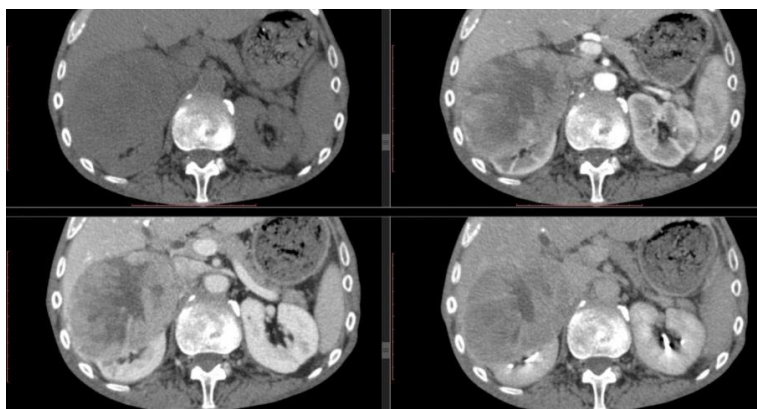


Рис. 5. КТ объемного образования правого надпочечника (нативная фаза + 3-х фазовое контрастирование)

Магнитно-резонансная томография.

МРТ по данным авторов, не может конкурировать с УЗИ и КТ в первичном выявлении опухоли. По вопросу о разрешающей способности МРТ в выявлении опухолей надпочечников придерживаются противоположной точки зрения. Однако большинство авторов считают, что МРТ является лучшим методом для определения прорастания опухоли в вены. Точность определения стадий опухоли с помощью МРТ по данным литературы составляет 90,0 - 98,0% [4]. В настоящее время хорошо известны достоинства МРТ и ее преимущества по сравнению с УЗИ и КТ для оценки размеров опухоли, структуры, степени распространенности неопластического процесса в почке и окружающих тканях. Правильно установленная стадия заболевания предопределяет тактику рационального лечения пациента и прогноз. Ряд публикаций посвящен результатам применения дополнительных программ. Z.Kirkkali, и соавторы (1994), проводили сравнительную оценку разрешающей способности КТ и МРТ в определении природы малых объемных образований почек. Они выполняли МРТ на аппарате с напряженностью магнитного поля 1,5 Тесла, используя программу single-breath-hold-fast spin echo imaging. Авторы пришли к заключению, что указанная программа позволяет более точно дифференцировать малые почечные образования по сравнению с КТ, так им удавалось получать МР-изображения, пропущенных при КТ, опухолей почек размерами до 2 см в диаметре. V. Dombrovsky и соавторы (2001) пришли к выводу, что контрастно-усиленные МР-изображения являются важным усовершенствованием в определении и описании изображений в сравнении с МР-изображениями без контрастного усиления. Отмечена высокая информативность МРТ в установлении опухолевой инвазии в вены и в определении границ эндовенозного опухолевого распространения. Эффективность применения МРТ объясняется резким различием в интенсивности сигнала между тромбом и движущейся кровью [2]. МРТ рекомендована для диагностики опухолей почек у пациентов с противопоказаниями к применению йодсодержащих контрастных препаратов, а также в тех случаях, когда результаты методов исследования были неопределенными или нетипичными, и когда необходимо получить изображения в сагитальной, фронтальной или косых проекциях. МРТ не может быть использована для скринингового выявления опухолей почки так, как следует признать, что МРТ остается одним из наиболее дорогих диагностических методов во всем мире. Доступность МРТ в настоящее время ограничена высокой стоимостью исследования, обусловленной, в том числе и недостатком такой техники [4].



Рис. 6. МРТ надпочечников (норма)

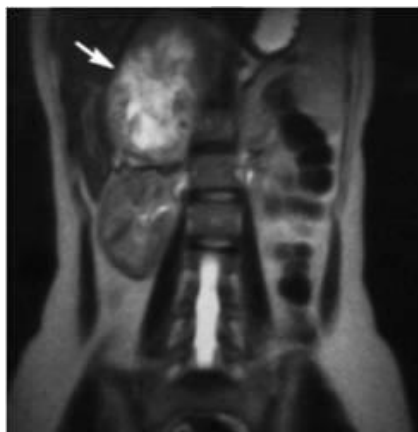


Рис. 7. МРТ объемного образования правого надпочечника

Развитие медицинской техники в последние десятилетия значительно расширило арсенал диагностических средств. Разнообразие диагностики, отличающихся по возможностям применения в зависимости от конкретной ситуации, часто ставит врача перед сложной проблемой интегрирования результатов разных исследований в единую диагностическую концепцию. Клиницисты не всегда обладают достаточным знанием новых диагностических методов, что приводит к выполнению исследований, которые или не показаны больным из-за их малой эффективности в данной ситуации, или наоборот, оказываются избыточно информативны. Поэтому объем исследований должен обеспечить лишь минимально достаточное количество информации, чему и способствует использование в практической деятельности диагностических алгоритмов. При разработке и апробации алгоритма использования современных методов диагностики приходится «ломать» сложившуюся в сознании врачей привычную схему обследования больных - от простого метода исследования к сложному. Тем не менее, применение диагностических алгоритмов становится более эффективным тогда, когда они построены на основе существовавших ранее схем комплексного обследования больных.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.

- 1) Али Хусейн Махмуд Метолы. Предупреждения диагностических ошибок при ультразвуковом исследовании по поводу новообразований почки/ Али Хусейн Махмуд Метолы // Пленум Всероссийского общества урологов: тез. докл.- Кемерово, 1995. - С.44-45.
- 2) Беленков Ю.Н. Опыт применения ЯМР-томографии / Ю.Н. Беленков, И.Б. Рубашов, В.И. Крутских // Терапевт. арх. – 1984. - №2. – С.108-110.
- 3) Дударев А. Л. Радиоизотопная диагностика / А. Л. Дударев - Л.: ВМА, 1981. - 42с.
- 4) Кравчук А.В. Ультразвуковая компьютерная томография в диагностике злокачественных новообразований почек / А.В. Кравчук, И.В. Дуган // Урология.- Киев. - 1989. - С.17-21.
- 5) Руммени Эрнст Й. Магнитно-резонансная томография тела. Пер. с англ. / Г.К. Кармазановский – М.; Медицинская литература - 2014 - 299с.

ОБ АВТОРАХ



Гимазиев Динар Русланович, аспирант кафедры общей хирургии с курсом лучевой диагностики ИДПО БГМУ, врач-рентгенолог (БГМУ, 2015). Исследования в области лучевой диагностики васкуляризации почек после трансплантации.

e-mail: xxyykk@mail.ru



Байков Денис Энверович, проф. д.м.н. кафедры общей хирургии с курсом лучевой диагностики ИДПО БГМУ, врач-рентгенолог, заведующий отделением лучевой диагностики КБГМУ. Доктор медицинских наук по лучевой диагностике (2008). Исследования в области диагностики анатомических структур основания черепа, ассоциированных с нарушениями венозного оттока и болевым миофасциальным синдромом.

e-mail: d-baikov@mail.ru



Шингареева Лилия Айратовна, аспирант кафедры общей хирургии с курсом лучевой диагностики ИДПО БГМУ, врач-рентгенолог (БГМУ 2013). Комплексная лучевая диагностика объемных образований диффузной нейроэндокринной системы.

e-mail: ufamen03@mail.ru



Калачева Эльвира Ильдаровна, аспирант кафедры общей хирургии с курсом лучевой диагностики ИДПО БГМУ, врач-рентгенолог (БГМУ). Комплексная лучевая диагностика предстательной железы.

e-mail: elvira789@mail.ru

ТЕХНИЧЕСКИЕ НАУКИ

УДК 621.45.036

МОДЕЛИРОВАНИЕ ГОРЕНИЯ АВИАЦИОННОГО
КЕРОСИНА ТС-1 В ANSYS CFX

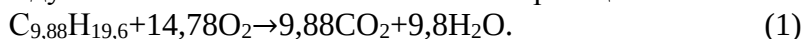
Маркина К.В., Кишалов А.Е.

Введение

Процессы воспламенения и горения топливно-воздушной смеси являются весьма сложными нестационарными экзотермическими физико-химическими процессами, сопровождающимися ионизацией, диссоциацией и рекомбинацией реагирующих веществ и продуктов сгорания. Механизм и кинетика процессов горения топливно-воздушной смеси в узлах авиационных двигателей, протекающих при достаточно высоких температурах и давлениях, в настоящий момент остаются мало изученными. Точное моделирование параметров процесса горения в авиационных двигателях на различных режимах и условиях составляет одну из важнейших задач при разработке ГТД [1–3].

Обычно в качестве топлива в современных авиационных ГТД применяется авиационный керосин ТС-1 [4]. Топливо ТС-1 представляет собой лигронно-керосиновую фракцию, получаемую прямой перегонкой нефти. Авиационный керосин ТС-1 имеет условную формулу $C_{9,88}H_{19,6}$ [5], температура самовоспламенения 573 К, плотность в жидкой фазе при 20 °С – 775 кг/м³. Молярная масса $M_{\text{топ}}=138,16$ кг/кмоль.

Процесс горения ТС-1 в воздухе можно свести к окислительной реакции:



В [1, 3, 6–9] проведено 3D численное исследование процессов горения в стационарной и нестационарной постановке за V-образным стабилизатором пламени. В данной статье рассматривается моделирование в ANSYS CFX процесса горения смеси паров керосина ТС-1 с воздухом в зоне за V-образным стабилизатором (рис. 1). Полученные результаты сравниваются с экспериментальными обезразмеренными полями температур, полученным для паров Б-70. Экспериментальные данные представляют собой поля температур в следе за одиночным V-образным стабилизатором на различных расстояниях от него [10].

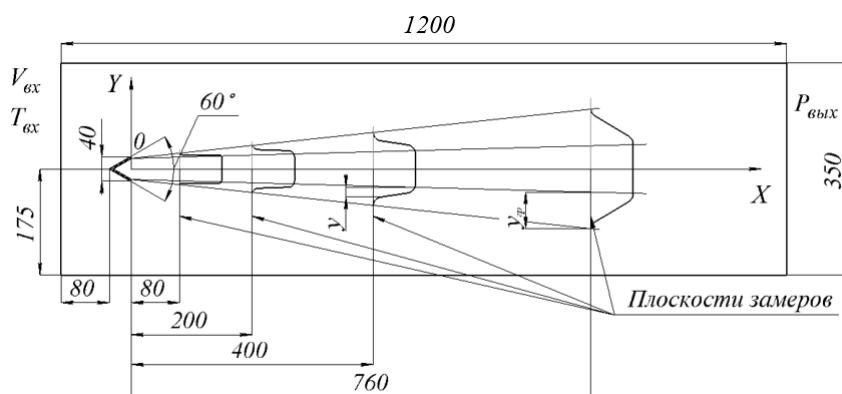


Рис. 1. Схема расчётной области и плоскостей замера температур

В ходе исследования моделировали изменение теплофизических свойств (удельная теплоемкость при постоянном давлении, динамическая вязкость, теплопроводность) каждого из компонентов рабочего тела в зависимости от параметров потока (температура). Свойства гомогенной керосино-воздушной смеси определялись как для идеальной смеси в зависимости от относительной концентрации компонентов.

При помощи системы автоматизированного проектирования NX построена трехмерная геометрическая модель, схема которой приведена на рис. 1, затем на ней была построена тетраэдрическая конечно-элементная сетка с помощью сеточного генератора Mesh. На поверхностях V-образного стабилизатора было построено 15 структурированных призматических слоев с общей толщиной 1 мм, в области горения построено загущение со средним размером элемента 2 мм (рис. 2). Общее количество элементов составило 7,9 млн.

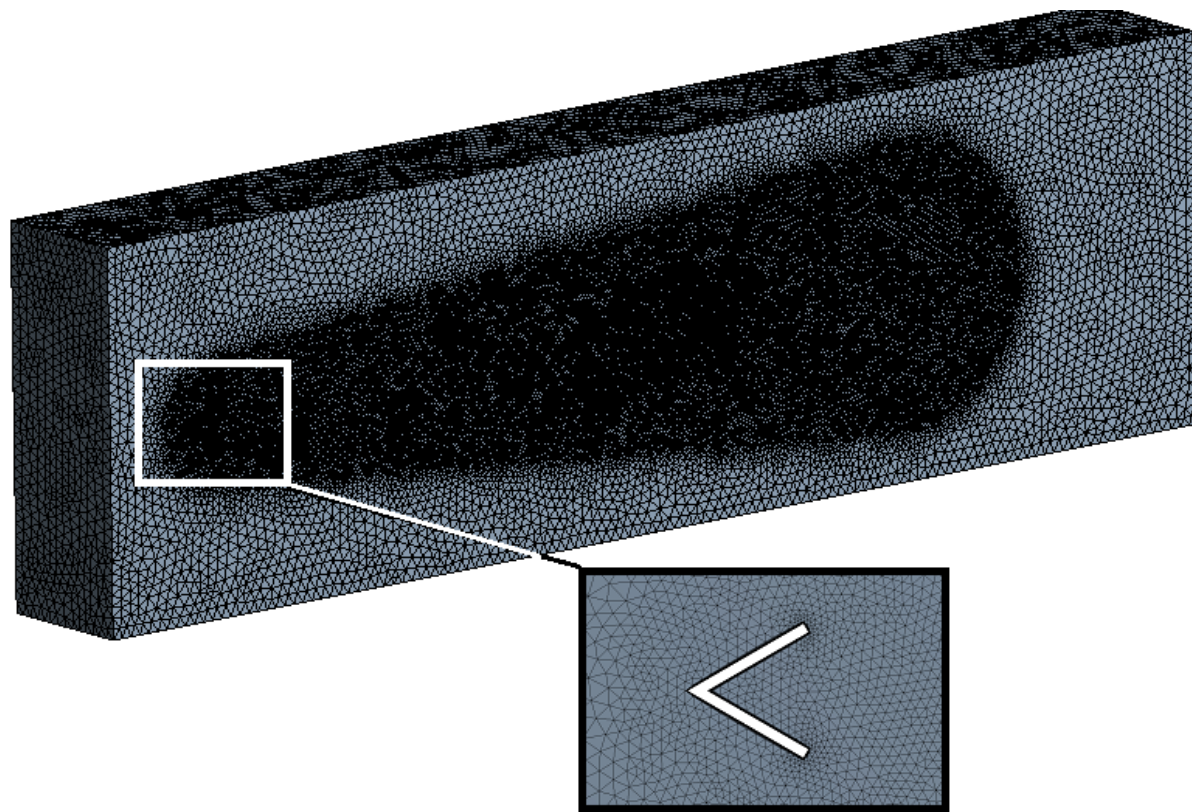


Рис. 2. Конечно-элементная сетка

При расчётах в CFX-Pre на входе (левая граница модели, рис. 3) задавалось значение скорости потока – 80 м/с, статической температуры – 473 К, что соответствовало условиям проведения эксперимента [10], интенсивность турбулентности была принята равной – 10 %. Молярные массы компонентов для воздуха и продуктов сгорания приняты следующими: $M_{O_2}=31,99$ кг/кмоль, $M_{CO_2}=44,01$ кг/кмоль, $M_{H_2O}=18,02$ кг/кмоль, $M_{N_2}=28,01$ кг/кмоль, а массовая доля кислорода в воздухе – 0,231 (остальное – азот N_2). Стехиометрический коэффициент для реакции горения паров керосина ТС-1 (количество воздуха, необходимое для сжигания 1 кг топлива) определён по формуле:

$$L_0 = \frac{14,78 \cdot M_{O_2} \cdot \frac{1}{0,231}}{M_{\text{топ}}} = 14,819. \quad (2)$$

Коэффициент избытка воздуха на входе в модель $\alpha_{\text{вх}}$ принят равным 1,6, что соответствовало экспериментальным данным [8, 10]. Массовые доли топлива и кислорода на входе в модель определены по формулам:

$$\frac{G_{\text{топ}}}{G_{\Sigma}} = \frac{1}{L_0 \alpha_{\text{вх}} + 1} = 0,04046; \quad (3)$$

$$\frac{G_{O_2}}{G_{\Sigma}} = \frac{0,231}{\frac{1}{L_0 \alpha_{\text{вх}}} + 1} = 0,221654. \quad (4)$$

На выходе из расчётной области (правая граница модели) было установлено граничное условие «Opening» с температурой 473 К и избыточным давлением 0 Па. На

боковых границах модели установлено граничное условие «Free SlipWall» – без прилипания пограничного слоя. Ссылочное давление 101 325 Па.

В качестве модели турбулентности была выбрана модель Ментера – Shear Stress Transport (SST), в виду своей универсальности при описании, как пристеночных течений ($k-\omega$), так и течения в ядре потока ($k-\varepsilon$). Модель горения – Finite Rate Chemistry and Eddy Dissipation. Задача решалась в квазистационарной постановке.

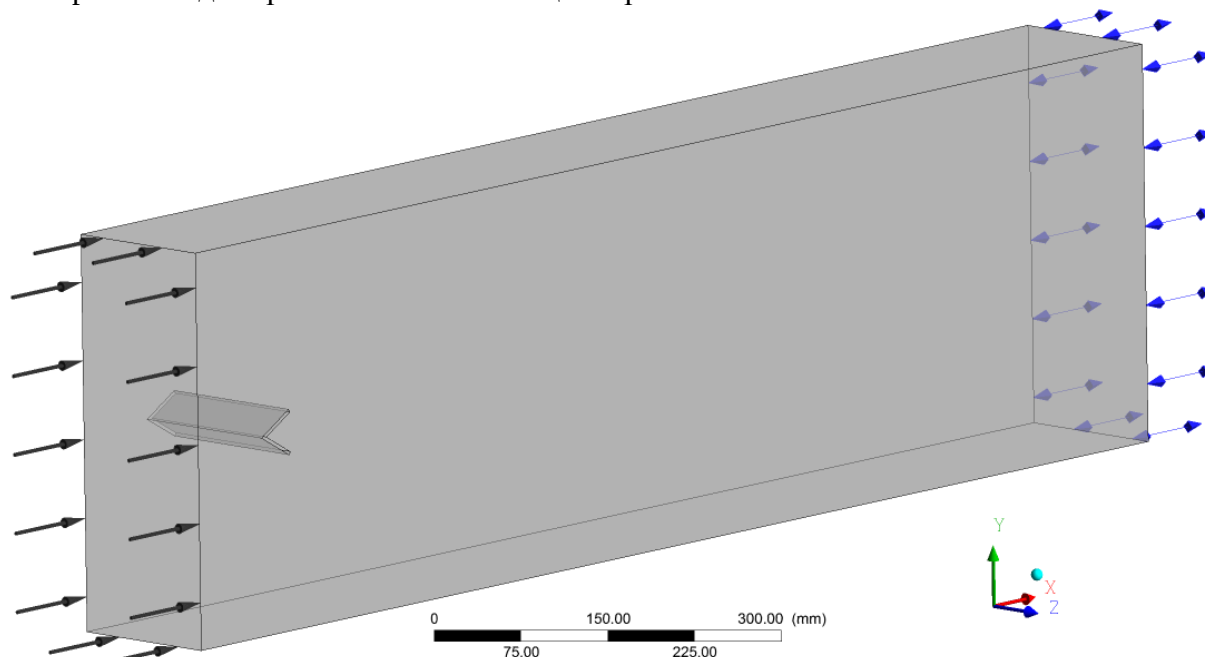


Рис. 3. Модель с граничными условиями

При настройке реакции горения паров керосино-воздушной смеси к модели был добавлен не участвующий в реакции компонент N_2 .

Расчёт проводился до тех пор, пока сходимость основных уравнений не достигала порядка 10^{-4} , а дисбаланс не стал менее 0,6 %.

По результатам расчёта каждой модели были определены параметры потока на расстояниях – 80, 200, 400 и 760 мм от кромок стабилизатора по длине модели (рис. 1), также определены параметры температурного слоя в безразмерной форме.

Значение безразмерной температуры ($\bar{T}$) определено по формуле:

$$\bar{T} = \frac{T^* - T_{cm}^*}{T_y^* - T_{cm}^*}, \quad (5)$$

где T_{cm}^* – температура входящего потока;

T_y^* – температура на оси факела.

Значение безразмерных расстояний до границы факела ($\bar{Z}$) от стабилизатора определено по формуле:

$$\bar{Z} = \frac{y}{y_{gr}}, \quad (6)$$

где y – расстояние до границы факела;

y_{gr} – толщина температурного слоя (рис. 1).

На рис. 4–9 представлены некоторые результаты расчетов. Поля полных температур на плоскости симметрии приведены на рис. 4, где видно, что факел имеет четко выраженный фронт пламени и постепенно увеличивающийся температурный слой. Массовые доли исходных веществ и продуктов сгорания представлены на рис. 5–8. На рис. 9 представлены поля векторов скоростей в зоне за стабилизатором. На рисунке видно, что за стабилизатором расположены два характерных парных вихря, что соответствует результатам, полученным при моделировании [8, 10].

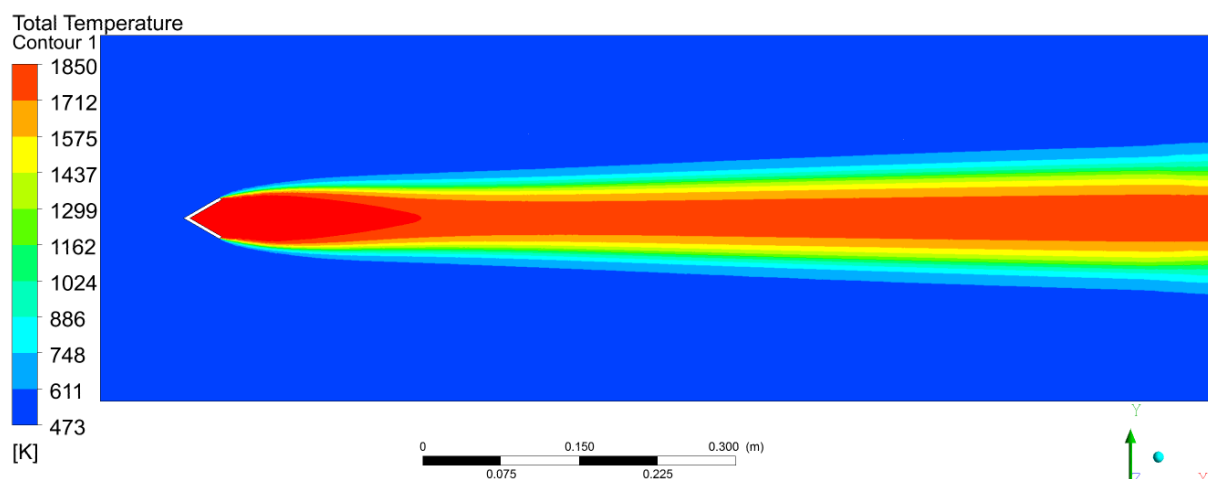


Рис. 4. Поля полных температур в продольном сечении

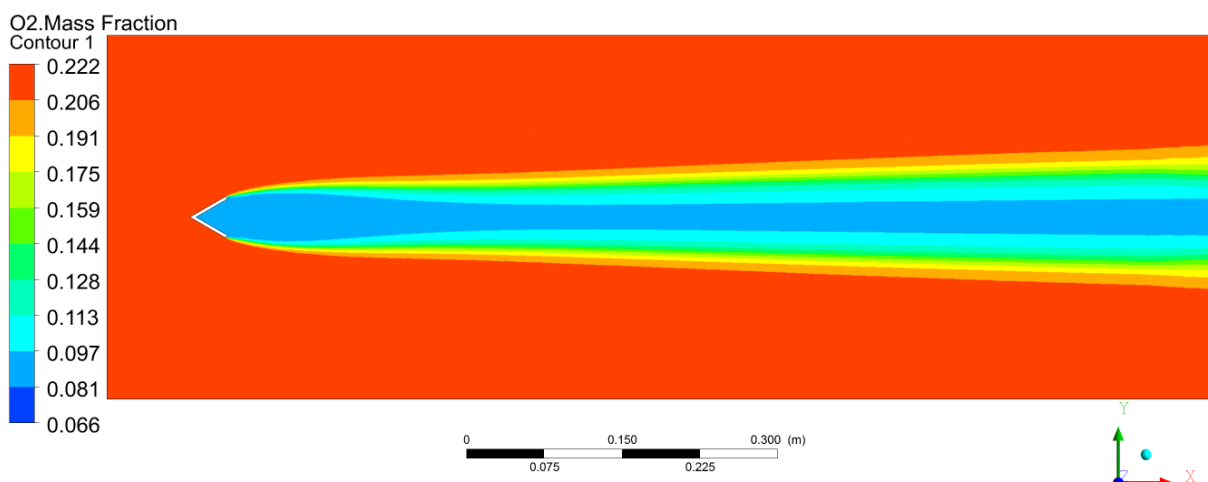


Рис. 5. Поля массовых долей кислорода в продольном сечении

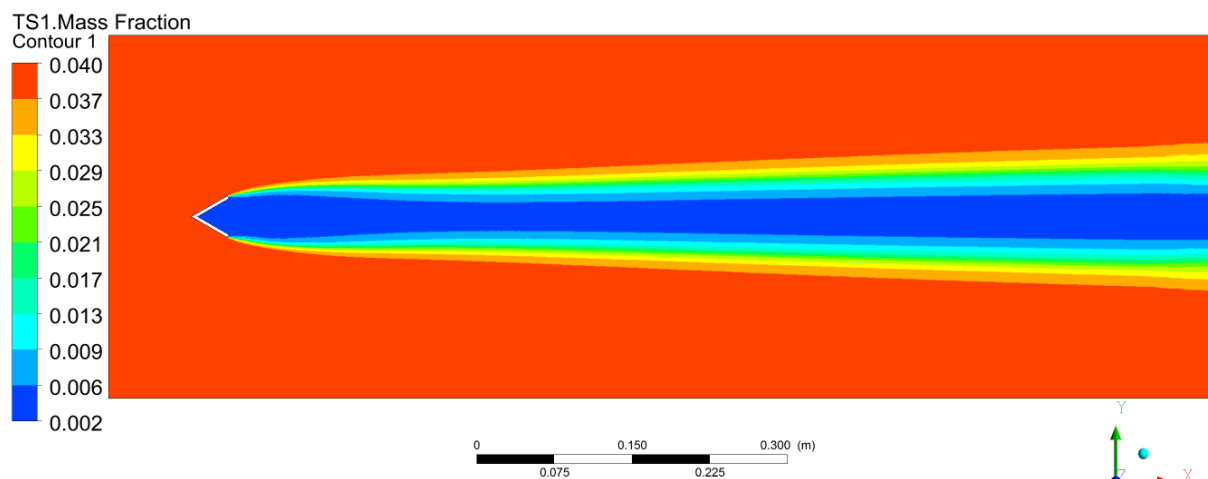


Рис. 6. Поля массовых долей топлива в продольном сечении

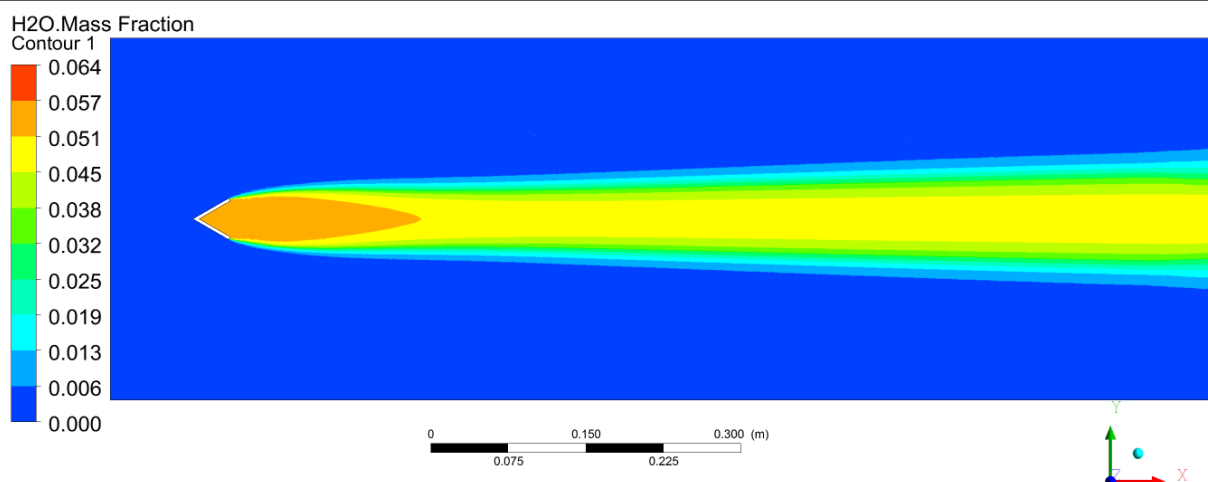


Рис. 7. Поля массовых долей воды в продольном сечении

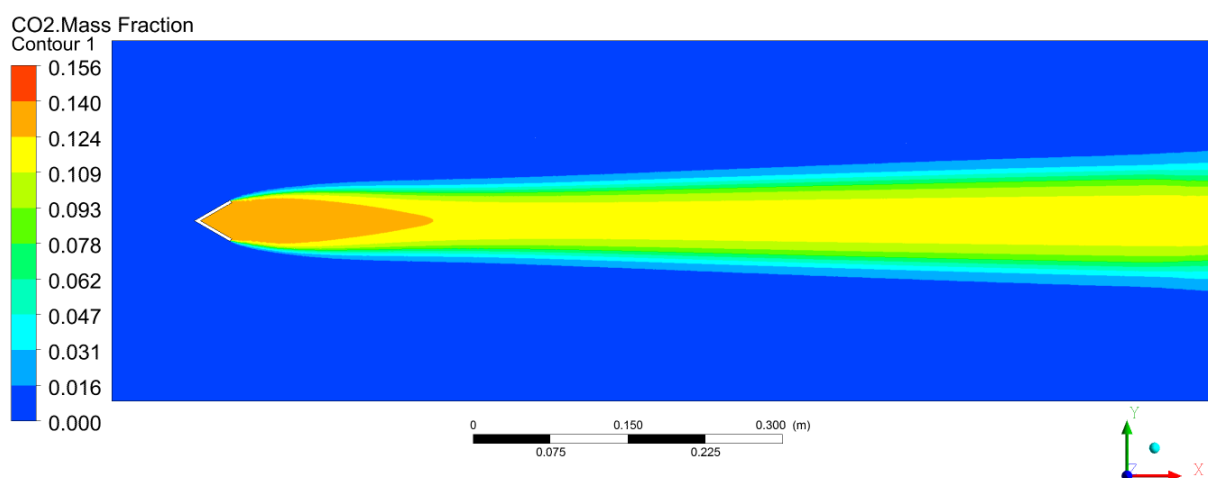


Рис. 8. Поля массовых долей углекислого газа в продольном сечении

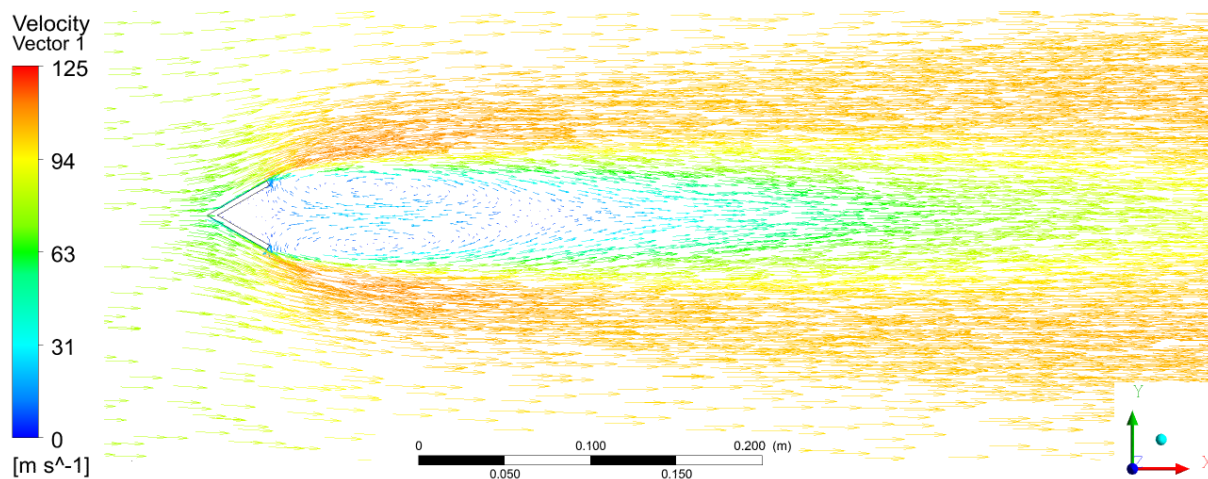


Рис. 9. Поля векторов скоростей в продольном сечении в зоне стабилизатора

На рис. 10 представлены поля рассчитанных полных температур в разных сечениях за стабилизатором. На рис. 11 приведено сравнение результатов моделирования с экспериментальными данными в безразмерной форме [6–8].

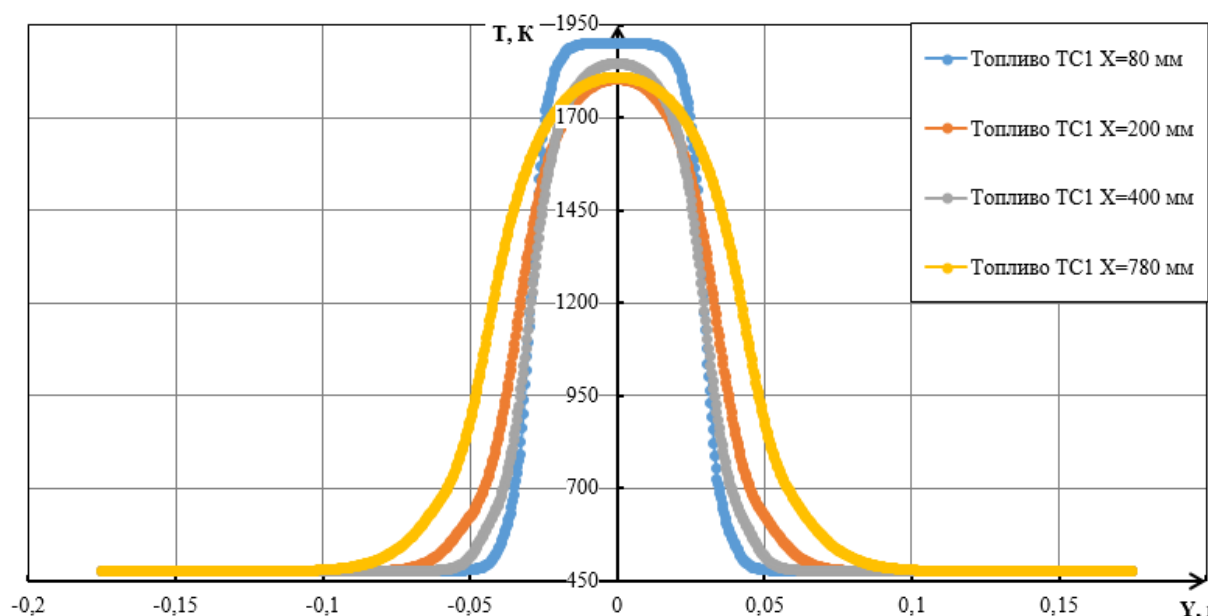


Рис. 10. Поля рассчитанных полных температур в различных сечениях за стабилизатором топлива ТС-1

При обработке результатов моделирования, принято, что границей ядра факела является точка, с температурой отличающаяся от температуры ядра на 0,5%, а границей температурного слоя является точка, с температурой отличающаяся от температуры входящего потока на 0,3%.

Температура пламени имеет максимум на оси следа при $X = 80$ мм (зона обратных токов) и уменьшается до температуры исходной свежей смеси на границах факела [7, 10].

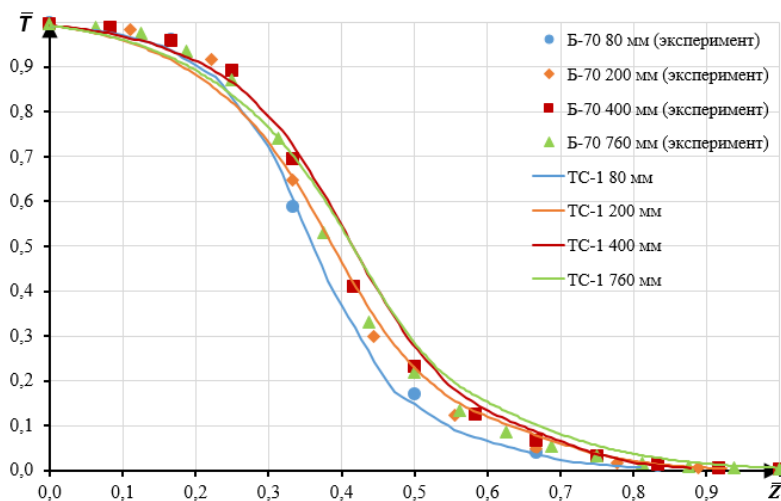


Рис. 11. Поля рассчитанных и экспериментальных безразмерных температур в различных сечениях за стабилизатором

Согласно исследованиям [10] профили температур в безразмерных координатах стягиваются на одну симметричную кривую и не зависят от скорости потока, состава и температуры смеси. Полученные результаты моделирования (рис. 11) свидетельствует о том, что принятые модели и методика трехмерного численного моделирования адекватно отражают происходящие физико-химические процессы.

Максимальная погрешность моделирования составила порядка 8 %. В зависимости от расстояния от стабилизатора, относительная погрешность вблизи ядра составила от 0,3 до 0,7%, а вблизи границ факела до 0,4 %.

Выводы

В ходе исследования получены результаты моделирования процесса горения предварительно подготовленной керосино-воздушной смеси за V-образным стабилизатором. Проведено сравнение расчетных и экспериментальных безразмерных полей температур, которые хорошо совпадают с экспериментальными данными.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 16-38-00077 мол_а.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Wyatt Culler, "Comparison of Three Interacting V-Flames to a Single Bluff Body Flame at Two Reynolds Numbers," *54th AIAA Aerospace Sciences Meeting*, AIAA 2016-1456, San Diego, California, USA, 2016.
2. Паушкин Я.М. Химический состав и свойства реактивных топлив.
3. Кишалов А.Е. Исследование и прогнозирование газодинамических параметров потока камер сгорания авиационных ГТД / Кишалов А.Е., Маркина К.В. // Вестник ВГТУ, Т.13, № 1 / Воронеж, 2017. – С.60-68.
4. ГОСТ 10227-2013. Топливо для реактивных двигателей. Технические условия.
5. Морозова В.С. Бессливной процесс топливоподачи для эффективного использования в дизелях различных углеводородных топлив: автореф. дисс. д-ра техн. наук: 05.04.02. – М., 1996. – 34 с.
6. Adam L. Comer. "Modeling and Simulation of Bluff Body Stabilized Turbulent Premixed Flames," *54th AIAA Aerospace Sciences Meeting*, AIAA 2016-1936, San Diego, California, USA, 2016.
7. Кишалов А.Е. Верификация моделирования процесса горения гомогенной бензино-воздушной смеси, определение тепловых границ факела за одиночным V-образным стабилизатором// Вестник УГАТУ, Т.16, № 2 (47) / Уфа, 2012. – С.113-119.
8. Ахмедзянов Д.А. Верификация моделирования процесса горения в авиационных газотурбинных двигателях с помощью программы ANSYS CFX / Ахмедзянов Д.А., Кишалов А.Е., Маркина К.В. // Вестник ИргТУ, №9 (92) / Иркутск, 2014. – С.167-176.
9. S. V. Sardeshmukh. "Impact of Chemical Kinetics on the Predictions of Bluff Body Stabilized Flames," *54th AIAA Aerospace Sciences Meeting*, AIAA 2016-1687, San Diego, California, USA, 2016.
10. Раушенбах Б. В. Физические основы рабочего процесса в камерах сгорания воздушно-реактивных двигателей. / Б. В. Раушенбах, С. А. Белый, И. В. Беспалов и др. М.: Машиностроение, 1964. – 526 с.

ОБ АВТОРАХ

Кишалов Александр Евгеньевич, доц. каф. авиац. Теплотехники и теплоэнергетики УГАТУ, дипл. инж. по авиационным двигателям и энергетическим установкам (УГАТУ, 2006). К.т.н. по тепловым, электроракетным двигателям и энергоустановкам ЛА (УГАТУ, 2010). Исследования в области рабочих процессов в авиационных ГТД на установившихся и неустойчивых режимах, разработки математических моделей сложных технических объектов, САПР авиационных ГТД.
e-mail: kishalov@ufanet.ru





Маркина Ксения Васильевна, ассистент каф. авиац. теплотехники и теплоэнергетики УГАТУ. Дипл. инж. по авиац. и ракетно-космической теплотехники (УГАТУ, 2012). Исследования в области процессов, происходящих в проточной части авиационных ГТД с использованием 3D-CAD/CAE моделирования.
e-mail: markina_kseniya@mail.ru

УДК 621.311.22

ТЕРМОДИНАМИЧЕСКИЙ РАСЧЁТ ОРГАНИЧЕСКОГО ЦИКЛА РЕНКИНА ДЛЯ ЭНЕРГОУСТАНОВОК МАЛОЙ МОЩНОСТИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ БИОТОПЛИВА

Кишалов А. Е., Зародов Е. А.

Введение

Децентрализация выработки тепловой и электрической энергии – это получение тепла и электроэнергии в независимости от централизованных источников. С помощью децентрализации возможно удешевить производство электрической и тепловой энергии для конечного потребителя, обеспечить энергией труднодоступные объекты, а также обеспечить резервное электро- и теплоснабжение. Такими потребителями могут являться частные дома (коттеджи), расположенные в труднодоступной местности, муниципальные и производственные объекты, для которых стоимость производства и доставки электрической и тепловой энергии, ввиду больших потерь при транспортировке, становится нерентабельной. Одним из методов децентрализованной выработки энергии является применение энергоустановок малой мощности, вырабатывающих тепловую и электрическую энергию непосредственно там, где она необходима. В данной работе приведен термодинамический расчёт одного из способов децентрализации с применением органического цикла Ренкина (ОЦР) на биотопливе.

Схема установки

В качестве теплового и электрического потребителя рассматривается здание, для которого принято, что при одновременном включении всех электропотребителей необходимо обеспечить электрическую мощность $N_e=12$ кВт [1]. В качестве источника тепла был выбран водогрейный котёл на пеллетах. Данный вид топлива является биотопливом и имеет сравнительно низкую стоимость [2]. Ещё одним несомненным преимуществом использования пеллет в качестве топлива является то, что при их хранении не требуется никаких дополнительных мер безопасности, они могут долго храниться в сухом помещении, а система подачи в топку полностью автономна.

Различные схемы системы совместной выработки тепловой и электрической энергии различной мощности были проанализированы в [3, 4]. В данном исследовании предлагается доработка контура теплоснабжения с пеллетным котлом (получившие достаточно широкое распространение в России и за рубежом [5]) контуром электроснабжения. Принципиальная схема данной установки представлена на рис. 1.

Установка, представленная на схеме, условно делится на два замкнутых контура: отопительный и электрический. В отопительном контуре холодная вода (совершившая цикл обогрева) из системы отопления (С.О.) подается в котёл 1, нагревается, и уходит обратно при температуре порядка 70–95°C на выходе из котла. Значения температур на входе и выходе из котла, а также расход воды для отопления зависят от температуры наружного воздуха и требуемой температуры в здании. Контур выработки электроэнергии

состоит из теплообменника в котле, турбины 2, генератора 3, конденсатора 4, насоса 5 и труб, по которым циркулирует рабочее тело (Р.Т.). Нагреваясь и превращаясь в пар в котле, рабочее тело попадает в турбину и совершает полезную работу в турбине. Затем попадает в конденсатор, конденсируется и с помощью насоса подается обратно в котёл. Турбина вращает электрогенератор за счет чего и вырабатывается электроэнергия. Основным достоинством этой энергоустановки с применением ОЦР является то, что используемое рабочее тело имеет достаточно высокое давление насыщенных паров при низкой температуре из-за чего его возможно конденсировать с помощью воздуха окружающей среды. В [1] был произведен анализ подобных рабочих тел, в результате которого был выбран фреон R245fa из-за оптимального сочетания его теплофизических свойств и безопасности при использовании для людей и окружающей среды. Так же это вещество зачастую применяется в энергоустановках малой мощности с применением ОЦР.

Таблица 1.

Сравнение различных видов топлив

Вид топлива	Теплотворная способность, МДж/кг (*МДж/м ³)	Стоимость, руб/кг (*руб/м ³)	Стоимость 1 кВт*час, руб	Примечания
Дизель	42,5	30,0	3,00	Дорогое топливо, вредные выбросы в атмосферу
Мазут	42,0	11,0	1,64	Требуется предварительная подготовка топлива, вредные выбросы в атмосферу
Природный газ	36,0*	4,0-7,0*	0,50	Сложность подведения и подключения, взрывоопасен, экологичное топливо
Уголь	20,0	4,5	1,13	Требуется предварительная подготовка топлива, шлам
Пеллеты	15,0	4,0	1,00	Низкая теплотворная способность, биотопливо
Дрова	10,0	1000,0*	1,23	Требуются большие запасы, ручная загрузка

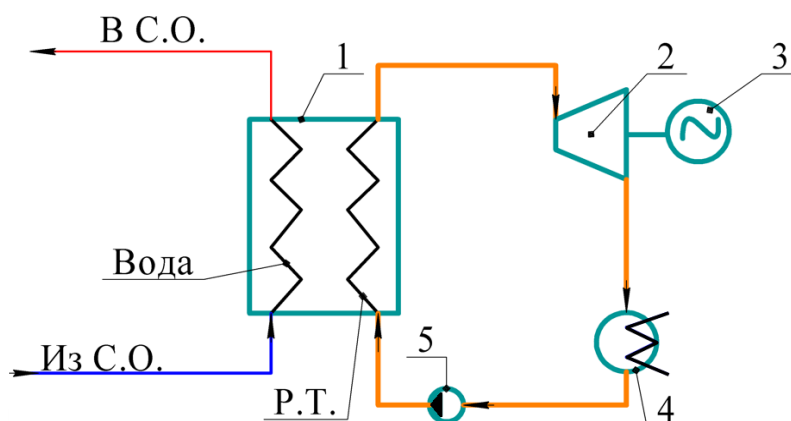


Рис. 1. Принципиальная схема производства электрической и тепловой энергии

Расчёт ОЦР

Термодинамические параметры ОЦР в характерных точках определены по Т-*s* диаграмме фреона R245fa, построенной в программе REFPROP [6] (рис. 2). При расчётах

термодинамических параметров цикла принимались следующие параметры: $p_1 = 0,6; 0,8; 1,0; 1,2; 1,4; 1,6; 1,8; 1,9; 2,2; 2,5; 3$ МПа, $t_1 = 120; 150^\circ\text{C}$ (параметры на входе в турбину) и параметры после расширения в турбине $p_2 = 0,053; 0,082; 0,1$ МПа, (соответствующие температурам насыщения $t_2 = 0; 10; 14^\circ\text{C}$).

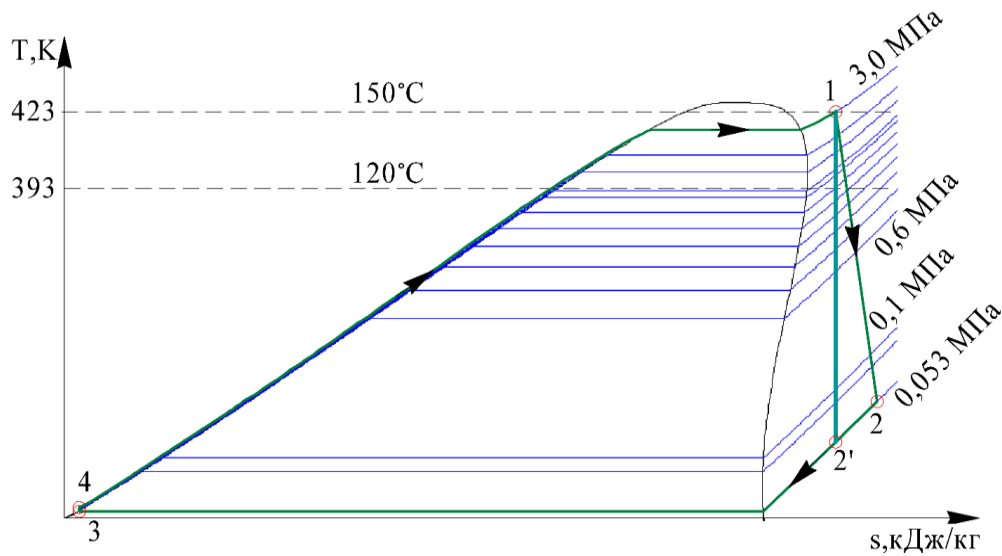


Рис. 2. ОЦР на T-s диаграмма фреона R245

В расчётах принято, что внутренний относительный КПД турбины $\eta_{oi} = 0,85$. Работа насоса при повышении давления с p_2 до p_1 учитывалась при $s_3 = s_4$.

Удельная работа цикла l_u рассчитана с учетом энергии, затрачиваемой на привод насоса

$$l_u = (h_1 - h_2) + (h_4 - h_3), \quad (1)$$

где h – энтальпия рабочего тела в соответствующей точке.

На рис. 3 представлена зависимость работы цикла от давлений p_1 и p_2 , а также от температуры t_1 .

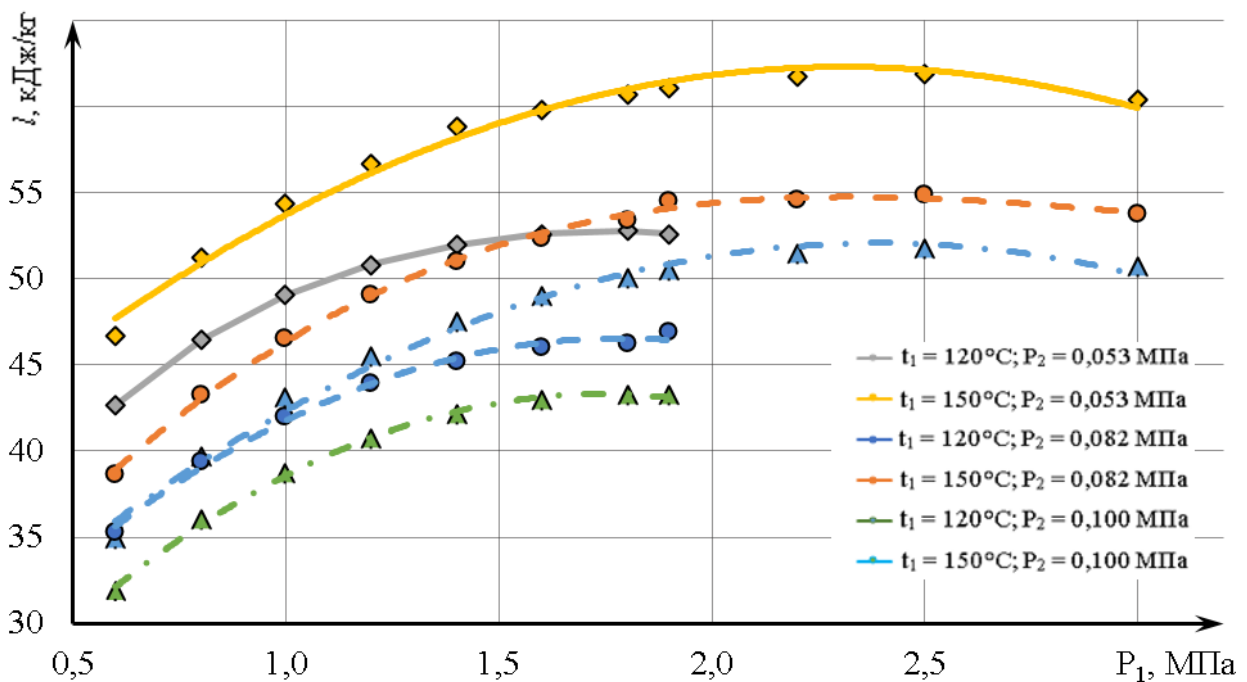


Рис. 3. Влияние варьируемых параметров на удельную работу ОЦР

Из графика можно увидеть, что при фиксированных давлении p_2 и температуре t_1 увеличение давления p_1 ведет к увеличению работы цикла. Увеличение работы цикла замедляется по мере увеличения давления p_1 . При изменении давления в диапазоне с $p_1 = 0,6$ до $1,0$ МПа, величина $l_{ц}$ возрастает на 15%, когда как в диапазоне давления от $p_1 = 1,0$ до $1,5$ МПа, работа цикла изменяется только на 7,2%. Увеличение температуры пара на входе в турбину сдвигает оптимальную точку в сторону повышения давления p_1 . Максимальная возможная работа цикла для $t_1 = 120^\circ\text{C}$ достигается при $p_1 = 1,9$ МПа, а для $t_1 = 150^\circ\text{C}$ максимум достигается при давлении $p_1 = 2,5$ МПа, что соответствует оптимальной точке цикла. Дальнейшее увеличение p_1 приведет к уменьшению работы цикла.

Температура t_1 накладывает ограничения на применение в ОЦР фреона R245fa в качестве рабочего тела. При температуре 120°C при давлении выше 1,9 МПа фреон становится переохлажденным. Увеличение температуры t_1 на 30°C , при прочих равных параметрах, увеличивает работу цикла в среднем на 16% во всём диапазоне давлений.

Уменьшение давления за турбиной от значения $p_2 = 0,10$ до $0,083$ МПа приведет к увеличению работы цикла на 6,2%, а при увеличении p_2 на $0,029$ МПа работа цикла возрастает на 12,7%. Уменьшение противодавления p_2 приведет к увеличению величины теплоперепада в турбине, что соответственно, приведет к увеличению работы цикла. Расход рабочего тела $D_{p.t.}$ определялся как:

$$D_{p.t.} = \frac{N_3}{l_{ц}}. \quad (2)$$

Из рис. 4 видно, что чем меньше давление после расширения в турбине, тем меньше расход рабочего тела через турбину. Оптимальное значение расхода рабочего тела для $t_1 = 150^\circ\text{C}$ достигается при давлении $p_1 = 2,5$ МПа, дальнейшее увеличение давления ведет к увеличению расхода рабочего тела. Для $t_1 = 120^\circ\text{C}$ оптимальное значение расхода достигается при $p_1 = 1,8$ МПа.

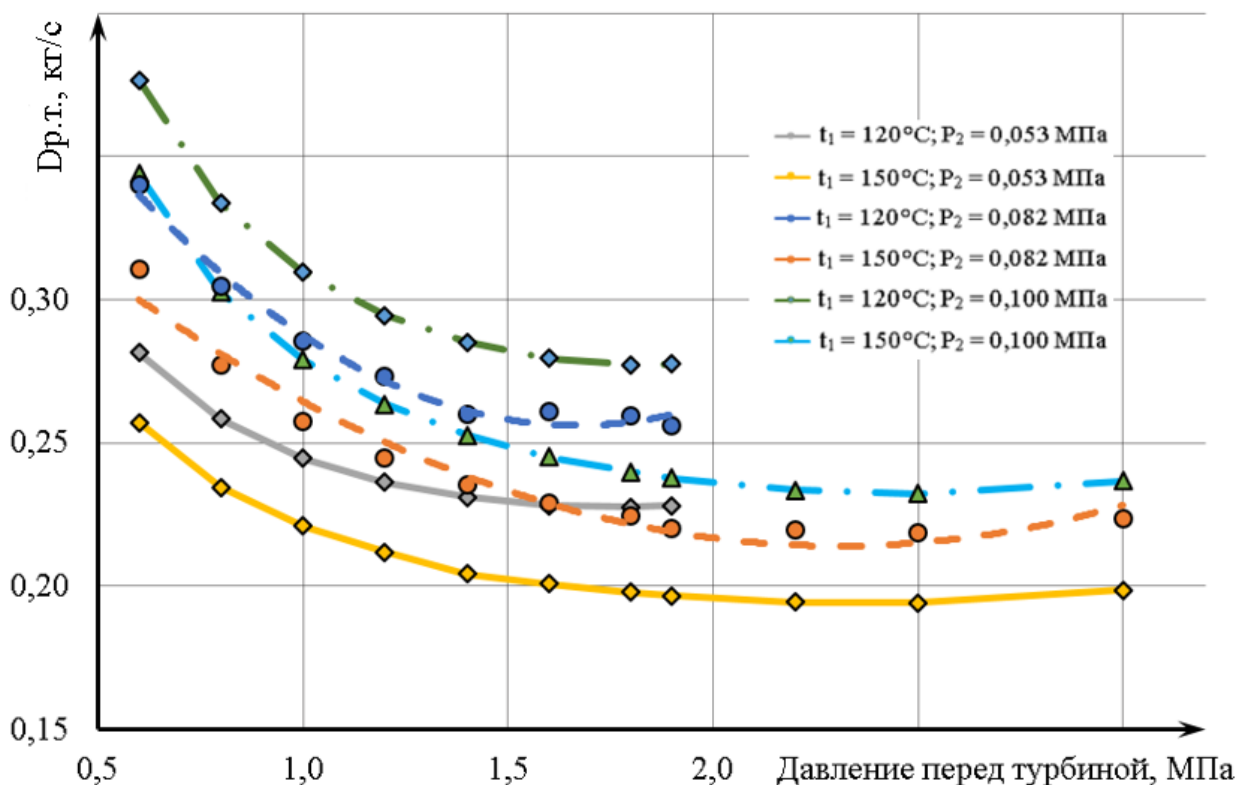


Рис. 4. Влияние варьируемых параметров на расход рабочего тела

Термический КПД цикла Ренкина определяется как [7]:

$$\eta_t = \frac{l_{\text{ц}}}{(h_1 - h_4)}. \quad (3)$$

На рис. 5 представлена зависимость термического КПД ОЦР от p_1 , t_1 и p_2 .

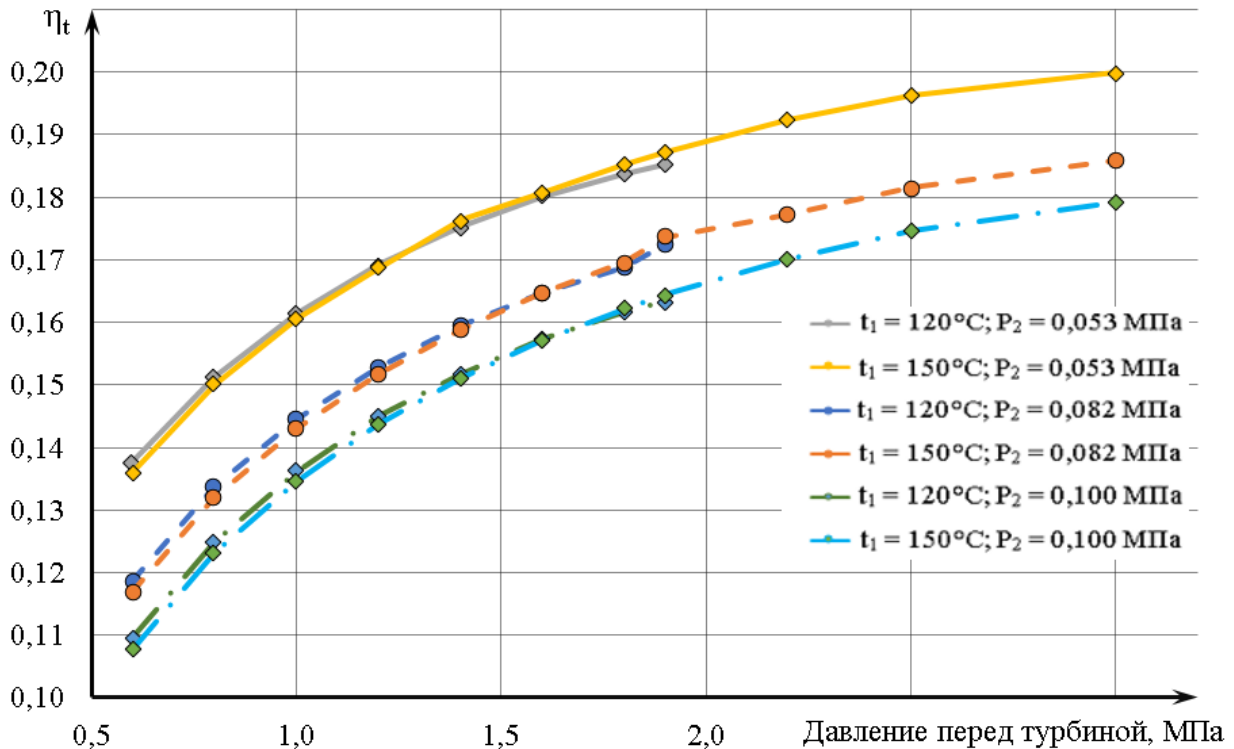


Рис. 5. Влияние варьируемых параметров цикла на термический КПД

Видно, что КПД растет по мере увеличения давления p_1 . При этом в интервале давлений от 2 до 2,5 МПа КПД возрастает на 0,4%, тогда как в интервале от 1 до 1,5 МПа прирост КПД составляет 1,9%. Максимальное значение термического КПД соответствует 20% и в заданном диапазоне давлений p_1 достигается при $t_1 = 150^\circ\text{C}$ и $p_2 = 0,053 \text{ МПа}$. Увеличение t_1 от 120 до 150°C ведет к незначительному увеличению КПД (<0,5%).

Уменьшение давления за турбиной от значения $p_2 = 0,10$ до 0,083 МПа приведет к увеличению КПД цикла на 0,6%, а при уменьшении p_2 от 0,083 до 0,053 МПа термический КПД цикла возрастает на 1,4%. Но при этом более глубокий вакуум может ослабить герметичность системы, из-за чего возможны подсосы воздуха.

Вывод

Предложена схема децентрализованной выработки тепловой и электрической энергии с применением ОЦР.

В качестве перспективного вида топлива были выбраны пеллеты, поскольку они имеют низкую стоимость производства тепловой энергии, являются биотопливом, не взрывоопасны, их удобно хранить.

В качестве рабочего тела для электрического контура установки был выбран фреон R245fa, имеющий оптимальные теплофизические свойства и показатели безопасности.

Произведен расчёт термодинамического цикла при различных параметрах p_1 , t_1 и p_2 . Установлено, что по мере увеличения давления перед турбиной идет приближение к оптимальной точке каждого цикла. Оптимальные параметры цикла в рассматриваемом диапазоне достигаются при $p_1 = 2,5 \text{ МПа}$, $t_1 = 150^\circ\text{C}$, $p_2 = 0,053 \text{ МПа}$ достигаются максимально возможные значения параметров цикла ($\eta_t = 20\%$).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Кишалов А. Е., Зародов Е. А. Анализ характеристик низкокипящих рабочих тел для ТЭС малой мощности // Мавлютовские чтения» 25-27 октября 2016 г. Уфимск. гос. авиац. техн. ун-т. – Уфа: УГАТУ, 2016. – С. 26-28.
2. Кишалов А. Е., Зародов Е. А. Анализ бытовых отопительных котлов для объектов малой энергетики // Молодежный Вестник УГАТУ – 2016 – № 2 (15) – С. 22–26.
3. Технология органического цикла Ренкина [Электронный ресурс] URL: <http://www.energy.siemens.com/ru/ru/fossil-power-generation/steam-turbines/orc.htm>
4. Микротурбины на органическом цикле Ренкина [Электронный ресурс] URL: <http://www.joule-watt.com/convertacia-energii/mikroturbiny-na-organicheskom-tsikle-renkina/>
5. Пеллетные котлы Теплодар [Электронный ресурс] URL: http://complect-ufa.ru/shop/group_594/kotly-pelletnye/pelletnye-kotly-teplodar/
6. Официальный сайт программы REFPROP [Электронный ресурс] URL: <https://www.nist.gov/srd/refprop>
7. Вукалович М. П. Техническая термодинамика/ Вукалович М. П., Новиков И. И. – М.: Энергия, 1968. – 496 с.

ОБ АВТОРАХ



Кишалов Александр Евгеньевич, доц. каф. авиационной теплотехники и теплоэнергетики УГАТУ, дипл. инж. по авиационным двигателям и энергетическим установкам (УГАТУ, 2006). К.т.н. по тепловым, электроракетным двигателям и энергоустановкам ЛА (УГАТУ, 2010). Исследования в области рабочих процессов в авиационных ГТД на установившихся и неуставившихся режимах, разработки математических моделей сложных технических объектов, процессов в камерах сгорания, САПР авиационных ГТД.
e-mail: kishalov@ufanet.ru



Зародов Егор Алексеевич, студент 3-го курса ФАДЭТ каф. АТиТ.
e-mail: ezarodov14@gmail.com

УДК 621.45.02

МОДЕЛИРОВАНИЕ ВЫСОТНО-СКОРОСТНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ТРДДФ_{см} ДЛЯ САМОЛЕТОВ V ПОКОЛЕНИЯ В СИМ DVIGw

Кишалов А. Е., Ключев Н. А.

Введение

Авиация это одна из наиболее сложных и наукоёмких отраслей науки и техники, которая непрерывно развивается и совершенствуется. В настоящее время в нашей стране и за рубежом проектируются и уже созданы летательные аппараты V поколения и

двигатели к ним. Изменение параметров газотурбинного двигателя (ГТД), а также режимов его работы в зависимости от высоты и скорости полёта называется высотно-скоростными характеристиками (ВСХ) [1].

Двигатели для высокоманевренных военных самолётов V поколения – это двухконтурные турбореактивные двигатели с форсажной камерой и со смешением потоков (ТРДДФсм): F-119-PW-100 (истребитель F-22 Raptor) и F-135 (истребитель-бомбардировщик F-35 Lightning II) фирмы Pratt & Whitney, АЛ-41Ф1 и АЛ-41Ф2 (Т-50 ПАК ФА) разработанные в НПО «Сатурн». Параметры данных ТРДДФсм на взлётном режиме ($H = 0$ м, $M = 0$) и лётные характеристики самолётов представлены в таблице 1 [2, 3].

Таблица 1

ТРДДФсм и характеристики самолетов

Самолет	Т-50		F-22	F-35
Двигатель	АЛ-41Ф1	АЛ-41Ф2	F-119	F-135
Максимальная бесфорсажная скорость полёта, M_{max}	1,20	1,20	1,22	0,80
Максимальная скорость полёта на форсаже, M_F	2,10	2,50	2,25	1,60
Практический потолок, H_{max} , м	20 000	21 000	20 000	18 000
Тяга на форсаже R_F , кН	140,000	160,000	155,600	191,200
Тяга на максимальном режиме R_{max} , кН	87,900	110,800	103,000	125,400
Удельный расход топлива на форсаже $C_{уд ф}$, кг/Н·ч	0,192	0,178	0,198	0,177
Бесфорсажный удельный расход $C_{уд max}$, кг/Н·ч	0,075	0,067	0,089	0,087
Расход воздуха G_v , кг/с	120,6	124,2	125,0	159,0
Степень двухконтурности m	0,54	0,26	0,20	0,57
Степень повышения давления в кнд $\pi_{кнд}$	3,88	5,21	4,50	3,70
Степень повышения давления в квд $\pi_{квд}$	6,62	5,37	7,78	7,75
Суммарная степень повышения давления π_{Σ}	25,67	28,00	35,00	28,00
Температура газа перед турбиной $T_{г max}$, К	1765	1800	1866	1927

Расчёт ВСХ двигателей производился в системе имитационного термогазодинамического моделирования (СИМ) DVIGw [4]. Для каждой модели двигателя по заданным значениям основных параметров рабочего процесса (таблица 1) проводилась идентификация модели на взлётном форсированном и максимальном бесфорсажном режимах ($H = 0$, $M = 0$).

В [5] проведено 3D-численное термогазодинамическое моделирование лобового сопротивления самолётов Т-50 и F-35 в зависимости от скорости и высоты полёта на различных высотах в программном продукте ANSYS 17.0 CFX. Данное исследование было проведено без учёта входного и выходного импульса двигателей, что приводит к некоторой погрешности моделирования обтекания планера и определения лобового сопротивления самолётов. Исследования высотно-скоростных характеристик двигателей для самолётов V поколения в СИМ DVIGw позволят определить параметры двигателей на различных скоростях и высотах полёта, уточнить параметры 3D-численных моделей и более точно определить сопротивления самолётов Т-50 и F-35.

Расчёт ВСХ

При моделировании ВСХ двигателей принят закон управления двигателем с поддержанием постоянной приведённой частоты вращения ротора высокого давления. При этом не учитывалось переключение системы автоматического управления (САУ)

двигателем на другие законы регулирования, а также ограничения по высоте и скорости полёта. Для всех двигателей ВСХ рассчитывались в диапазоне скоростей от 0 до 1,2 M с шагом 0,2 M и в диапазоне высот от 0 до 20 000 м с шагом 2000 м. При моделировании использовалась стандартная обезразмеренная характеристика компрессора *kom10* – это также является некоторым приближением, так как у каждого из рассматриваемых двигателей свои узлы с уникальными характеристиками [3].

Сравнение и анализ ВСХ

На рисунках 1 и 2 для рассматриваемых ТРДДФсм на максимальном безфорсажном режиме показаны зависимости тяги, удельной тяги и удельного расхода топлива от скорости полёта с расслоением для трёх высот и шагом 10 000 м ($H = 0$ м, $H = 10\,000$ м, $H = 20\,000$ м). Для анализа, двигатели можно разделить на две группы: F-135 и АЛ-41Ф1 с несколько большей степенью двухконтурности (0,57 и 0,54, соответственно) и двигатели АЛ-41Ф2 и F-119 с меньшей степенью двухконтурности (0,26 и 0,2, соответственно).

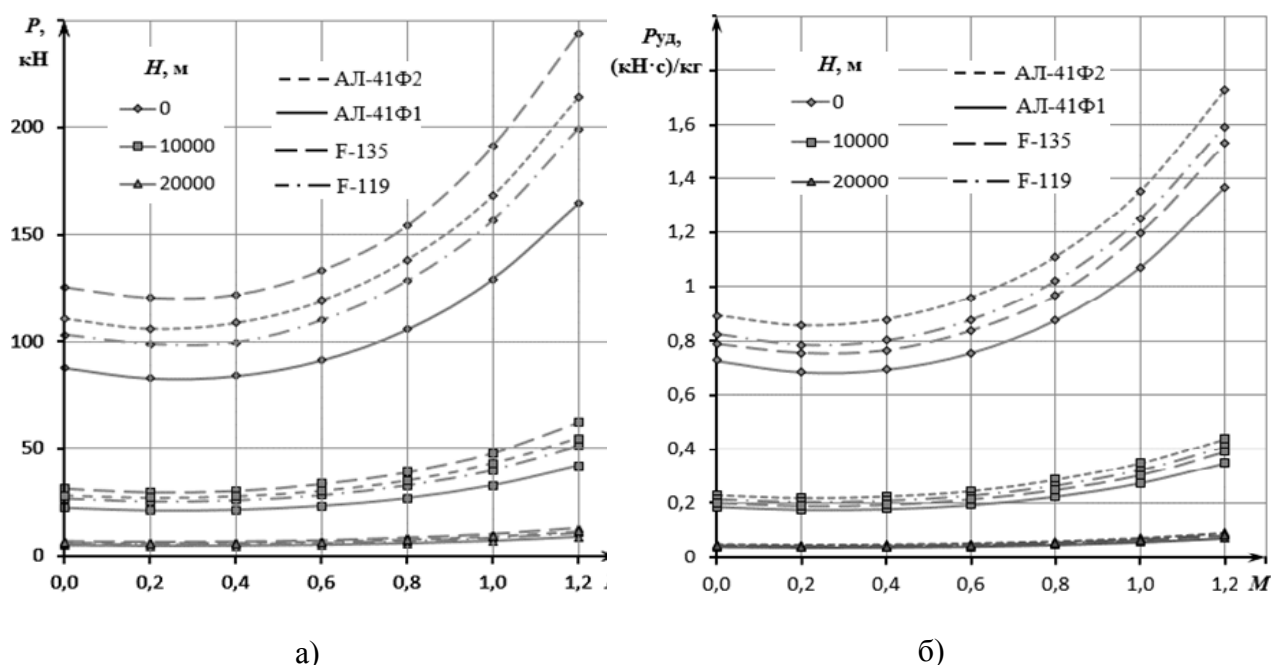


Рис. 1. ВСХ ТРДДФсм на максимальном безфорсажном режиме:

а) Тяга в зависимости от высоты и скорости полёта; б) Удельная тяга в зависимости от высоты и скорости полёта

На рисунке 1 видно, что для рассматриваемых двигателей характерно падение тяги при полёте с малыми высотами и скоростями до числа M порядка 0,3. При дальнейшем росте скорости за счёт увеличения динамического напора в воздухозаборнике и увеличении суммарной степени повышения давления тяга двигателя возрастает. С увеличением высоты полёта тяга двигателей уменьшается, из-за уменьшения физического расхода воздуха через двигатель и давления окружающей среды. Тяга F-135 выше чем у двигателя АЛ-41Ф1 во всём диапазоне скоростей и высот, так как он имеет больший расход воздуха и температуру газа в камере сгорания. Также тяга ТРДДФсм АЛ-41Ф2 больше тяги F-119 во всём диапазоне. Разница между тягами двигателей становится больше при увеличении скорости полёта и существенно уменьшается при повышении высоты полёта. Для всех ТРДДФсм характерно увеличение удельной тяги с ростом высоты полёта. Среди двигателей с большей степенью двухконтурности, удельная тяга больше у F-135. Среди двигателей с меньшей степенью двухконтурности, удельная тяга больше у АЛ-41Ф2. Анализируя график можно отметить что, при увеличении скорости

полёта относительное изменение удельной тяги двигателя F-135 больше чем у АЛ-41Ф1 на 6,3% при высоте 0 м и на 8,8% при высотах 10 000 и 20 000 м. У ТРДДФсм АЛ-41Ф2 относительное изменение удельной тяги больше чем у F-119 на 0,4% при $H = 0$ м, меньше чем у F-119 на 1,7% при $H = 10\,000$ м и практически не изменяется при $H = 20\,000$ м.

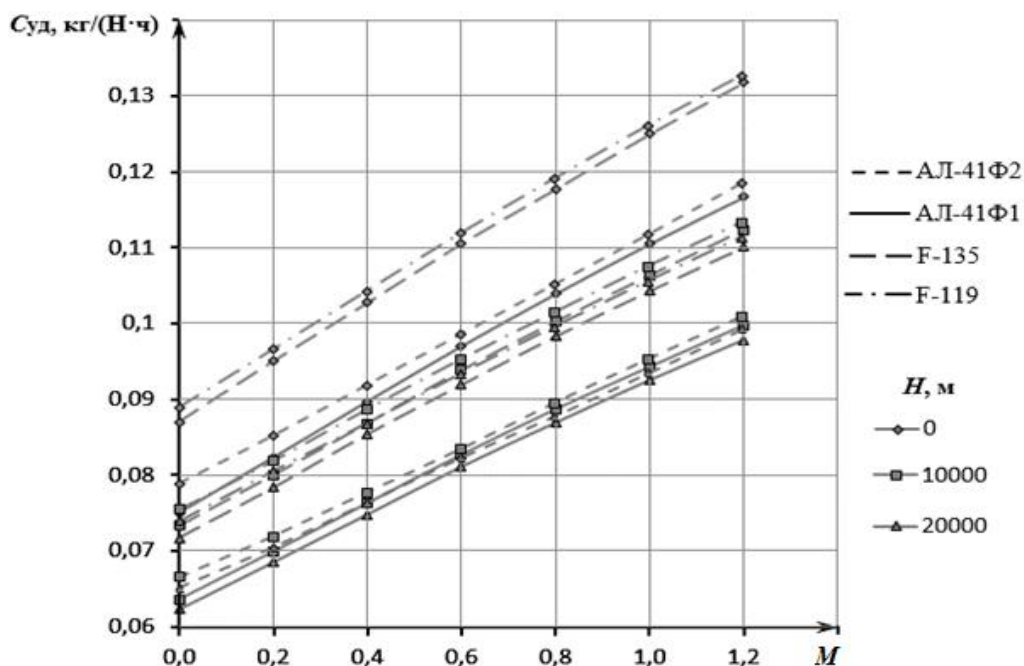


Рис. 2. Удельный расход топлива на максимальном бесфорсажном режиме ТРДДФсм в зависимости от высоты и скорости полёта

На рисунке 2 видно, что для всех ТРДДФсм при увеличении скорости полёта удельный расход топлива растёт, а при повышении высоты уменьшается. Двигатель F-135 имеет больший удельный расход топлива по сравнению с АЛ-41Ф1, как и двигатель F-119 по сравнению с АЛ-41Ф2. Анализируя график можно отметить что, при увеличении скорости полёта относительное изменение удельного расхода топлива двигателя F-135 меньше чем у АЛ-41Ф1 на 4% при высотах 0 и 10 000 м и на 3,5% при высоте 20 000 м. У ТРДДФсм АЛ-41Ф2 относительное изменение удельного расхода топлива больше чем у F-119 на 1,2% при $H = 0$ м, на 1,4% при $H = 10\,000$ м и на 1,8% при $H = 20\,000$ м.

Выводы

Разработаны и идентифицированы модели ТРДДФсм для военных высокоманевренных самолётов V поколения АЛ-41Ф1, АЛ-41Ф2, F-119 и F-135 в DVIGw на взлётном максимальном и полном форсированных режимах. Проведён расчёт ВСХ этих двигателей в диапазоне изменения Маха полёта от 0 до 1,2 с шагом 0,2 и изменения высоты полёта H от 0 м до 20 000 м с шагом 2000 м. Получены значения тяги, удельного расхода топлива, удельной тяги, расхода воздуха, температуры и скорости газа на выходе из сопла рассматриваемых двигателей. Эти параметры необходимы для дальнейшего 3D численного моделирования и исследования лобового сопротивления самолётов Т-50 и F-35В на разных высотах и скоростях.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бакулев, В. И., Крылов Б. А., Голубев В. А. Теория, расчёт и проектирование авиационных двигателей и энергетических установок: [учебник] / В. И. Бакулев. – М: Изд-во МАИ, 2003 – 688 с.

2. Кишалов, А. Е. Анализ характеристик авиационных ГТД V поколения / А. Е. Кишалов, А. А. Самигуллин // Молодёжный Вестник УГАТУ Ежемесячный научный журнал – Уфа: УГАТУ. – 2014 - №2 (11). – С. 47-54.

3. Кишалов, А. Е. Моделирование и анализ характеристик ТРДДФсм для самолётов V поколения в системе DVIgW / А. Е. Кишалов, Н. А. Ключев // X Всероссийская молодёжная научная конференция «Мавлютовские чтения» [электронный ресурс] – Уфа: УГАТУ, 2016 – С. 199-203.

4. Ахмедзянов Д. А., Кишалов А. Е. Термогазодинамическое моделирование авиационных двигателей и их элементов: [лабораторный практикум] / ГОУ ВО Уфимский государственный авиационный технический университет (УГАТУ). – Уфа: УГАТУ, 2012. – 90 с.

5. Кишалов, А. Е. Моделирование аэродинамических характеристик современных и перспективных самолётов V поколения при помощи ANSYS CFX / А. Е. Кишалов, Н. А. Ключев, Р. И. Султанов, А. А. Самигуллин // Молодёжный Вестник УГАТУ Ежемесячный научный журнал – Уфа: УГАТУ. – 2016 - №2 (15). – С. 44-53.

ОБ АВТОРАХ



Кишалов Александр Евгеньевич, доц. каф. авиац. теплотехники и теплоэнергетики УГАТУ, дипл. инж. по авиационным двигателям и энергетическим установкам (УГАТУ, 2006). К.т.н. по тепловым, электроракетным двигателям и энергоустановкам ЛА (УГАТУ, 2010). Исследования в области рабочих процессов в авиационных ГТД на установившихся и неустановившихся режимах, разработки математических моделей сложных технических объектов, САПР авиационных ГТД.

Тел. (347)2737792, e-mail: kishalov@ufanet.ru



Ключев Никита Александрович, студент группы ДЛА - 403 кафедры авиационной теплотехники и теплоэнергетики факультета АДЭТ, УГАТУ. Исследования в области транспортировки газа и приводов ГПА. Исследования и моделирование аэродинамических характеристик современных и перспективных самолетов V поколения.

e-mail: kluchev-nikita@yandex.ru

УДК 621.45.048.4

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ГОРЕНИЯ В КАМЕРЕ СГОРАНИЯ АЛ–31Ф

Кишалов А.Е., Султанов Р.И.

Введение

В настоящее время в качестве силовых установок для боевых маневренных самолетов используются двигатели, выполненные по схеме ТРДДФсм. Наиболее широкое распространение в нашей стране из двигателей IV поколения получили двигатели семейства АЛ–31Ф. Одним из наиболее сложных узлов авиационного двигателя, со сложным протеканием процесса, от параметров которого во многом зависят параметры эффективности двигателя, его ресурс и надёжность, является камера сгорания (КС).

К основным КС предъявляется большое количество разнообразных требований: обеспечение высокой полноты сгорания топлива, устойчивого горения на различных режимах работы двигателя, равномерность полей параметров на выходе из неё и т.п.

Модель камеры сгорания

Для определения параметров потока в КС была создана модель двигателя в системе имитационного моделирования (СИМ) DVIGw (рис. 1). Параметры для модели двигателя подобраны из литературных источников [1–5] и сведены в таблицу 1.

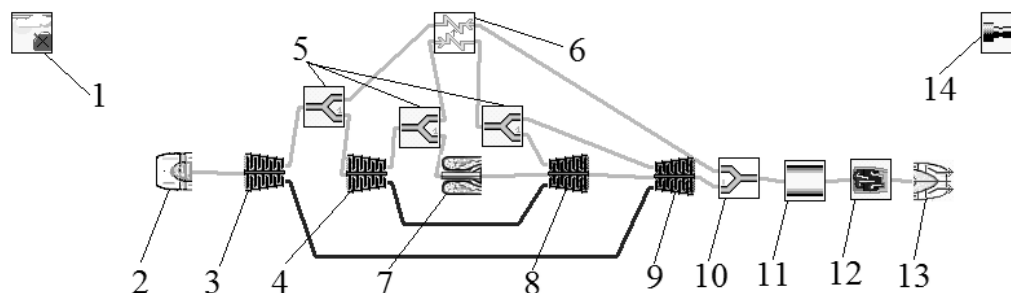


Рис. 1. Топологическая модель АЛ-31Ф в СИМ DVIGw, где 1 – Начальные условия; 2 – Входное устройство; 3 – КНД; 4 – КВД; 5 – Отбор воздуха; 6 – ВВТ; 7 – КС; 8 – ТВД; 9 – ТНД; 10 – Смеситель; 11 – Канал; 12 – ФК; 13 – Выходное устройство; 14 – Общие результаты

Таблица 1

Параметры АЛ-31Ф

Параметр	Атлас [1]	Назаров [2]	УМПО [3]	Зрелов [4]	АКС – Конверсалт [5]	Модель
$P_{ф.взл}, \text{кН}$	122,583	122,583	122,583	122,583	122,583	123,062
$C_{уд.ф.взл}, \text{кг/Н}\cdot\text{ч}$	0,2	0,196	-	0,2	-	0,1991
$P_{взл}, \text{кН}$	76,982	76,200	76,197	-	-	77,468
$T_{г\text{ вкл}}^*, \text{К}$	1660	1665	-	1650	1660	1665
$C_{уд. мин}, \text{кг/Н}\cdot\text{ч}$	0,0684	0,0685	0,0684	0,0679	0,0684	0,069
m	0,571	0,571	0,56	0,571	-	0,57
$G_{в}, \text{кг/с}$	112	112	112	112	112	112
π_k^*	23	23	23	23	23	22,975
$\pi_{к\text{ КВД}}^*$	6,46	6,46	-	-	-	6,49
$T_{кнд}^*, \text{К}$	437	437	-	-	-	436,7
$T_{квд}^*, \text{К}$	769	769	-	-	-	769,0
$T_{твд}^*, \text{К}$	1297	1297	-	-	-	1268,1
$T_{тнд}^*, \text{К}$	1025	1025	-	-	-	1051,7
$T_{фк}^*, \text{К}$	2082	2082	-	-	-	2082

По известной схеме (рис. 2) была построена 3D-модель КС в CAD системе Autodesk Inventor 2015.

При построении были допущены некоторые упрощения: изъяты топливный коллектор, форсунка, свеча, воздухо-воздушный теплообменник. А также упрощена передняя часть жаровой трубы. Моделирование процесса горения проведено в программном комплексе ANSYS 17.0 CFX. Готовая модель КС была преобразована с помощью функции комбинирования и, для уменьшения времени расчета, использовалась 28-ая часть модели (рис. 3).

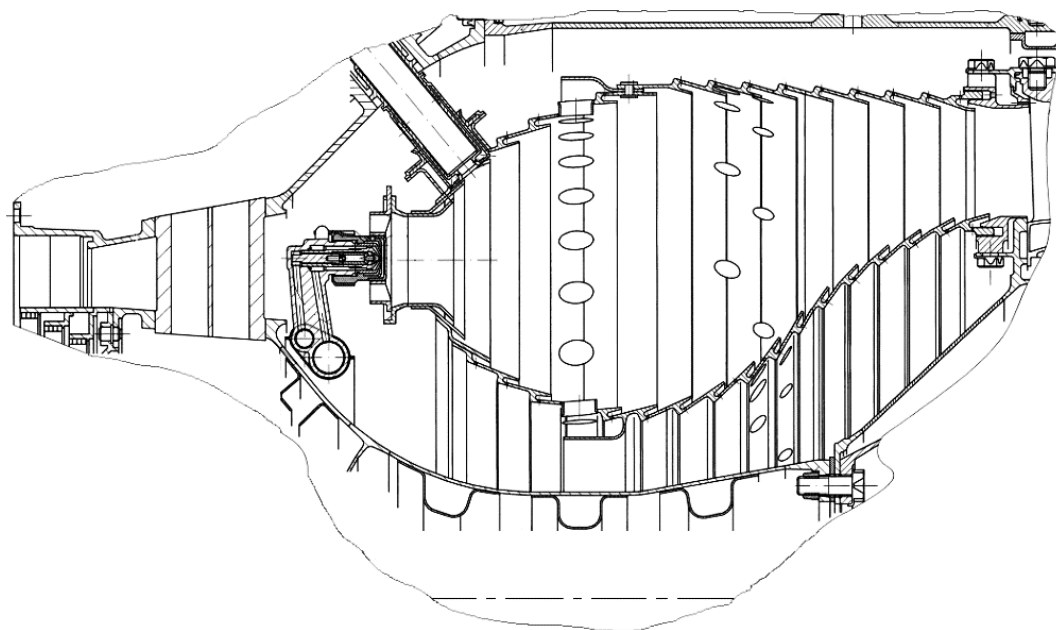


Рис. 2. Схема камеры сгорания АЛ–31Ф

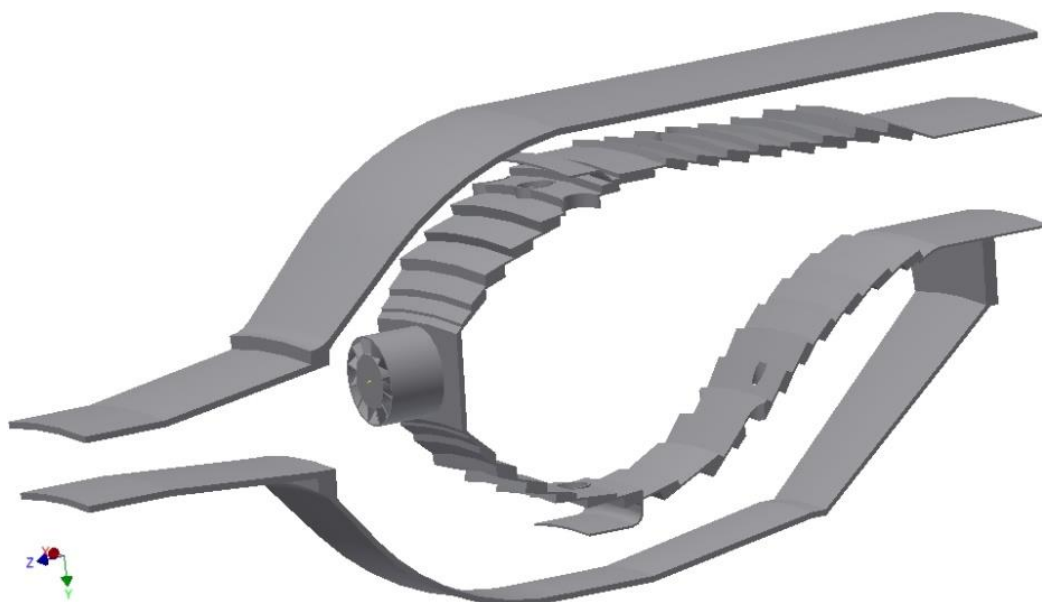


Рис. 3. 3D-модель камеры сгорания АЛ–31Ф

Построение конечно-элементной модели

Для применения численного метода решения при помощи конечных элементов в ANSYS Mesh на геометрической модели была построена конечно-элементная тетраэдрическая неструктурированная сетка с количеством элементов порядка 3,5 млн., с размером одного элемента порядка 6 мм. Для повышения точности расчётов сетка была замельчена в области жаровой трубы с размерами элемента 2 мм. Для лучшего решения на твердых стенках модели были построены структурированные призматические слои. В области жаровой трубы в количестве 10 штук и общей толщиной 20 мм, и в области второго контура КС в количестве 7 штук и общей толщиной 56 мм (рис. 4).

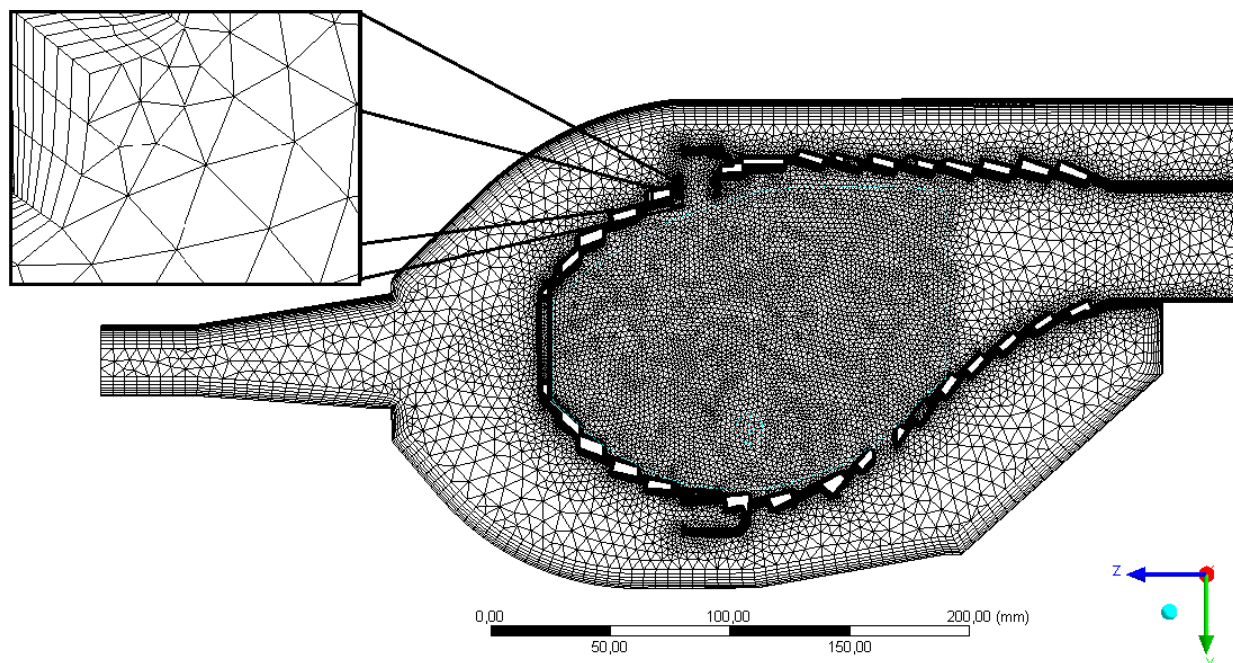


Рис. 4. Модель сетки камеры сгорания АЛ–31Ф

Работа в ANSYS CFX

Далее в ANSYS CFX были произведены расчеты – гидравлический (без горения) и термогазодинамический (с горением). Граничные условия для гидравлического расчета: Inlet1 – вход потока после КВД со значениями скорости потока воздуха и статической температуры. Inlet2 – ввод топлива, расположен на месте форсунки, определен как Wall, т.к. в гидравлическом расчете горение не происходит и ввод топлива не требуется. В качестве рабочего тела использовался Air Ideal Gas, так же задавалась модель турбулентности – к-ε. Устанавливалась модель переноса тепла – Total Energy.

Граничные условия для термогазодинамического расчета: Inlet1 – вход потока после КВД со значениями скорости потока воздуха и статической температуры, остались неизменными, однако изменилось количество компонентов газа (). Inlet2 – ввод топлива Jet A, а также задана реакция горения WD1, с моделью самовоспламенения при 1000K. Модель турбулентности не изменена – к-ε.

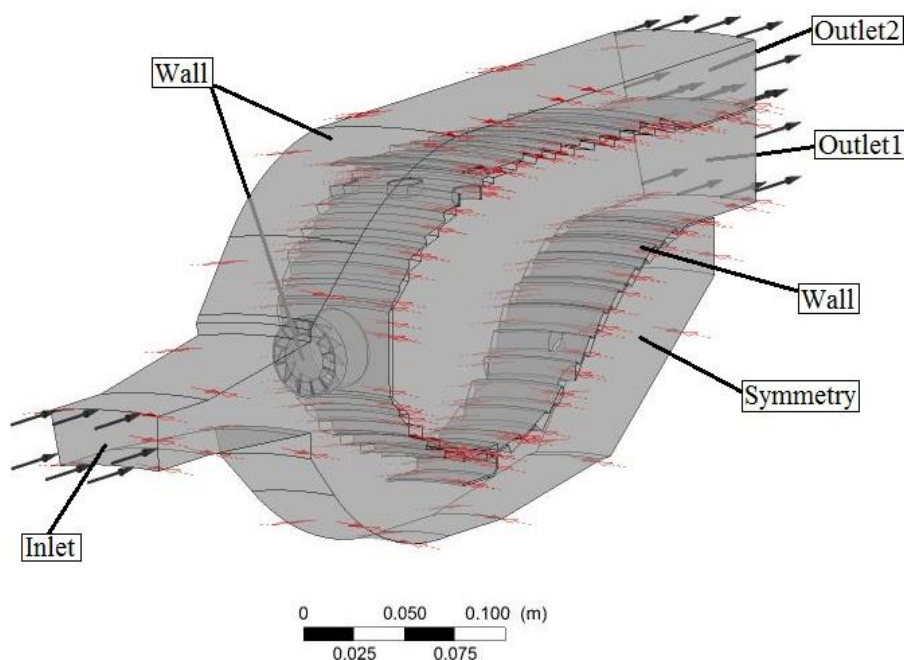


Рис. 5. Граничные условия в CFX для гидравлического расчета

Обработка результатов моделирования

Дисбаланс сходимости уравнений сошелся к нулю.

Для визуализации обтекания модели потоком воздуха приведены линии тока на рис. 6.

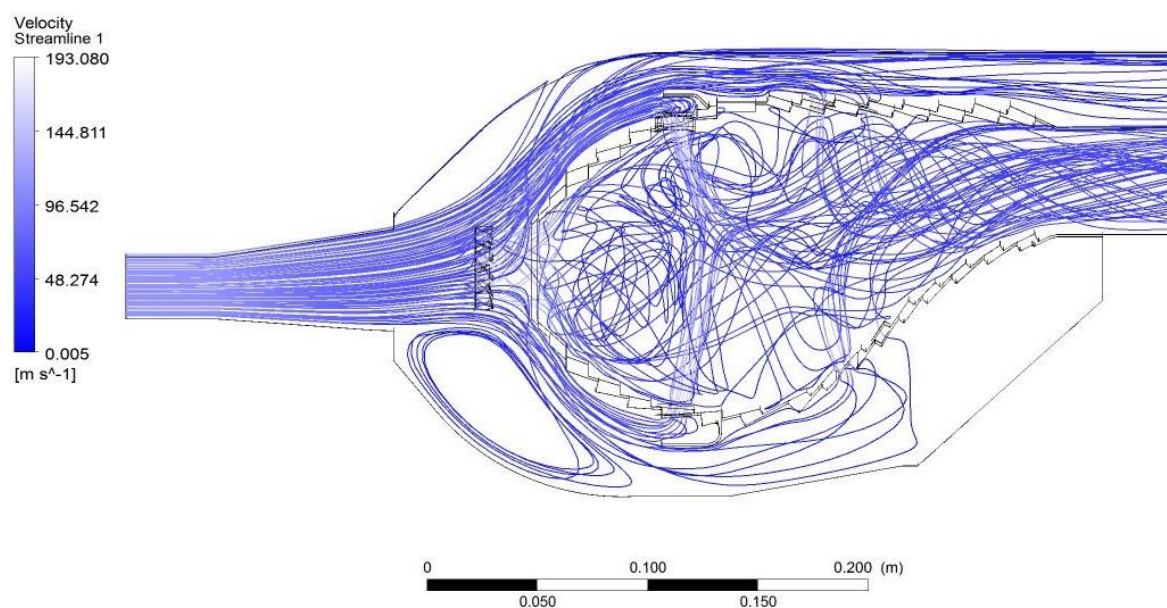


Рис. 6. Линии тока в КС

На рис. 7 видны завихрения в области жаровой трубы, в месте смешения топлива и воздуха. Наибольшие скорости в завихрителе, в зоне после завихрителя, в области ввода вторичного воздуха и в области истечения в ТВД.

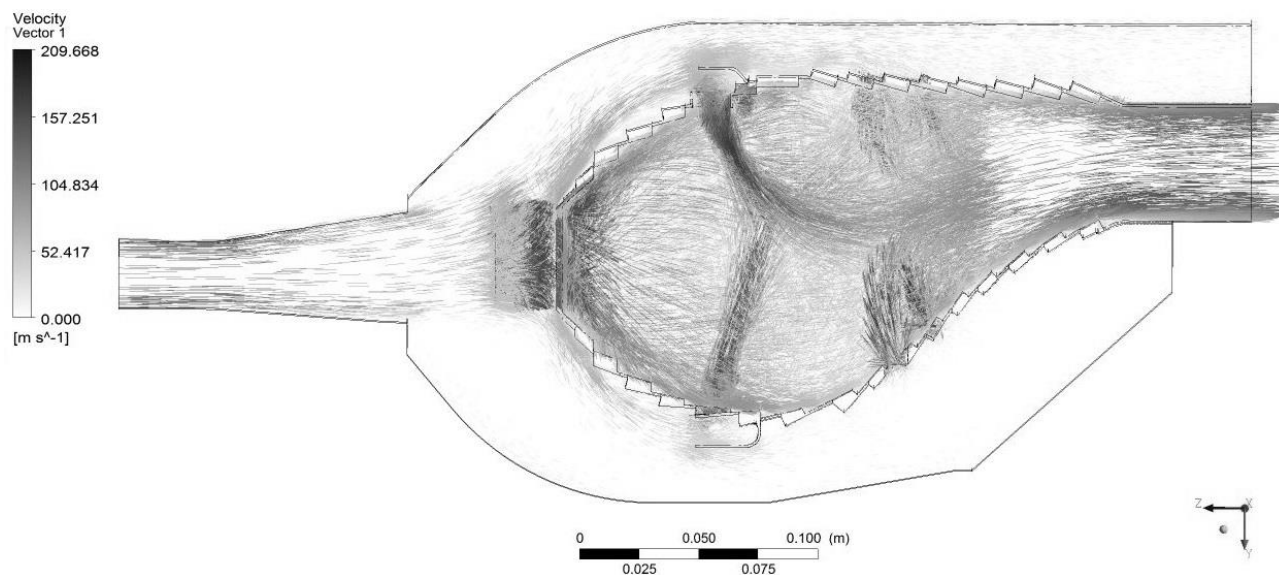


Рис. 7. Векторы скоростей в КС АЛ-31Ф при горении

На рис. 8 приведены поля температур по сечениям камеры сгорания.

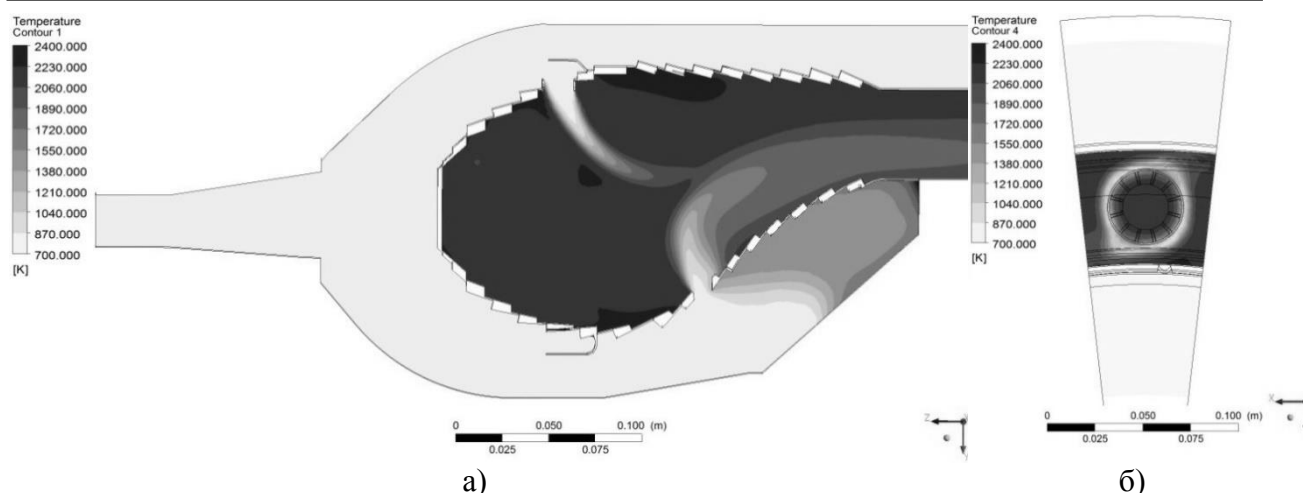


Рис. 8. Поля температур в КС: а) в продольном сечении; б) в поперечном сечении

На рис. 8а) видно, что максимальные температуры находятся в середине ЖТ. Максимальная температура 2373 К, минимальная 373 К во вторичном контуре КС. С помощью отверстий поток смешивается с топливом – воздушной смесью и идет дальше в турбину высокого давления (ТВД). На рис. 8б) видно, что минимальные температуры в области завихрителя.

Выводы

В результате исследования разработана и идентифицирована модель ТРДДФ АЛ–31Ф в СИМ DVIGw. Разработана 3D–модель КС в CAD системе Autodesk Inventor 2015 и произведен термогазодинамический расчет процесса горения в камере сгорания на максимальном взлётном режиме при помощи ANSYS 17.0 CFX.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Авиационный двухконтурный ТРД АЛ-31Ф. Атлас деталей и узлов. М.: МАИ, ОАО «НПО «Сатурн», 2008. - 20 с.
2. Назаров А.П. Турбореактивный двухконтурный двигатель с форсажной камерой сгорания АЛ-31Ф. М.: ВВИА им. Жуковского, 1987. — 363 с.
3. АЛ-31Ф Турбореактивный двухконтурный двигатель с общей форсажной камерой [Электронный ресурс]: ОАО «УМПО». URL: <http://umpro.ru>
4. Зрелов В. А. Отечественные газотурбинные двигатели. Основные параметры и конструктивные схемы: Учеб. пособие. М.: ОАО «Издательство «Машиностроение», 2005. 336 с.
5. Силовые установки Авиационные, ракетные промышленные (1944-2000). 1998-2000. АКС-Конверсалт. - 134 с.

ОБ АВТОРАХ



Кишалов Александр Евгеньевич, доц. каф. авиац. теплотехники и теплоэнергетики УГАТУ, дипл. инж. по авиационным двигателям и энергетическим установкам (УГАТУ, 2006). К.т.н. по тепловым, электроракетным двигателям и энергоустановкам ЛА (УГАТУ, 2010). Исследования в области рабочих процессов в авиационных ГТД на установившихся и неустойчивых режимах, разработки математических моделей сложных технических объектов, САПР авиационных ГТД.

Тел. (347)2737792, e-mail: kishalov@ufanet.ru



Султанов Руслан Ильшатович, студент группы ДЛА -303 кафедры авиационной теплотехники и теплоэнергетики факультета АДЭТ, УГАТУ. Исследования в области транспортировки газа, приводы ГПА и увеличение ресурса работоспособности. Исследования и моделирование аэродинамических характеристик современных и перспективных самолетов V поколения.

e-mail: rsultanov95@mail.ru

УДК 621.45.037, 621.45.013

МОДЕЛИРОВАНИЕ КОНСТРУКЦИИ КОМПРЕССОРОВ ПС-90А

Маркина К.В., Кишалов А.Е.

Проектирование авиационного ГТД это сложная итерационная задача, над которой работает большое количество различных узких специалистов. На разработку и создание таких наукоёмких изделий как авиационный ГТД затрачиваются огромные временные и трудовые ресурсы. Высокий уровень качества и высокая степень согласования отдельных элементов в составе ГТД возможна в том случае, если ещё на стадии проектирования и выбора его конструктивной схемы решаются задачи прочностного анализа и выбора материала его основных деталей и сборочных единиц [1].

На базе системы имитационного термогазодинамического (СИМ) моделирования ГТД «DVIGw» разработана экспертная система (ЭС) «АМ», в которой содержатся структурные элементы (СЭ) для прочностного анализа основных узлов двигателя [2].

В статье представлены результаты моделирования рабочей лопатки (РЛ) вентилятора, подпорных ступеней и компрессора высокого давления (КВД) ТРДД с большой степенью двухконтурности ПС-90А. На рис. 1 представлена топологическая модель ПС-90А в ЭС «АМ».

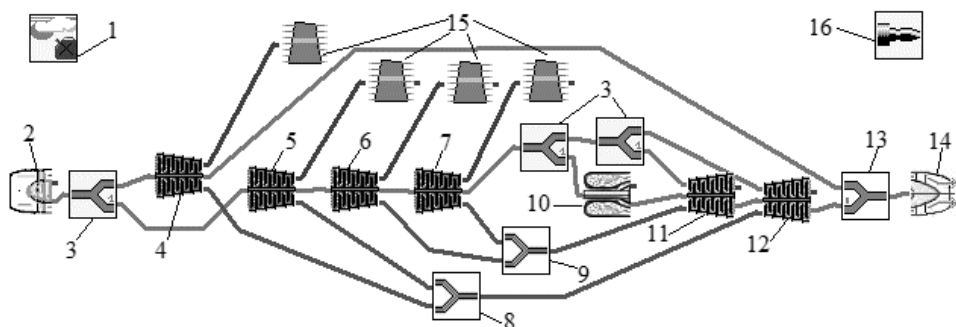


Рис. 1. Топологическая модель ПС-90А в ЭС «АМ», где 1 – СЭ Исходные данные; 2 – СЭ Входное устройство; 3 – СЭ Отбор воздуха; 4 – СЭ Вентилятор; 5 – СЭ Подпорные ступени; 6 – СЭ 1–4 ступени КВД; 7 – СЭ 5–13 ступени КВД; 8, 9 – СЭ Добавочная мощность; 10 – СЭ КС; 11 – СЭ ТВД; 12 – СЭ ТНД; 13 – СЭ Смеситель; 14 – СЭ Выходное устройство; 15 – СЭ Прочность лопатки компрессора; 16 – СЭ Общие результаты

У вентиляторных лопаток (СЭ 4, Рис. 1) двигателя с большой степенью двухконтурности окружные скорости у втулки и периферии значительно отличаются. Поэтому при моделировании двигателя принято, что на входе в компрессор воздух вначале разделяется на потоки внутреннего и наружного контуров, а затем проходит в вентилятор и в подпорные ступени (СЭ 5, Рис. 1). СЭ 4 и СЭ 5 (вентилятор и подпорные ступени) расположены на одном валу, что в имитационной модели показано при помощи

СЭ 8, который суммирует их мощности ступени в один механический поток и передаёт его к турбине низкого давления (ТНД) СЭ 12.

Данная модель двигателя ПС-90А была идентифицирована, основные термогазодинамические параметры модели соответствуют прототипу; геометрические размеры проточной части за основными узлами модели подобраны равными характерным размерам прототипа [1, 3].

Вентилятор двигателя (СЭ 4, рис. 1) располагается после отбора воздуха (СЭ 3 рис. 1), при его моделировании лопатка была поделена на две части (верхняя и нижняя части), рис. 2. В данном исследовании при помощи СИМ «АМ» моделировалась только верхняя часть лопатки вентилятора, воздух из которой дальше проходит в наружный контур, а нижняя часть лопатки, которая воздух практически не сжимает, моделировалась как дальнейшее удлинение корневого сечения моделируемой лопатки, как это изображено на рис. 2. 3D модель реальной лопатки вентилятора представлена на рис. 3.

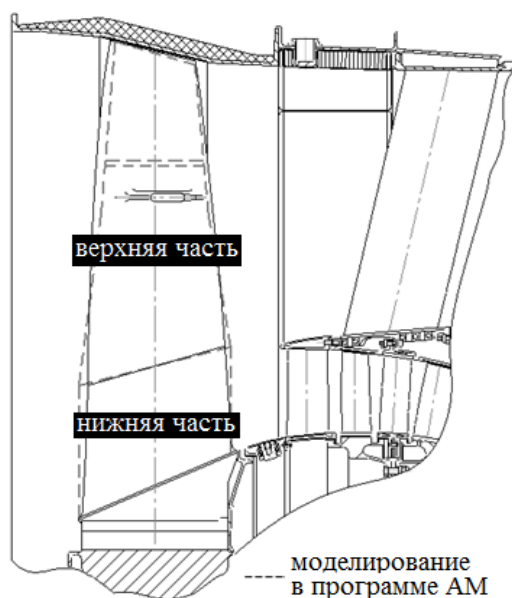


Рис. 2. Сравнение результатов моделирования лопатки вентилятора с исходной конструкцией



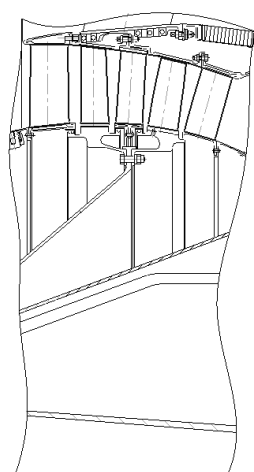
Рис. 3. 3-D твердотельная модель лопатки вентилятора ПС-90А

В таблице 1 приведено сравнение основных геометрических параметров существующей конструкции вентилятора и параметров, полученных с помощью разработанной программы [2, 3]. Закон профилирования проточной части вентилятора ($D_{ср} = var$) отличается от выбранного в программе ($D_{ср} = const$), поэтому диаметры на выходе из рабочего колеса (РК), полученные при моделировании, несколько отличаются от действительных.

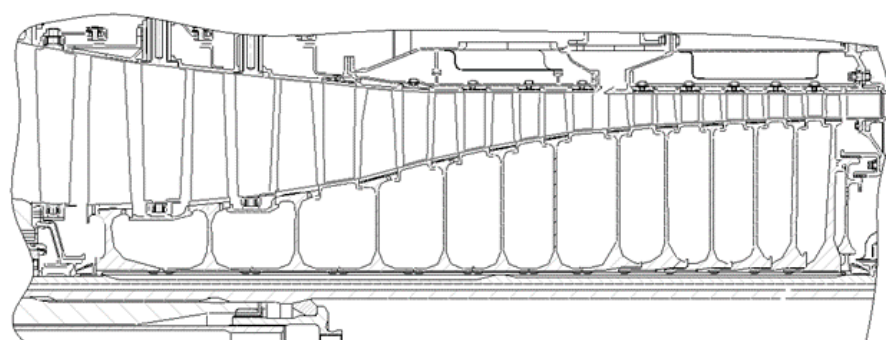
В результате моделирования ЭС определила термогазодинамические параметры и кинематические параметры на входе и выходе из РК в трёх сечениях по высоте. Также определены геометрические характеристики профиля, количество лопаток в РК. Антивибрационная полка лопатки вентилятора располагается на 1/3 высоты от периферии. Так как моделируется только верхняя часть лопатки, антивибрационную полку разместили на большем диаметре, чем у реальной лопатки. В связи с этим её толщина была подобрана таким образом, чтобы масса антивибрационной полки соответствовала реальной.

Геометрические параметры ступени вентилятора

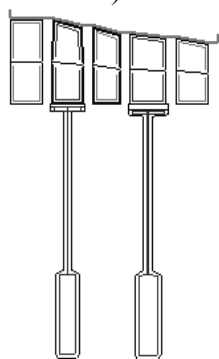
Параметр		Исходная геометрия	Результаты моделирования	Погрешность, %
Нар. диаметр на входе в ступень, мм		1900,0	1878,2	1,2
Внут. диаметр на входе в верх. части РК, мм		1027,6	1027,5	0,0
Нар. диаметр на выходе из РК, мм		1827,8	1818,8	0,5
Внут. диаметр на выходе из верх. части РК, мм		1127,7	1087,0	3,6
Хорда верх. части РЛ на сред. диаметре, мм		135,4	130,4	3,7
Высота верх. части лопатки РК, мм	на входе в ступень	425,4	425,3	0,0
	на выходе из РК	350,1	365,9	4,5
Средняя высота всей лопатки, мм		531,6	—	—
Количество лопаток в венце		33	33	0
Длина ступени, мм		397,5	461,6	16,0
Масса верх. части пера лопатки, кг		—	2,02	—
Масса нижней части пера лопатки, кг		—	1,44	—
Масса антивибрационной полки, кг		—	0,34	—
Масса хвостовика лопатки, кг		—	2,10	—
Масса лопатки, кг		5,91	5,90	0,2



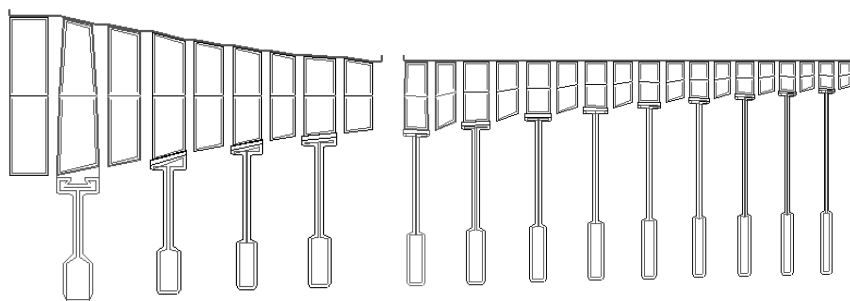
а)



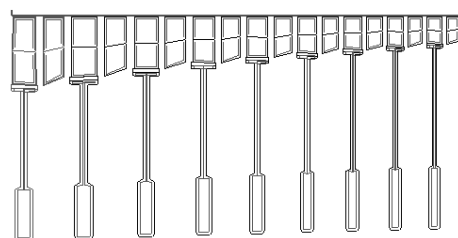
б)



в)



г)



д)

Рис. 4. Подпорные ступени и компрессор высокого давления: а), в) исходная конструкция, б), г), д) моделирование в программе «АМ» (СЭ 5-7)

Приведенные результаты моделирования конструкции вентилятора, подпорных ступеней и КВД качественно и количественно соответствуют существующей

конструкции. Максимальная относительная погрешность при моделировании конструкции вентилятора составила порядка 4,5%. Общая длина компрессоров моделируется несколько хуже, погрешность моделирования длины вентилятора составила порядка 16%, для подпорных ступеней порядка 10%, КВД – 7,5%.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Иноземцев А.А. Авиационный двигатель ПС-90А. “ФИЗМАТЛИТ” 2007. с. 320.
2. Кишалов А.Е., Маркина К.В. Официальная регистрация компьютерной программы № 2016663846. Экспертная система по автоматизированному проектированию узлов и выбору материалов основных деталей воздушно-реактивных двигателей. Роспатент, 2016.
3. Akhmedzyanov D.A., Kishalov A.E., Markina K.V. “Automated selection of the material a fan blade PS-90A”, 30th Congress of the International Council of the Aeronautical Sciences. 25-30 September 2016, Daejeon (Korea). URL: http://www.icas.org/ICAS_ARCHIVE/ICAS2016/data/papers/2016_0068_paper.pdf

ОБ АВТОРАХ



Кишалов Александр Евгеньевич, доц. каф. авиац. Теплотехники и теплоэнергетики УГАТУ, дипл. инж. по авиационным двигателям и энергетическим установкам (УГАТУ, 2006). К.т.н. по тепловым, электроракетным двигателям и энергоустановкам ЛА (УГАТУ, 2010). Исследования в области рабочих процессов в авиационных ГТД на установившихся и неуставившихся режимах, разработки математических моделей сложных технических объектов, САПР авиационных ГТД.

e-mail: kishalov@ufanet.ru



Маркина Ксения Васильевна, ассистент каф. авиац. теплотехники и теплоэнергетики УГАТУ. Дипл. инж. по авиац. и ракетно-космической теплотехники (УГАТУ, 2012). Исследования в области процессов, происходящих в проточной части авиационных ГТД с использованием 3D-CAD/CAE моделирования.

e-mail: markina_kseniya@mail.ru

УДК 620.9

ТРЕХМЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССОВ ГОРЕНИЯ В ПАРОВОМ КОТЛЕ ДКВР-10/13

Кишалов А. Е., Липатов В. Д.

Введение

При проектировании современных котельных установок, а также при реконструкции существующих, для получения наибольшей эффективности установки необходимо применение все более и более точных методов расчетов параметров характерных точек устройств. Так, например, инженерные методики расчета [1], основанные на обобщении большего числа экспериментальных данных, хоть и пригодны при проектировании устройств, однако непригодны для оценки эффекта той или иной модификации котлов без проведения дорогостоящих экспериментов. Вместе с тем,

наименее затратным способом получения конечных результатов с требуемой точностью является численное трехмерное моделирование устройств с последующей верификацией полученных результатов путем сопоставления с экспериментальными данными или с некоторыми результатами расчетов по инженерным методикам. Данный подход позволяет получить детальные поля параметров (скорость, давление, температура и др.), а также учесть явления, проявляющиеся при трехмерных расчетах (как, например, завихрения, обусловленные объемной неравномерностью и нестационарностью течения).

Описание парового котла ДКВР-10/13

В качестве объекта исследований был выбран паровой котел ДКВР-10/13.

Котел ДКВР-10/13 двухбарабанный, водотрубный, реконструированный с номинальной паропроизводительностью 10 т/ч с давлением и температурой насыщенного пара равными соответственно $p_{\text{нп}} = 13$ атм и $t_{\text{нп}} = 191$ °С [2].

Схема котла приведена на рис. 1. Перед конвективным пучком котлов производительностью до 10 т/ч расположена топочная камера, которая для уменьшения потерь с уносом и химическим недожогом делится кирпичной шамотной перегородкой на две части: собственно топку и камеру догорания. Выход газов из камеры догорания и из котла асимметричен. Топочная камера экранируется трубами (фронтной, боковой и задней экраны), по которым течет пароводяная смесь.

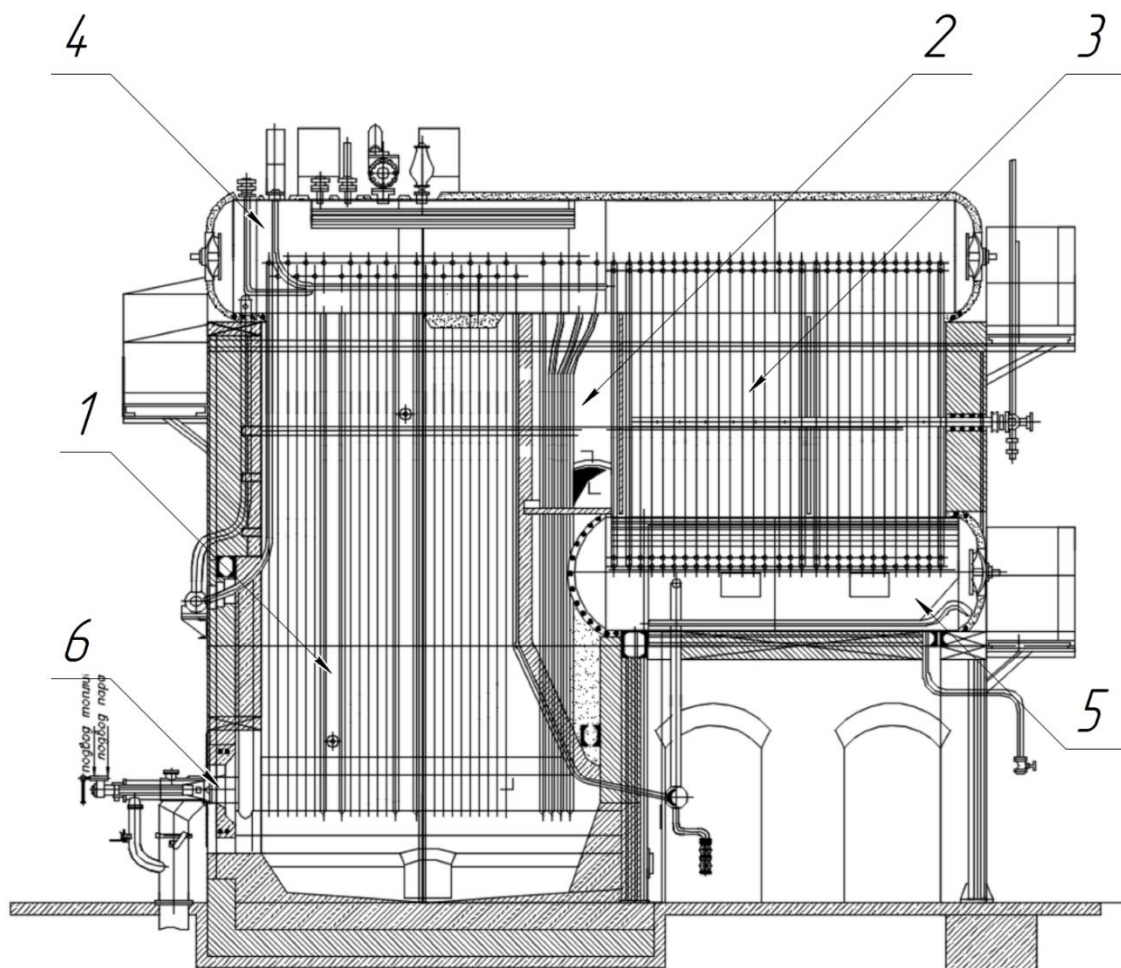


Рис. 1. Чертеж котла

1 – топочная камера; 2 – камера дожигания; 3 – конвективный пучок;
4 – верхний барабан; 5 – нижний барабан; 6 – горелка газомазутная

Для подвода топлива в топку и организации процесса горения используются две горелки, предназначенные для комбинированного сжигания газа и мазута. Воздух,

подводимый в топочную камеру, делится на первичный и вторичный. Каждый из потоков воздуха, подводимый в топку, закручивается при помощи соответствующих лопаток. Газ подводится в топку с помощью отверстий, расположенных между зонами подвода первичного и вторичного воздуха.

Для данного котла был произведен тепловой расчет согласно [1], найдены параметры, которые могут быть использованы в качестве начального приближения для численного моделирования [3]. В частности, это значения удельных тепловых потоков с экранированных стен, средних температуры и скорости газов и средние концентрации продуктов сгорания в топочной камере котла.

Результаты моделирования и сопоставление их с инженерными расчетами

В расчетах в качестве топлива был использован чистый метан. Теплосъем задавался удельными тепловыми потоками с фронтальной, задней и боковых поверхностей топки со значением плотности теплового потока $q = 118700 \text{ Вт/м}^2$, которое было получено в результате теплового расчета топки согласно [3]. На вход горелочных устройств подается смесь топлива (расход $G = 3,0415 \text{ кг/с}$) с воздухом с массовыми долями горючего и окислителя соответственно равными $\omega(\text{CH}_4) = 0,0549$ и $\omega(\text{O}_2) = 0,218$ с температурой $T = 300 \text{ К}$. На выходе из топки поддерживается избыточное давление, равное $p = -30 \text{ Па}$.

Моделирование топки котла производилось с помощью ANSYS CFX. В качестве модели горения была выбрана модель конечной скорости реакции и турбулентной диссипации [4], в качестве модели излучения была выбрана модель дискретного переноса [5]. Горение моделировалось по двухступенчатой реакции (с учетом образования CO). При расчетах учитывались гравитационные силы. В качестве критерия остановки расчета была выбрана среднемассовая температура газов на выходе из топки (по достижении установившегося значения которой расчет считался сошедшимся), а также дисбаланс основных величин (не более 1 %). Общее число итераций составило порядка 700, причем расчет сперва производился на грубой сетке (количество элементов порядка 700 000), а затем на более мелкой (порядка 4 500 000 элементов). Для конечного варианта сетки максимальный размер элемента составил 0,05 м, а в области горения сетка была загущена с максимальным размером элемента, равным 0,02 м.

Некоторые результаты моделирования приводятся на рис. 2-4. Из рис. 2 видно, что газы, выходящие из левой горелки, имеют большее время пребывания в топке (имеются характерные завихрения), чем выходящие из правой, что объясняется, очевидно, асимметричным выходом газов из топки, который смещен в сторону правой горелки. Это приводит к некоторому различию по степени выгорания топлива, выходящего из обеих горелок. Так, средняя по площади концентрация топлива для левой плоскости составляет 0,626 %, а для правой – 0,658 %. Рис. 3 показывает контурные поля температур в вертикальных плоскостях осей горелок, из которого видно, что максимальная температура составляет 2018 К (что не превышает адиабатическую температуру горения метана) и наблюдается она в области задней стенки топки на уровне горелок. В передней части топки на некоторой высоте (примерно от 2,5 до 4 м) имеется локальный минимум температуры. В данной части топки находятся газы, образующие турбулентные завихрения, что значительно увеличивает время их пребывания в топке и, соответственно, они отдают большее количества тепла излучением, чем те газы, которые проходят топку «напрямую» непосредственно из горелок к выходному окну. Как было отмечено выше (рис. 2), данные завихрения образуют преимущественно продукты сгорания левой горелки.

На рис. 4 приводится контурное поле температуры в горизонтальной плоскости оси горелок. Как видно из рисунка, факелы обеих горелок не имеют каких-либо значительных отличий в своей форме, несмотря на то, что правый факел расположен ближе к выходному

окну топки. Средняя длина факелов составляет примерно 2,5 м, в то время как экспериментальное значение длины факелов для горелок, эксплуатируемых на данном котле, составляет 1,5...2,5 м [6].

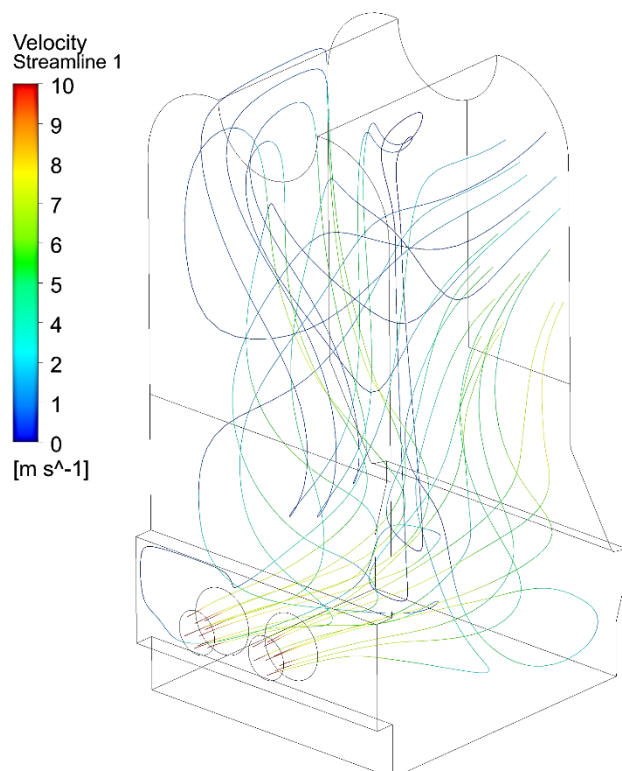


Рис. 2. Линии тока

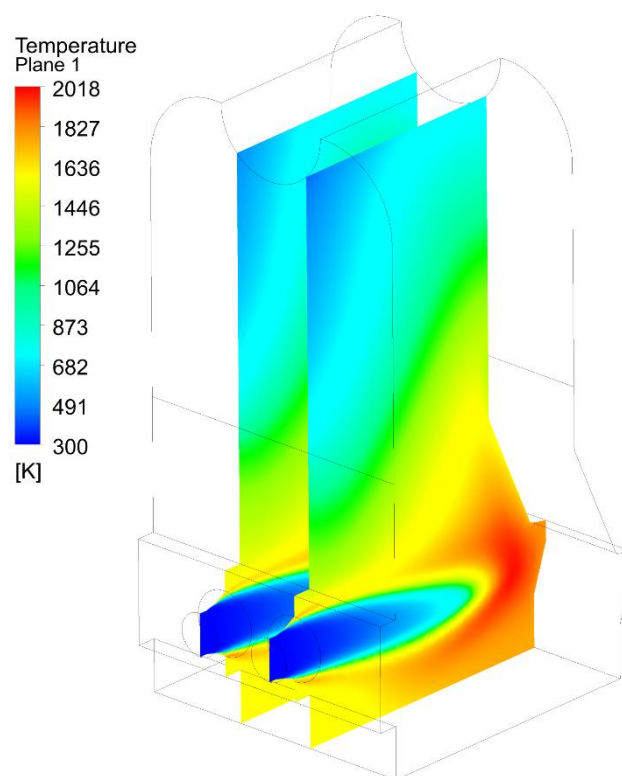


Рис. 3. Контурные поля температур в вертикальной плоскости оси подвода топлива и воздуха

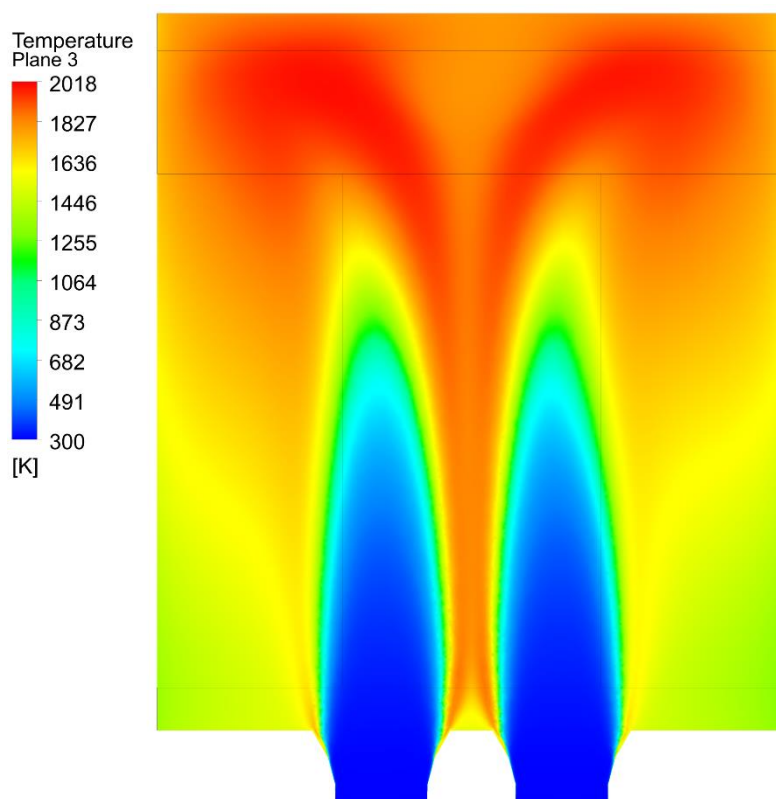


Рис. 4. Контурное поле температур в горизонтальной плоскости оси горелок

На рис. 5 приводится график распределения температуры по высоте топki, полученный путем осреднения температур по горизонтальным плоскостям. Из данного графика видно, что максимальное значение температур наблюдается на уровне, несколько отстоящем от уровня горелок, что объясняется тем, что именно на этих уровнях наиболее интенсивно протекают реакции горения, а на уровне горелок имеется локальный минимум, что объясняется вводом в топку относительно холодного потока топлива, не реагирующего на данном уровне (за исключением конечной зоны факела). При дальнейшем увеличении высоты происходит плавное снижение температуры до своего минимального значения в наивысшей точке топki.

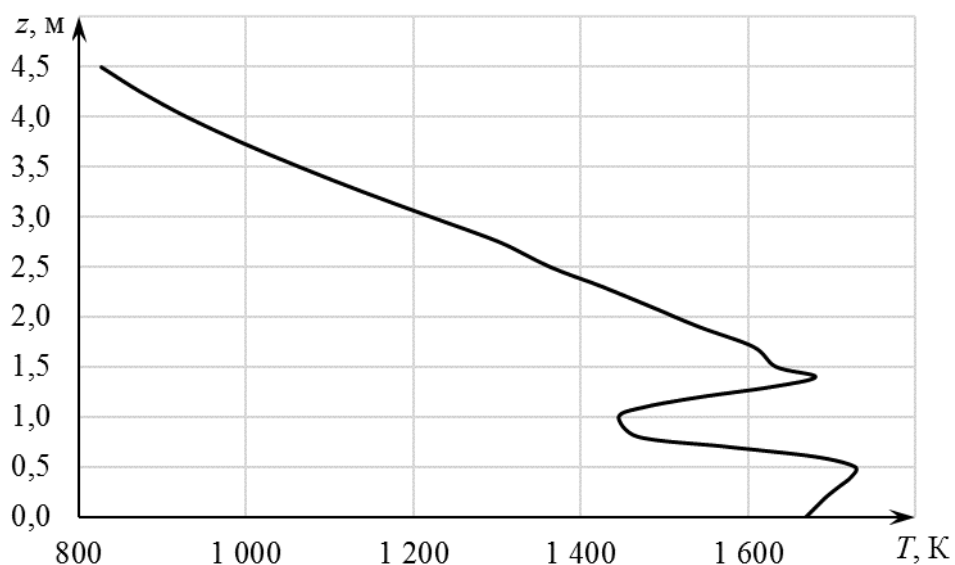


Рис. 5. Средняя температура газов по высоте топki

Параметры, полученные в результате моделирования были сравнены с результатами ручного расчета [3]. Температура на выходе из топки при моделировании составила $t_{\text{вых}}^{\text{мод}} = 747,8^{\circ}\text{C}$, а при ручном расчете – $t_{\text{вых}}^{\text{расч}} = 749,5^{\circ}\text{C}$, относительная погрешность составила 0,23 %, что указывает на корректность результатов моделирования в плане термодинамической составляющей выбранного механизма горения топлива. Полнота сгорания топлива при этом составила $\eta_{\text{г}} = 0,999$ (как по результатам моделирования, так и ручного расчёта).

Таким образом, трехмерное численное моделирование топки котла позволяет предсказать параметры его процессов с достаточной степенью точности, за короткий срок и с минимальными затратами материальных ресурсов, проанализировать влияние различных модернизаций котла на его эффективность.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Тепловой расчет котлов (нормативный метод) / СПб.: изд-во НПО ЦКТИ, 1998. – 223 с.
2. ДКВР [Электронный ресурс] / Электрон. текст. дан. – Режим доступа: <http://dkwr.ru> – дата обращения: 31.01.2017.
3. Липатов В. Д. Подготовка исходных данных для трехмерного моделирования процессов в паровом котле ДКВР-10/13 [Электронный ресурс] / В. Д. Липатов, А. Е. Кишалов, А. С. Бурденко – Мавлютовские чтения: материалы X Всероссийской молодежной научной конференции [Электронный ресурс] – РИК УГАТУ. – Электрон. текстовые и граф. Данные. – Уфа: УГАТУ, 2016. – 1 электрон. опт. Диск (CD-ROM).
4. Кишалов А. Е. Оценка скорости распространения пламени с помощью численного термогазодинамического моделирования / А. Е. Кишалов, Д. Х. Шарафутдинов // Вестник Уфимского государственного авиационного технического университета. – 2010. – Т. 14. – №. 3 (38).
5. Howell J. R., Menguc M. P., Siegel R. Thermal radiation heat transfer. – CRC press, 2010.
6. Горелка газомазутная ГМГ-5 [Электронный ресурс] / Электрон. текст. дан. – Режим доступа: http://www.bikz.ru/production/oborudovanie/other4/other14/gmg-5_0_lev - дата обращения: 02.07.2017

ОБ АВТОРАХ

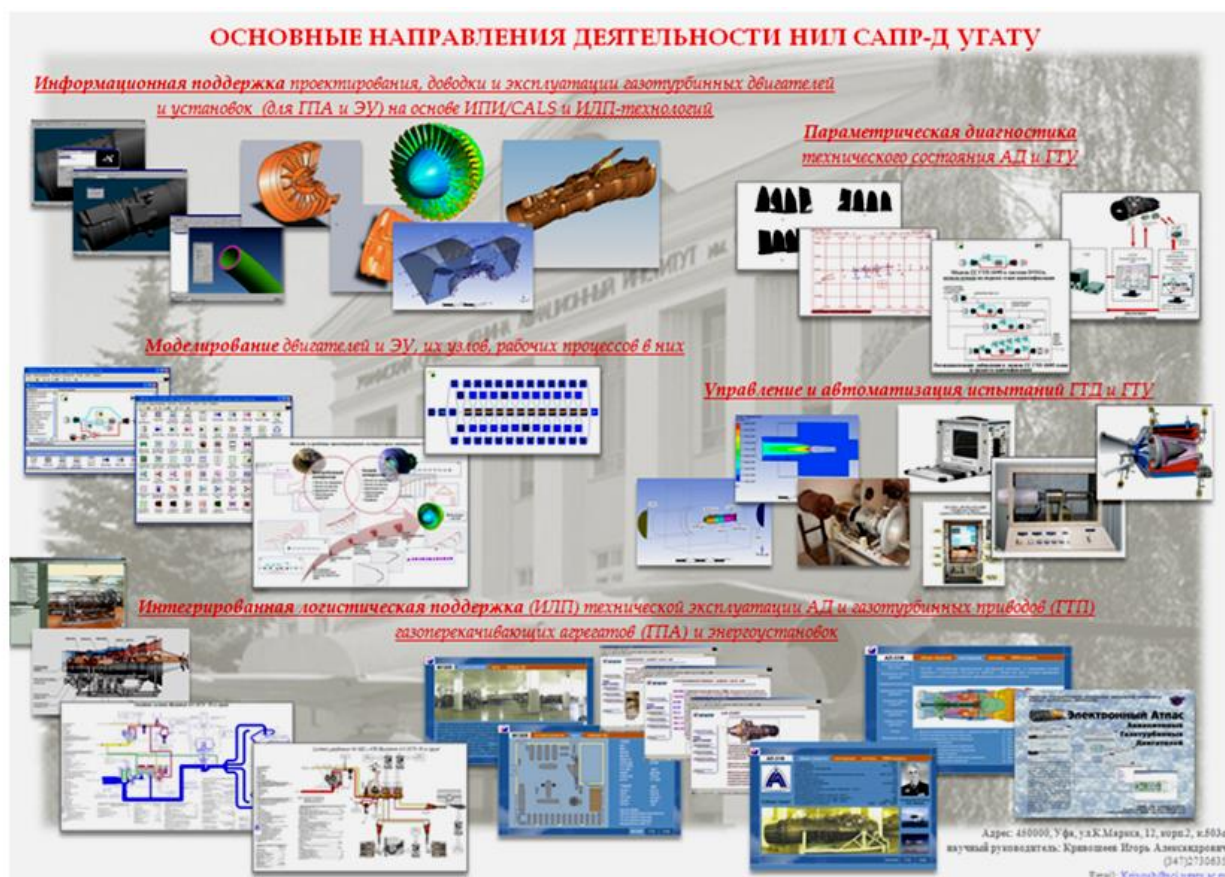


Кишалов Александр Евгеньевич, доц. каф. авиац. теплотехники и теплоэнергетики УГАТУ, дипл. инж. по авиационным двигателям и энергетическим установкам (УГАТУ, 2006). К.т.н. по тепловым, электроракетным двигателям и энергоустановкам ЛА (УГАТУ, 2010). Исследования в области рабочих процессов в авиационных ГТД на установившихся и неуставившихся режимах, разработки математических моделей сложных технических объектов, САПР авиационных ГТД.

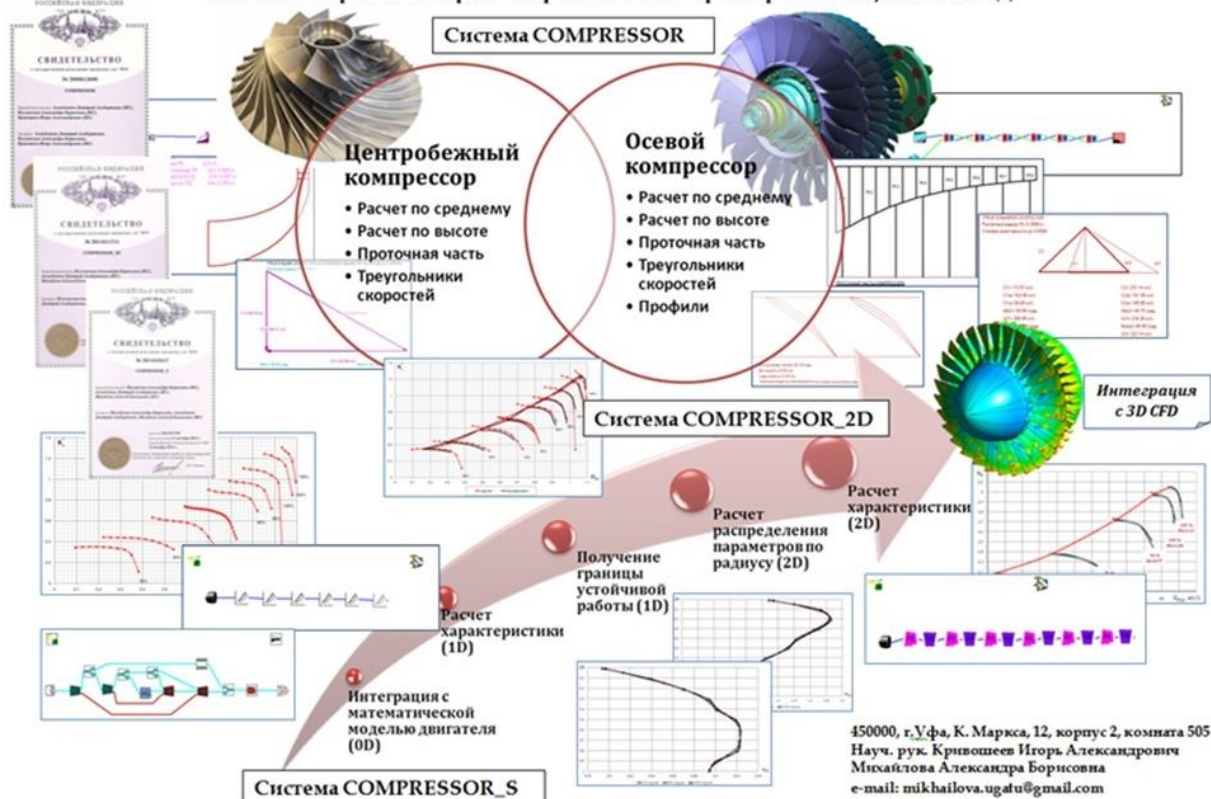
e-mail: kishalov@ufanet.ru

Липатов Вадим Дмитриевич, магистр 1-го года обучения группы ТЭМ-108 кафедры авиационной теплотехники и теплоэнергетики факультета АДЭТ, УГАТУ. Исследования в области численного моделирования сложных технических устройств.

e-mail: lipatvvadim@gmail.com



Методы и средства проектирования компрессоров авиационных ГТД





«Точка отрыва - Уфа»

- Радиоуправляемые модели самолётов, вертолёт, авто
- Вело-трофи
- Фристайл
- Прыжки с парашютом

Фестиваль технических видов спорта

.Точка отрыва



www.takeOFFpoint.ru
www.vk.com/clubtakeOFFpoint



Молодежный Вестник УГАТУ

Ежемесячный научный журнал

№ 2 (17) / 2017

Материалы публикуются в авторской редакции.

Подписано в печать 04.07.2017. Формат 1/8
Бумага офсетная. Печать плоская. Гарнитура Times New Roman.
Усл. печ. л. 18,9. Уч.-изд. л. 18,8.
Тираж 100 экз.

Отпечатано в Редакционно-издательском комплексе УГАТУ
450008, Уфа, ул. К. Маркса, 12.