

УДК 621.396.001.63; 621.396.001.66
№ держреєстрації 0110U002532
Інв.№

Прим.№

Міністерство освіти і науки України
Харківський національний університет радіоелектроніки
(ХНУРЕ)
61166, м. Харків, пр. Леніна, 14
тел/факс (057) 702 14 13

ЗАТВЕРДЖУЮ

Проректор з наукової роботи ХНУРЕ
д-р ф-м наук, проф.

М.І. Сліпченко

2013.01.03

ЗВІТ
ПРО НАУКОВО-ДОСЛІДНУ РОБОТУ
“Дослідження теоретичних та технічних принципів діагностики, оцінки та
корекції медико-соціального стану людини”
(заключний)

Керівник НДР
д-р техн. наук, проф.

В.В. Семенець

2012.12.20

2013

Рукопис закінчено 20 грудня 2012 р.
Результати роботи розглянуто на засіданні Науково-методичної ради ХНУРЕ,
протокол № ____ від _____.

СПИСОК АВТОРІВ

Керівник НДР доктор технічних наук, професор	2012.12.20	В.В. Семенець
Виконавець, к.т.н., с.н.с.	2012.12.20	О.Г. Аврунін (розд. 1)
Виконавець, к.т.н., с.н.с.	2012.12.20	Т.В. Носова (розд. 1)
Керівник розділу, д-р ф.-м. н. проф.	2012.12.20	А.І. Бих (розд. 3)
Виконавець, с.н.с.	2012.12.20	А.П. Порван (розд. 3)
Виконавець, с.н.с., зав. ПНИЛ ИТТ	2012.12.20	П.М. Подпужников (розд. 2)
Нормоконтролер	2012.12.20	Т.Г. Силантьєва

РЕФЕРАТ

Отчет о НИР: 72 с., 16 рис., 46 источников, 2 табл.

Целью проекта является исследование теоретических основ и принципов диагностики верхних дыхательных путей; теоретическое обоснование и создание методологического и технического обеспечения диагностики комплексной оценки медико-социального состояния лиц с особенными потребностями и его коррекции, которая направлена на обеспечение более эффективной и адресной помощи данным лицам, которые находятся в тяжелых жизненных обстоятельствах и нуждаются в посторонней медицинской или социальной помощи; теоретическое обоснование и создание методологического обеспечения оптимального подбора растительных лекарственных средств при возобновлении нарушенного равновесия организма человека.

Основная задача проекта: провести аналитический обзор существующих методов диагностики функционального состояния верхних дыхательных путей, определить основные аэродинамические параметры верхних дыхательных путей, определить теоретическую основу диагностики верхних дыхательных путей, методику измерения аэродинамических параметров и обосновать принципы функционирования и медико-технические, разработать экспериментальную макетную плату и опытный образец микроконтроллерного лабораторного стенда; теоретическое обоснование и создание методологического обеспечения комплексной оценки медико-социального состояния человека, обеспечения эффективной адресной помощи, к лицам с особенной потребностью; провести аналитический обзор существующей модели и методов подбора растительных лекарственных средств при возобновлении нарушенного гомеостаза человека, разработать методику оптимального подбора растительных лекарственных средств однонаправленного и многонаправленного действия и методику оценки возобновления нарушенного равновесия организма человека под действием этих средств.

ДЫХАТЕЛЬНЫЕ ПУТИ, ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ ДИАГНОСТИКА,
ЧИСЛЕННАЯ МОДЕЛЬ, ЛЮДИ С ИНВАЛИДНОСТЬЮ,
ИНФОРМАЦИОННО-АНАЛИТИЧЕСКАЯ СИСТЕМА, БАЗА ДАННЫХ,
ЛЕКАРСТВЕННЫЕ РАСТЕНИЯ, МЕТОДЫ ОПТИМИЗАЦИИ

СОДЕРЖАНИЕ

СПИСОК АВТОРОВ	2
РЕФЕРАТ	3
ПЕРЕЧЕНЬ УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ, СИМВОЛОВ, ЕДИНИЦ, СОКРАЩЕНИЙ И ТЕРМИНОВ	6
ВВЕДЕНИЕ.....	7
1. ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕОРЕТИЧЕСКИХ ОСНОВ И ПРИНЦИПОВ ДИАГНОСТИКИ ВЕРХНИХ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ПУТЕЙ.....	9
2. ИССЛЕДОВАНИЯ ТЕОРЕТИЧЕСКИХ И ТЕХНИЧЕСКИХ ПРИНЦИПОВ СОЗДАНИЯ СИСТЕМЫ КОМПЛЕКСНОЙ ОЦЕНКИ И КОРРЕКЦИИ МЕДИКО-СОЦИАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА.....	40
3. РАЗРАБОТКА ТЕХНОЛОГИИ ОПТИМАЛЬНОГО ПОДБОРА РАСТИТЕЛЬНЫХ ЛЕКАРСТВЕННЫХ СРЕДСТВ ПРИ НАРУШЕННОМ ГОМЕОСТАЗЕ ЧЕЛОВЕКА.....	51
ВЫВОДЫ	64
ПЕРЕЧЕНЬ ССЫЛОК	68

ПЕРЕЧЕНЬ УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ, СИМВОЛОВ, ЕДИНИЦ, СОКРАЩЕНИЙ И ТЕРМИНОВ

БД - база данных

ХОКЛ - Харьковская областная клиническая больница

МСЕК - медико-социальная экспертная комиссия

РЛС - растительные лекарственные средства

ГРВ - газоразрядная визуализация

СОП - студенты с особыми потребностями

ЭМП - электромагнитное поле

АПК - аппаратно-программный комплекс

ВВЕДЕНИЕ

Предлагается разработка теоретической основы и принципов диагностики функции верхних дыхательных путей, создание методов для тестирования функции носового дыхания и обоснования основных медико-технических требований для проектирования многофункционального риноманометра. Разработанная методика позволит проводить комплексную диагностику заболеваний верхних дыхательных путей.

Предлагается разработка теоретической основы и принципов создания современных теоретических и технических методов оценки состояния человека. В том числе создание комплексной информационно-аналитической системы, которая работает по следующим условиям: оценка индивидуальной особенности человека, его потребности, оценка возможных видов услуги, которые позволяют удовлетворить его потребность, оценка их представления с учетом существующей современной экономической и технической возможности.

Предлагается разработка теоретической основы и принципов индивидуального подбора растительных лекарственных средств при возобновлении нарушенного гомеостаза человека, создание методики рационального подбора растительных лекарственных средств однонаправленного и многонаправленного действия с учетом как индивидуальных свойств организму человека, так и фармакологических особенности препаратов, которые используются.

В результате работы будет выполнено теоретическое обоснование методов функциональной диагностики верхних дыхательных путей, медико-технических требований к разработке многофункционального риноманометру и разработка соответствующих методов измерения аэродинамических параметров верхних дыхательных путей: расхода воздуха сквозь носовую полость, мощности, которая тратится человеком на процесс дыхания, соотношения перепада давления, к затрате воздуха, который проходит сквозь носовые проливы. Данные относительно аэродинамических свойств носовых ходов позволят проводить хирургическое планирование с

учетом функционального состояния верхних дыхательных путей и определять степень коррекции анатомической структуры, например, при проведении септопластики (самых частых оперативных вмешательств относительно исправления конфигурации носовой перегородки).

Ожидаемым результатом является создание методов диагностики, оценки и коррекции медико-социального состояния человека, теоретические и технические методы и принципы построения информационно-аналитической системы оценки, коррекции, диагностики медико-социального состояния человека. По результатам работы будет создана пилотная модель информационно-аналитической системы для отдельной категории лиц с особенной потребностью для экспериментальных исследований и подтверждения и демонстрации системы.

Ожидаемым результатом является создание математической модели выбора растительных лекарственных средств однонаправленного и многонаправленного действия при возобновлении нарушенного равновесия организма человека и математической модели оценки возобновления нарушенного равновесия организма человека.

1 ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕОРЕТИЧЕСКИХ ОСНОВ И ПРИНЦИПОВ ДИАГНОСТИКИ ВЕРХНИХ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ПУТЕЙ

Проблема заболеваний верхних дыхательных путей на сегодняшний день является достаточно актуальной и имеет важное социальное значение. По различным данным в Украине только риносинуситами страдают до 10% населения [1]. Причем во всем мире сохраняется тенденция к увеличению заболеваемости риносинуситами. Это связано с ухудшением экологической обстановки, в частности, загрязненностью окружающего воздуха, снижением местного и общего иммунитета организма, увеличением количества респираторных вирусных инфекций и вдыхаемых аллергенов. Так же необходимо отметить экономическую сторону вопроса. Так, например, в США по данным [2] только прямые затраты на лечение одного больного хроническим риносинуситом (стоимость базового набора медикаментов) достигают 1539 долларов США в год. Полные расходы, связанные с риносинуситами, составляют 5,8 млрд. долларов США в год [2]. Поэтому актуальной медицинской проблемой является разработка эффективных методов диагностики и лечения верхних дыхательных путей.

Ведущую роль в формировании патологий верхних дыхательных путей играют различные нарушения носового дыхания. Основной задачей функциональной диагностики при этом является определение количественных параметров воздушного потока, проходящего через верхние дыхательные пути, и выделение аномальных областей - участков носовой полости, имеющих наибольшее сопротивление воздушному потоку [3, 4]. Так же актуальными являются задачи связанные с прогнозированием и оценкой результата эндоназального оперативного вмешательства. Исследованию аэродинамических процессов в полости носа и построению математических моделей посвящено большое количество работ, например [5]. Однако большинство разработанных подходов являются сугубо экспериментальными, сложными и громоздкими для проведения повседневной диагностики в условиях клиники. Поэтому основной целью

работы является разработка и анализ методов, позволяющих оториноларингологу-клиницисту проводить оценку аэродинамических характеристик верхних дыхательных путей в рамках критериев современной доказательной медицины, опираясь на данные риноманометрии и спиральной компьютерной томографии.

Исходными данными для построения геометрической модели верхних дыхательных путей являлись наборы аксиальных томографических срезов, полученные с помощью спирального рентгеновского компьютерного томографа Siemens Somatom+ при стандартной укладке пациента. Сканирование выполнялось параллельно плоскости основания черепа с шагом 2 мм и пространственным разрешением в плоскости среза 0,4 мм.

Параметры воздушного потока (перепад давлений, расход воздуха) в верхних дыхательных путях определялись с помощью устройства для измерения перепадно-расходных характеристик ТНДА-ПРХ (свидетельство о государственной метрологической аттестации № 05-0102 от 01.04.2010 г.). Процесс измерений выполнялся в процессе спокойного и форсированного дыхания в цикле вдоха.

Основной задачей предлагаемой работы является построение аналитической и численной моделей прохождения воздуха через носовые ходы и их анализ для дальнейшего использования при планировании эндоназальных оперативных вмешательств.

По исходным изображениям аксиальных томографических срезов, представляющих собой наборы дискретных значений коэффициентов линейного ослабления рентгеновского излучения ткани в элементах объема с размерами $0,4 \times 0,4 \times 2$ мм и соответствующими координатами, формируются мультипланарные реконструкции во фронтальной плоскости (см. рис. 1).

Далее выполняется контурная сегментация сечений воздухоносных полостей согласно [6]. При этом исключаются параназальные синусы (пазухи носа), которые являются застойными (слабовентилируемыми) областями с точки зрения аэродинамических процессов [7]. Полученные сечения можно

считать живыми – перпендикулярными направлению скорости течения воздушного потока. Затем выполняется лофтинг контуров сечений носовых проходов для формирования поверхностной 3D-модели носовой полости (см. рис. 1.2).

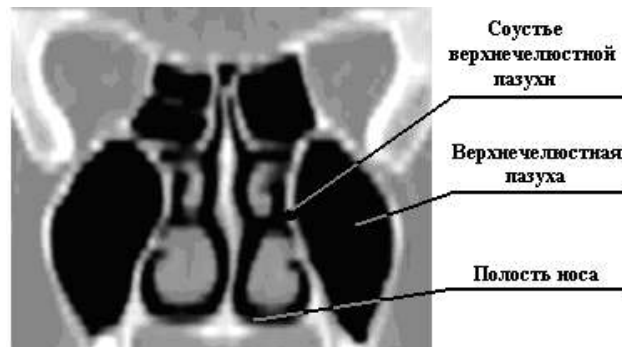


Рис. 1.1 Аксиальные томографические срезы

Для последующего расчета и анализа аэродинамических характеристик результирующая модель сохраняется в формате *.STL при текстовом ASCII представлении данных [8]. В этом формате поверхность 3D-модели в результате триангуляции представляется последовательностью треугольных граней (facets). При этом каждая грань описывается четырьмя наборами данных – пространственными координатами трех вершин и нормального вектора, указывающего ориентацию грани. Для создания герметичной (без зазоров) поверхности пространственной модели (см. рис. 1.2) каждая грань должна иметь по две общие вершины с соседними гранями.

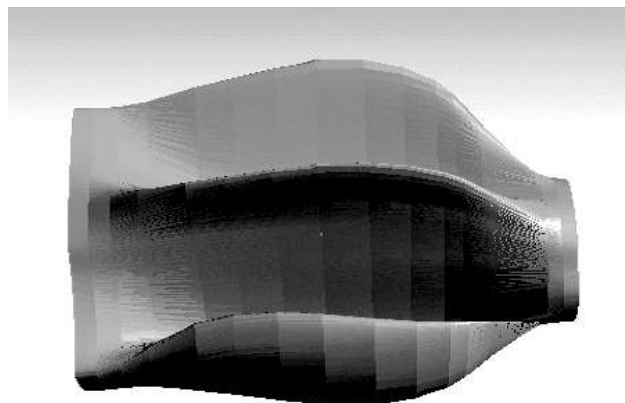


Рис. 1.2 Поверхности пространственной модели

Как известно по данным [6] поток воздуха в верхних дыхательных путях может быть ламинарным (при спокойном дыхании при расходе воздуха порядка 0,5 л/с и числе Рейнольдса менее $Re_{кр}$ в диапазоне $800 \leq Re \leq 2300$) и турбулентным (при форсированном дыхании, расходе воздуха более 2 л/с и числе Рейнольдса более $Re_{кр}$ в диапазоне $2300 \leq Re \leq 20000$).

Рассмотрим установившийся ламинарный режим течения воздуха в носовой полости. Критерием сжимаемости воздуха является значение числа Маха M , равное отношению величины скорости W воздушного потока в носовой полости к скорости $v_{зв}$ распространения звука в воздухе:

$$M = \frac{W}{v_{зв}}.$$

При значениях $M \leq 0,3$ воздух можно считать несжимаемой средой [9]. Учитывая, что действующие значения скорости W воздушного потока в верхних дыхательных путях не превосходят 30 м/с, а скорость звука в воздухе принимается равной около 320 м/с, число $M \approx 0,1$, что позволяет рассматривать воздух как несжимаемую среду.

Для получения аналитического решения носовая полость представляется трубой круглого сечения с диаметром порядка 4 мм и длиной 70 мм. Уравнения Навье-Стокса для ньютоновской вязкой несжимаемой жидкости [9] представляются в координатной форме следующим образом.

$$\begin{cases} \frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} = F_x - \frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial x} + \nu \nabla^2 u; \\ \frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} = F_y - \frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial y} + \nu \nabla^2 v; \\ \frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} = F_z - \frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial z} + \nu \nabla^2 w; \\ \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0, \end{cases}$$

где u, v, w - компоненты вектора скорости \vec{W} , F_x, F_y, F_z - компоненты вектора объемной силы \vec{F} , $\rho = 1,205 \text{ кг/м}^3$ плотность воздуха, p - давление, $\nu = 1,5 \cdot 10^{-5} \text{ м}^2/\text{с}$ - коэффициент кинематической вязкости воздуха.

Для рассматриваемого случая установившегося режима ($\frac{\partial u}{\partial t}=0; \frac{\partial v}{\partial t}=0; \frac{\partial w}{\partial t}=0$) плотность и вязкость воздуха являются постоянными ($\rho = const; \nu = const$) и исходные уравнения Навье-Стокса для осесимметричного (по отношению к оси z) течения упрощаются к следующей системе уравнений:

$$\begin{cases} -\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial x} = 0; \\ -\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial y} = 0; \\ W \frac{\partial W}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial z} + \nu \left(\frac{\partial^2 W}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 W}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 W}{\partial z^2} \right); \\ \frac{dW}{dz} = 0, \end{cases} \quad (1.1)$$

где $W \equiv w$ - компонента вектора скорости вдоль длины носового канала.

Из последнего уравнения системы (1.1) следует, что w является функцией только x и y , а из первых двух, что p - функция только z . Таким образом, во всех, перпендикулярных к z сечениях, распределения скоростей будут одинаковыми, а давления будут меняться от сечения к сечению, причем каждое сечение будет представлять собой изобарическую плоскость. Такое движение воздуха является установившимся. Исходя из этого система уравнений (1) сводится к уравнению:

$$\mu \left(\frac{\partial^2 W}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 W}{\partial y^2} \right) = \frac{\partial p}{\partial z}, \quad (1.2)$$

где $\mu = \nu \cdot \rho = 1,81 \cdot 10^{-5}$ Н·с/м² - динамическая вязкость воздуха.

Левая часть этого уравнения является функцией только от x и y , а правая – только от z . При независимости координат друг от друга это может быть лишь в случае постоянства левой и правой частей уравнения по отдельности, что позволяет предположить:

$$\frac{\partial p}{\partial z} = const = -\frac{\Delta p}{l},$$

где Δp - постоянное вдоль носового хода падение давления на произвольно выбранном участке длиной l .

В таком случае уравнение (1.2) может быть представлено в виде:

$$\nabla^2 W = -\frac{\Delta p}{\mu l}. \quad (1.3)$$

При представлении носового хода цилиндрической трубой круглого сечения лапласиан следует представить в полярных координатах. При этом уравнение (1.3) будет иметь вид:

$$\frac{1}{r} \cdot \frac{d}{dr} \left(r \frac{dW}{dr} \right) = -\frac{\Delta p}{\mu l}.$$

Или соответственно:

$$\frac{d}{dr} \left(r \frac{dW}{dr} \right) = -\frac{\Delta p}{\mu l} r.$$

Интегрируя это уравнение, получаем:

$$r \frac{dW}{dr} = -\frac{\Delta p}{2\mu l} r^2 + C_1.$$

Постоянная C_1 находится из условия ограничения скорости на оси трубы:

$$\frac{dW}{dr} = -\frac{\Delta p}{2\mu l} r + \frac{C_1}{r}.$$

После повторного интегрирования, получаем:

$$W = -\frac{\Delta p}{4\mu l} r^2 + C_1 \ln(r) + C_2.$$

Так как, при $r \rightarrow 0 \ln(r) \rightarrow \infty$ должно выполняться условие $C_1 = 0$, тогда

$$W = -\frac{\Delta p}{4\mu l} r^2 + C_2.$$

Вторая постоянная интегрирования C_2 находится из условия равенства нулю скорости на стенке трубы:

$w = 0$ при $r = a$, где a -радиус трубы:

$$C_2 = \frac{\Delta p}{4\mu l} a^2.$$

Тогда окончательно получаем:

$$w = \frac{a^2 \Delta p}{4\mu l} \left(1 - \frac{r^2}{a^2} \right). \quad (1.4)$$

Согласно выражению (4) максимальной скоростью будет на оси носового хода и будет иметь параболическую зависимость от радиуса. Причем на оси канала (при $r=0$) максимальная скорость w_0 будет равна удвоенной средней скорости w_{cp} :

$$W_0 = \frac{a^2 \Delta p}{4\mu l} = 2W_{cp}.$$

Таким образом, окончательно получаем расчетную формулу для скорости потока воздуха в i -м сечении носовой полости в ламинарном режиме:

$$W = 2W_{cp} \left(1 - \frac{r^2}{a^2} \right) \quad (1.5)$$

Учитывая сложную пространственную конфигурацию носовой полости, расчет действующих значений скоростей в сечениях носового канала проводился следующим образом:

для каждой точки i -го сечения носового хода рассчитывался радиус r^* – расстояние от данной точки до ближайшей стенки как параметр максимальной восьмисвязной прямоугольной окрестности, в которой ни один элемент не принадлежит стенке;

средняя скорость w_{cp_i} в i -м сечении носовой полости определялась по данным риноманометрии исходя из формулы:

$$w_{cp_i} = \frac{Q}{S_i}, \quad (1.6)$$

где Q - расход воздуха, получаемый по данным риноманометрии, S_i - площадь i -го поперечного сечения носовой полости.

Значение перепада давления Δp_i в данном сечении определялось согласно выражению:

$$\Delta p_i = \frac{\Delta p_{\max}}{l} \Delta z_i, \quad (1.7)$$

где Δp_{\max} - максимальный перепад давления между атмосферным давлением и давлением на выходе из носового канала, получаемый по риноманометрическим данным; Δz_i - расстояние от плоскости i -го поперечного сечения носовой полости до входа в носовой канал; l – общая длина носового канала.

В турбулентном режиме перепад давлений будет определяться так же по формуле (1.7), а распределение осредненных скоростей v – по полуэмпирическому логарифмическому или степенному закону [9]:

$$V = 1,3 \cdot V_{cp} \left(1 - \frac{r}{a}\right)^{\frac{1}{7}}, \quad (1.8)$$

где V_{cp} - средняя скорость по выбранному живому сечению, определяемая согласно формуле (1.6).

Полутоновые иллюстрации распределения скоростей при ламинарном (а) и турбулентном (б) режимах прохождения воздуха через носовую полость приведены на рис. 1.3. Расходы воздуха составляли при этом 0,5 л/с и 2 л/с соответственно. Анализ распределения скоростей на рисунке 3 показал, что скорости в ламинарном режиме имеют параболический профиль, причем скорости в большинстве сечений принимают максимальные значения в центральных областях общего и нижнего носовых ходов. Осредненная скорость в турбулентном режиме постоянна по сечению при наличии зоне резкого спада скорости в пристеночной области.

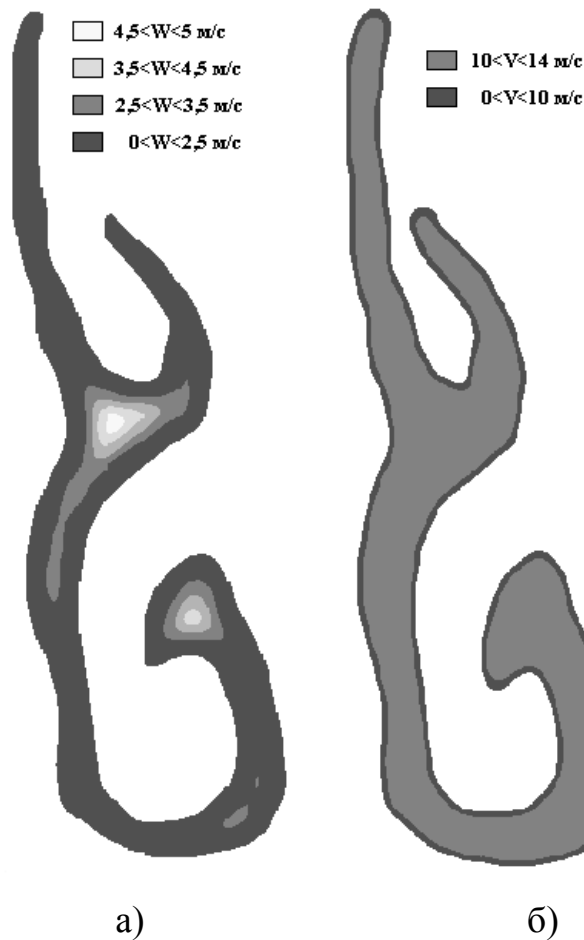


Рис. 1.3 Распределения скоростей

Численное моделирование процесса прохождения воздуха через носовую полость выполнялось с помощью программного пакета FlowVision v. 2.3.3, ООО “Тесис” (Россия) [10]. После загрузки в программный пакет геометрической модели верхних дыхательных путей в формате *.STL задавались свойства расчетной области и параметры среды, расставлялись граничные условия (значение перепада давления на носовой полости, скорость на входе в носовую полость и равенство нулю скорости у стенки), вводились тип и дополнительные параметры вычислительной модели. В программном пакете FlowVision для дискретизации математических моделей используется метод конечных объемов [10-12], важным достоинством которого является обеспечение закона сохранения интегральных величин (расхода, количества движения) на каждой из ячеек расчетной сетки, а не только в пределе, по мере достаточно сильного сгущения расчетной сетки. В пакете используется прямоугольная расчетная сетка, густоту ячеек которой можно адаптивно регулировать, например, у твердых стенок при резких изменениях рассчитываемых величин (см. рис. 1.4). Средства постпроцессора позволяют визуализировать как картину течения, так и его интегральные показатели.

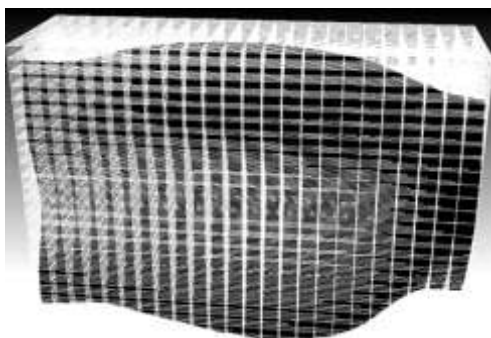
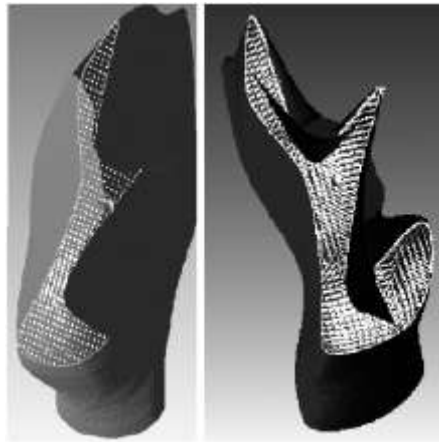


Рис. 1.4 Изменения рассчитываемых величин

Визуализация полей скоростей потока воздуха в ламинарном режиме (а) и турбулентном режиме (б) в характерных сечениях носовой полости приводится на рисунке 1.5. Распределения скоростей с точностью до 15% совпадают с аналитическими решениями, полученными по формулам 5 и 8. При ламинарном режиме наибольшая скорость наблюдается в центральных

областях общего и нижнем носовых ходах. В турбулентном режиме так же наблюдается постоянство скорости на большей площади сечения и резкое уменьшении скорости в пристеночной области.



а)

б)

Рис. 1.5 Визуализация полей скоростей потока

Пространственное отображение модели прохождения воздуха через носовую полость, приведенное на рис. 1.6, позволяет визуально по густоте линий тока оценить расход воздуха и в анимационном режиме оценить скорость воздушного потока в разных отделах верхних дыхательных путей. Визуализация данных о перепаде давлений по сечениям не представляет интереса, так как значения давлений будут постоянны по сечениям, которые являются изобарическими плоскостями. Погрешности усредненного аналитического и численного метода применительно к расчету давления в сечениях носовой полости находятся в пределах 10%.

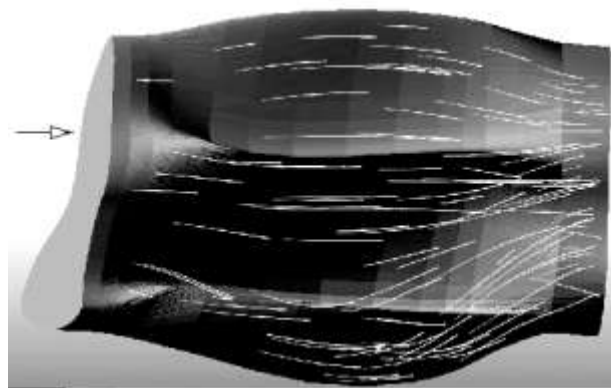


Рис. 1.6 Пространственное отображение модели прохождения воздуха через носовую полость

Как было показано в работе [7] придаточные пазухи носа, сообщающиеся с носовой полостью через соустья - узкие отверстия диаметром порядка 2-3, слабо участвуют в аэродинамических процессах при дыхании, являясь, по сути, застойными областями. Однако, ввиду того, что среди специалистов не утихает дискуссия по поводу их воздухообмена, проведем оценку скорости диффузии аэрозоля – сигаретного дыма.

Исходными данными служили результаты экспериментальных исследований, проводимых во время гайморотомий, при лечении хронического гайморита. Исследования проводились в оториноларингологическом отделении Харьковской областной клинической больницы ХОКЛ. При эндоскопическом видеонаблюдении в носовую полость вводился сигаретный дым, который через соустье 1 (см. рис. 1.7) при дыхании проникал в полость гайморовой пазухи кольцеобразными клубками 2, наблюдение которых позволяет судить о турбулентном диффузионном процессе.

В соответствие с законом Фика [13, 14] для стационарной диффузии плотность \vec{j}_δ диффузионного потока равна:

$$\vec{j}_\delta = -D \cdot \text{grad } n,$$

где D - коэффициент диффузии, n - объемная концентрация частиц (число частиц в единице объема). Учитывая, что плотность диффузионного потока \vec{j}_δ связана с концентрацией n и скоростью \vec{v} соотношением:

$$\vec{j}_\delta = n \cdot \vec{v}.$$

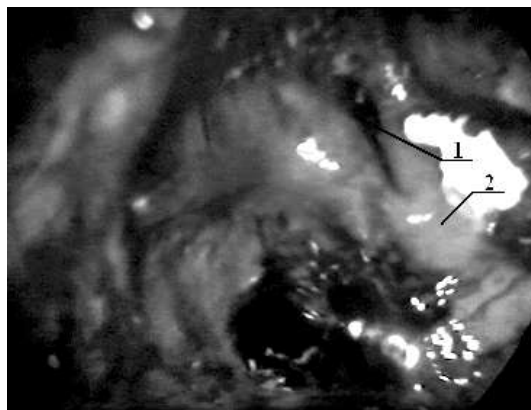


Рис. 1.7 Эндоскопическое видеонаблюдение

Для произвольного направления \vec{r} получаем:

$$n \cdot V = -D \frac{dn}{dr} \quad (1.9)$$

После разделения переменных имеем

$$V dr = -D \frac{dn}{n};$$

$$V \cdot r \Big|_0^{r'} = -D \ln \frac{n}{n_{\max}};$$

$$V = \frac{-D \cdot \ln \frac{n}{n_{\max}}}{r'} = \frac{D}{r'} \ln \frac{n_{\max}}{n},$$

где n' - концентрация в точке r' .

Качественно скорость диффузии можно определить, считая, что в начальный момент времени $\Delta n = n - 0$, т.е. полагая, что на стенке $n = 0$, а $r = r_{II}$, где r_{II} - глубина пазухи. Тогда уравнение (1.9) можно представить в виде

$$n \cdot V \approx D \frac{n}{r_{II}}$$

Откуда:

$$V \approx \frac{D}{r_{II}}.$$

Учитывая, что для воздуха в ламинарном режиме $D \approx 10^{-5} \frac{m^2}{c}$ [14] и характерный размер пазухи около $r \approx 2 \cdot 10^{-2} m$, получаем скорость диффузии:

$$V \approx \frac{10^{-5}}{2 \cdot 10^{-2}} = 0,5 \cdot 10^{-3} \frac{m}{c}$$

и, соответственно время диффузного воздухообмена

$$\tau = \frac{r_{II}}{V} = \frac{2 \cdot 10^{-2}}{0,5 \cdot 10^{-3}} = 40 \text{ c.}$$

Для турбулентного режима течения воздуха согласно данным из [14] коэффициент диффузии D^* увеличивается на два порядка. Соответственно:

$$D^* \approx 100 \cdot D, \quad V^* \approx 100 \cdot V, \quad \tau^* \approx \frac{\tau}{100}.$$

Скорость V^* диффузии составляет порядка $0,05 m/c$, а время τ^* диффузионного воздухообмена порядка $0,4 c$. Таким образом скорость обновления воздуха в придаточных пазухах носа более чем на 2 порядка

меньше чем скорость воздуха в носовой полости в процессе дыхания, что визуально подтверждается экспериментами. Расход воздуха будет определяться площадью соустья пазухи. При этом согласно эксперименту полностью отсутствуют эффекты, связанные с высасыванием воздуха из придаточных пазух через соустья, что объясняется сравнительно малыми скоростями воздуха в верхних дыхательных путях.

Для диагностики заболеваний верхних дыхательных путей и планирования эндоназальных хирургических вмешательств необходимо обеспечение оториноларингологических клиник современным оборудованием и диагностическими методами. Современные диагностические методы и средства должны обеспечивать объективную постановку диагноза на основе точных числовых критериев в рамках концепции доказательной медицины. Исследование аэродинамических процессов в носовой полости представляет собой нетривиальную проблему ввиду высокой сложности конфигурации носовой полости, наличия околоносовых пазух, слизистой оболочки с неопределенными параметрами шероховатости, существования носового цикла, затрудняющего однозначное определение мягкотканых структур.

В работе на основе разработанной по данным спиральной компьютерной томографии геометрической модели носовой полости были показаны возможности аналитических и численных моделей для расчета аэродинамических характеристик прохождения воздуха через верхние дыхательные пути. Рассмотрены ламинарный и турбулентный режимы течения воздуха (при спокойном и форсированном дыхании) и определены профили скоростей для данных режимов. В ламинарном режиме распределение скоростей по сечениям имеет параболический профиль с максимумами по центру сечений, при турбулентном режиме проводилась визуализация осредненных скоростей, которые постоянны на большей площади сечений и спадают в пристеночной области. При этом живые сечения потока представляют собой изобарические плоскости. Различия в

результатах аналитических и численных (сеточных) методов при определении скоростей и давлений в носовом канале находятся в пределах 15 %, что позволяет использовать их для получения диагностических данных. Верификация методов и задание граничных условий проводились по данным риноманометрии с помощью разработанного устройства для измерения перепадно-расходных характеристик ТНДА-ПРХ (свидетельство о государственной метрологической аттестации № 05-0102 от 01.04.2010 г.). На основании экспериментальных исследований и оценки диффузионного потока в гайморовой пазухе показано, что воздухообмен в придаточных пазухах носа осуществляется со скоростью около 5 см/с и носит диффузионный турбулентный характер, не зависящий от аэродинамических процессов в носовой полости, при которых скорость воздуха составляет величину порядка 10 – 20 м/с. Данное положение позволяет провести переоценку физиологической функции соусть придаточных пазух носа и степени их вентиляции.

Перспективой работы является разработка методов для прогнозирования результатов эндоназальных хирургических вмешательств на основе использования имитационных аэродинамических моделей носовой полости пациента по данным спиральной компьютерной томографии и риноманометрии.

В основе современных устройств для тестирования носового дыхания лежит способ одновременного измерения перепада давления на носовых проходах (или одном из них) и расхода воздуха для получения значения коэффициента аэродинамического носового сопротивления. По значению этого коэффициента формируется заключение о воздушной проводимости верхних дыхательных путей пациента или эффективности проведенного лечения. Диагностическая ценность риноманометрической диагностики определяется получением объективной количественной информации о дыхательной функции верхних дыхательных путей. При этом, учитывая, что измерения риноманометрических показателей проводятся при отсутствии

эталона, а так же высокую чувствительность метода к фазам носового цикла и параметров повторяемости дыхательных маневров, следует разрабатывать устройства и методы которые позволили бы повысить достоверность измеряемых данных с учетом физиологических особенностей (общее физическое состояние больного, возраст, функциональное состояние нижних дыхательных путей) и индивидуальной анатомической variability пациента. Только тогда полученные риноманометрические данные могут служить объективным критерием, ценным для оценки носового дыхания и использования в клинической практике. В работе было показано, что наибольшими диагностическими возможностями обладает метод динамической ЗАРМ. Ввиду отсутствия не только на украинском, но и мировом рынке медицинского оборудования современных устройств для оценки дыхательной функции носа при различных видах физиологического дыхания (наиболее распространенными являются риноманометры фирмы ATMOS Medical system GMB ATMOS 200 и ATMOS 300 [142, 143, 166-169] и их аналоги, основанные на принципе передней активной риноманометрии), необходима разработка компьютерного риноманометра для тестирования носового дыхания КРМ ТНДА, позволяющего реализовывать метод задней активной риноманометрии (ЗАРМ) при динамическом режиме визуализации результата обследования. При этом устройство и методика ЗАРМ подробно описаны только в патенте [5].

К основным критериями выбора метода ЗАРМ относятся:

- обеспечение максимальной физиологичности дыхания во время проведения обследования (дыхание через оба носовых прохода) и получение полного аэродинамического сопротивления верхних дыхательных путей;
- возможность поочередного обследования аэродинамического сопротивления каждого носового прохода методами, как задней риноманометрии, так и при полном воспроизведении метода передней активной риноманометрии для доказательного сопоставления результатов;

– возможность обследования в режиме форсированного вдоха при проведении функциональных проб и определении энергетических показателей дыхания;

– обеспечение регистрации и визуализации данных обследования в динамическом режиме для получения дополнительной диагностической информации о фазе дыхания, работе носового клапана, состояния слизистой оболочки по степени диссипации энергии в носовой полости, механического блокирования полости рта от носоглотки структурами мягкого неба в фазе выдоха;

– возможности реализации алгоритмов статистической обработки данных для повышения повторяемости результатов обследования путем анализа динамической модели измерений;

– обеспечение автоматизированной обработки диагностических показателей с возможностью гибкого изменения программного обеспечения разработчиком для совершенствования диагностических алгоритмов, а так же защитой от несанкционированного доступа;

– малые временные затраты, простота, неинвазивность и безопасность проведения процедур обследования и стерилизации, необходимые для рутинного применения устройства в клинической практике;

– простота процедур калибровки датчиков и контроля измеряемых величин.

Разработка современного компьютерного риноманометра [6-8] для тестирования носового дыхания включает следующие этапы:

- Теоретические исследования аэродинамических характеристик носовых проходов на основе современных научных представлений о функционировании верхних дыхательных путей.
- Анализ существующих риноманометров для оценки функциональных возможностей и эффективности их применения в клинической практике.

- Определение экстремальных значений давления и расхода воздуха в качестве исходных данных для применения соответствующих датчиков-преобразователей с аналоговыми или цифровыми выходными сигналами.
- Обоснование основных функциональных модулей и разработка структурной схемы компьютерного риноманометра.
- Разработка принципиальной схемы компьютерного риноманометра, алгоритма и программы обработки диагностических данных.
- Изготовление и конструкторско-доводочные испытания экспериментального образца компьютерного риноманометра.
- Стендовые испытания и метрологическая аттестация устройства.
- Клинические исследования (апробация) компьютерного риноманометра для определения диагностических возможностей определяемых показателей дыхания при определении конкретных патологий.

Теоретические исследования аэродинамических характеристик верхних дыхательных путей, анализ функциональных возможностей существующих риноманометров и определение действующих значений измеряемых величин, разработка алгоритмов обработки данных, результаты работы соответствующего программного обеспечения и данные клинической апробации в оториноларингологическом отделении ХОКБ, что связано со структурными особенностями изложения материала.

Числовые значения параметров измеряемых величин:

- максимальный перепад давления на носовых проходах может составлять значения до 40 кПа;
- максимальный расход воздуха при дыхании в цикле вдоха по данным спирометрии составляет 8 л/с [9];
- диапазон измерений вспомогательных датчиков, определяющих перепад давления в подмасочном пространстве при вдохе и выдохе, может быть выбран исходя из предположения, что аэродинамическое

сопротивление подводящего дыхательного оборудования (маски и соединительных шлангов), не менее чем на порядок ниже аэродинамического сопротивления дыхательных путей, что подтверждено так же экспериментально;

– при выборе аналоговых датчиков необходимо учитывать, что погрешность большинства стандартных первичных преобразователей, используемых медицинской аппаратуре для диагностики дыхания, составляет порядка 5%, а шаг квантования при оцифровке аналогового сигнала должен быть менее 10% от ошибки измерения. Следовательно шаг квантования не должен превышать 0,5% от максимального значения сигнала, что соответствует 256 уровням 8-ми разрядного АЦП;

– учитывая, что длительность цикла дыхания может составлять от 0,5 до 10 с [9], а также возможность проведение обследований в динамическом режиме при исследовании сравнительно высокочастотных составляющих (до десятков Гц) сигнала расхода воздуха при диагностике функции носового клапана [10], необходимо соответственно с теоремой отсчетов выбрать частоту дискретизации измерительных сигналов порядка нескольких сотен Гц;

– так же одним из основных требований для широкого использования прибора в клинической практике является простота выполнения подготовительных процедур медицинским персоналом (стерилизация, настройка, калибровка) и, непосредственно, самого обследования (выбор режимов измерений, анализа данных и их визуализации).

Таким образом, в состав компьютерного риномантометра КРМ ТНДА, структурная схема которого приведена на рисунке 1.1, входят измерительный блок, содержащий датчики давления и расхода воздуха, сигналы с которых передаются на преобразовательный блок, в котором выполняется оцифровка выходных сигналов датчиков с помощью аналого-цифрового преобразователя и передача их через интерфейсный модуль в ПЭВМ; управляющий микроконтроллер формирует в соответствие с выбранным

режимом необходимые стробирующие импульсы. На ПЭВМ с помощью программного обеспечения выполняется высокоуровневая обработка сигналов, визуализация, анализ и протоколирование результатов обследования [11].



Рис. 1.8 Структурная схема риноманометра КРМ ТНДА

Согласно схемам в состав риноманометра ТНДА ПРХ должны входить три датчика давления: для измерения перепада давления между выходом из носовой полости и атмосферным (p_2), измерения перепада давления между подмасочным пространством и атмосферным (p_3) и (p_4), а также датчик расхода Q воздуха - расходомер. Первые два датчика давления (p_2) и (p_3) должны выполнять регистрацию величины перепада давления (разряжение, вакуум) во время инспираторной фазы дыхания (при вдохе), а датчик (p_4) измеряет избыточное давление во время экспираторной фазы (для фиксации фазы выдоха).

Основными техническими требованиями при выборе датчиков для компьютерного риноманометра ТНДА ПРХ являются: высокая чувствительность, отсутствие гистерезиса, линейность, стабильность, наименьшее влияние внешних факторов; простота и технологичность конструкции, возможность взаимозаменяемости и санитарной обработки. Исходя из этого, в качестве датчиков давления выбраны аналоговые тензорезистивные дифференциальные датчики фирмы Motorola Freescale

Semiconductor [12]: MPX5050DP- для измерения (p2) и MPX5010DP- для измерения (p3) и p(4). Датчики предназначены для проведения измерений малых перепадов давлений, в том числе, в медицинских приложениях и имеют встроенный усилитель, позволяющий подключение их выводов, непосредственно, к сигнальным входам аналого-цифрового преобразователя.

Преобразовательный блок целесообразно реализовать на базе многоканального специализированного измерительного модуля L-Card E14-140 [13], основными компонентами которого являются управляющий микроконтроллер AVR AtMega8515, 14-разрядный аналого-цифровой преобразователь (АЦП) LTC1416 и интерфейсный модуль PDIUSB12D для взаимодействия с ПЭВМ через USB – порт. Оцифрованные сигналы с датчиков давления и расхода с частотой дискретизации 500 Гц передаются через USB-интерфейс в ПЭВМ для дальнейшей обработки и анализа.

Шаг квантования АЦП приблизительно равен 3 Па и 0,6 Па для датчиков с пределом измерений 50 кПа и 10 кПа соответственно, что на 2 порядка превышает допустимый предел (10%) от максимальной ошибки (5%) измерений первичных преобразователей, который для используемых датчиков составляет 250 Па (125 Па при 2,5% ошибке) и 50 Па соответственно.

Для связи с ПЭВМ в модуле L-Card E14-140 используется интерфейс USB-2.0, обеспечивающий режим передачи данных Low-speed, с диапазоном скоростей обмена данными 10—1500 Кбит/с. Учитывая незначительную загрузку канала передачи данных и сравнительно малый объем сохраняемой информации, 2-х байтовые значения от 4-х датчиков (3-х датчиков давления и датчика расхода воздуха) с частотой 500 Гц, скорость передачи данных по интерфейсу составит около 4 кБайт/с (32кБит/с).

Для измерения расхода воздуха в спирометрии применяются несколько видов датчиков [14, 15], такие как: тахометрические датчики, основанные на измерении скорости вращения турбины; термокондуктометрические датчики, основанные на изменении электрического сопротивления измерительного

терморезистора, ультразвуковые датчики, основанные на применении эффекта Доплера, и датчики переменного перепада давлений, основанные на измерении дифференциального давления между входом и выходом участка трубопровода с постоянным аэродинамическим сопротивлением.

Турбинные и терморезистивные датчики обладают высокой инерционностью и сложностью проведения санитарной обработки, ультразвуковые датчики обладают высокой погрешностью при измерениях малых величин расхода, поэтому на данном этапе целесообразно применить датчик расхода, основанный на регистрации перепада давлений в диффузоре типа сопло Вентури. Это позволяет использовать для определения расхода воздуха при дыхании датчик давления MPX5010DP, однотипный с уже используемыми в приборе датчиками.

Рассмотрим методику расчета сопла Вентури согласно требованиям Гост [16] для измерения расхода воздуха в инспираторном цикле носового дыхания. Теоретическим обоснованием к применению сопла Вентури с квадратичной функциональной зависимостью перепада давления от расхода [17] является наличие турбулентного режима течения воздуха в носовой полости и подтверждается данными большинства исследований. На рис. 2.1 представлена полуконструктивная схема устройства для определения расхода с помощью сопла Вентури, где в корпусе 1 выполнено отверстие 2 диаметром d , в котором с помощью отверстия 3 и преобразователя давления ПД1 дифференциального типа с аналоговым выходом измеряется перепад давлений. Сообщение трубки 3 с входным каналом (приемником) «-» в преобразователе ПД1 соответствует измерению разряжения (вакуума) в трубопроводе, а канал «+», измеряющий атмосферное давление, позволяет получить значение перепада давлений между входными каналами.

Для расчета диаметра сопла Вентури необходимо располагать следующими данными и ограничениями:

1. Максимальный расход, развиваемый человеком при дыхании ртом, не превышает на вдохе $Q_{\text{макс}} \leq 8$ л/с и на выходе $Q_{\text{макс}} \leq 16$ л/с [135], а в

зависимости от состояния здоровья, возраста и болезней носовых проходов может не достигать при форсированном вдохе даже 2-х л/с.

2. Использование диаметра сопла с диаметром менее 7 мм ($d < 7$ мм) приводит к существенному затруднению дыхания пациентом, особенно на режимах повышенной интенсивности по частоте и амплитуде.

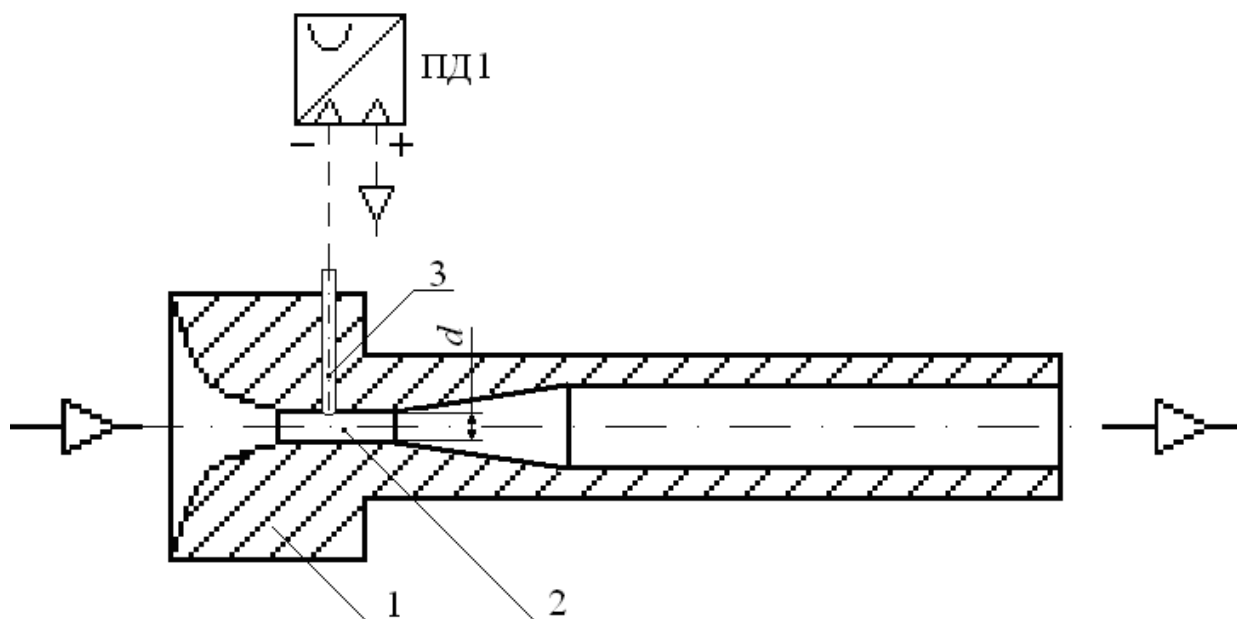


Рис. 1.9 Полуконструктивная схема расходомера на основе сопла Вентури

3. Применяемые для измерения давления преобразователи должны использоваться в полном диапазоне шкалы (при достижении максимального расхода, развиваемого пациентом) и оптимальном диапазоне до $2/3$ от максимального значения шкалы с целью повышения точности измерений.

4. При интенсивном учащенном дыхании человека рост давления в единицу времени достигает $\Delta p(t) = 25,7$ кПа/с (например, при интенсивном дыхании носом повышение давления до 9 кПа происходит в течение 0,35 с, что соответствует примерно 43-м вдохам в минуту). Для сравнения, в технических средствах, например, в шестеренных насосах, этот параметр достигает 350×10^3 кПа/с – на четыре порядка выше.

5. При использовании сопла Вентури следует учитывать нереверсивность этого устройства, т.е. измерения расхода возможны только

при течении потока воздуха в направлении «сопло-диффузор», а не наоборот (при использовании конфузора).

6. Максимальное давление, развиваемое потоком проходящего через сопло воздуха, не должно превышать физиологических возможностей человека (точнее, его мускульных возможностей в качестве привода легких для реализации циклов расширения и сжатия). Последнее ограничение базируется на предварительных статических измерениях возможностей человека по созданию избыточного давления в цикле выдоха и отрицательного (вакуума) в цикле вдоха, проведенных в оториноларингологическом отделении ХОКБ.

Всего обследовано 30 человек (по 15 человек для контрольной группы и пациентов с нарушением носового дыхания). В качестве измерителя давления использовался комбинированный прибор – моновакуумметр типа МВП4-УУ2 по ГОСТ 2405 диаметром 160 мм со шкалой:

- от 0 до 0,6 кгс/см² и ценой деления 0,02 кгс/см² для измерения избыточного давления;
- от 0 до «минус» 1 кгс/см² и ценой деления 0,02 кгс/см² для измерения разряжения (вакуума).

При измерениях к выходу манометра крепилась резиновая трубка длиной 0,5 м, манометр устанавливался вертикально на уровне носа, а всасывание воздуха (вдох) и нагнетание (выдох) осуществлялось через рот, при нахождении свободного конца трубки в полости рта. Учитывая, что всасывание и нагнетание производилось в замкнутом пространстве (легкие, гортань, полость рта, моновакуумметр), то согласно закону Паскаля во всех точках избыточное давление или разряжение (вакуум) являлись постоянными. В результате проведенных измерений установлено:

- максимальное значение избыточного давления составляет 0,15 кгс/см², или ~ 15 кПа;
- максимальное значение разряжения составляет 0,4 кгс/см², или ~40 кПа.

Полученные результаты позволяют произвести предварительный выбор преобразователей давления по максимальным значениям с учетом ограничения в 5-м пункте. В частности, считая в первом приближении, что давление, создаваемое расходомером из-за сопротивления потоку воздуха в его самой узкой части, не должно превышать 30% развиваемого человеком, можно определить максимальные значения давления в преобразователях – 5 кПа в цикле выдоха (избыточное давление) и 10 кПа в цикле вдоха (разряжение или вакуум). В ряде случаев полученные экспериментальные данные показывают, что перепад давлений в цикле вдоха может быть существенно выше (более 20 кПа при интенсивном дыхании согласно нашим исследованиям в ХНУРЭ), поэтому необходимо предусмотреть возможность использования преобразователей давления не менее 30 кПа.

Рассмотрим конструкцию устройства для диагностирования перепадно-расходных характеристик только для инспираторного цикла дыхания. Для расчета диаметра сопла Вентури воспользуемся расчетными формулами для определения значения расхода [16, 17]

$$Q = 10^{-3} \mu \varepsilon \varepsilon_c \frac{\pi d^2}{4} \sqrt{\frac{2 \cdot 10^3}{\rho_a} \Delta p_1}, \text{ л/с,}$$

где μ – коэффициент расхода для расходомера принятой конструкции,

ε – поправочный коэффициент, учитывающий расширение атмосферного воздуха в расходомере,

ε_c – поправочный коэффициент, учитывающий расположение расходомера,

d – диаметр сопла, мм,

ρ_a – плотность воздуха, кг/м³,

Δp_1 – перепад давлений на преобразователе давления ПД1 с двумя измерительными отверстиями, одно из которых для измерения отрицательного давления (разряжения или вакуума) в сопле диффузора

подключено к электрическому выходу, а второе сообщается с атмосферой, кПа.

Плотность воздуха определяются по формуле

$$\rho_a = \frac{p_a}{R_a \cdot T_a} \approx \frac{p_a}{R_n \cdot (273,15 + t^\circ C)} \left[\frac{\text{Па}}{\frac{\text{Дж}}{\text{кг} \cdot \text{К}}} = \frac{\text{Н} \cdot \text{кг}}{\text{м}^2 \cdot \text{Н} \cdot \text{м}} = \frac{\text{кг}}{\text{м}^3} \right] =$$

$$= \frac{98,1 \cdot 10^3 p_a^1}{288 \cdot 735,6 \cdot (273,15 + t^\circ C)} = 0,463 \frac{p_a^1}{273,15 + t^\circ C}, \text{ кг/м}^3,$$

где p_a – атмосферное давление, Па,

p_a^1 – атмосферное давление [мм ртутного столба], которое связано с давлением в [Па] равенством $98,1 \cdot 10^3 = 735,6$ мм. рт. столба,

R_a – газовая постоянная при атмосферном давлении, имеющая размерность $\left[\frac{\text{Дж}}{\text{кг} \cdot \text{К}} = \frac{\text{Н} \cdot \text{м}}{\text{кг} \cdot \text{К}} \right]$, значение которой принимают постоянным во всем диапазоне изменения атмосферного давления, принимая равным значению газовой постоянной R_n для нормальных атмосферных условий по ГОСТ 19862 – при температуре воздуха $T_n = 20^\circ C$ и давлении $p_n = 101,325$ кПа (760 мм рт. столба)

$$R_a \approx R_n = 288 \frac{\text{Дж}}{\text{кг} \cdot \text{К}},$$

$T_a = 273,15 + t^\circ C$ – абсолютная температура, измеренная в градусах Цельсия [$^\circ C$] перед проведением тестирования.

Порядок выбора поправочных коэффициентов [19]:

– для принятой конструкции расходомера рекомендуемое значение коэффициента $\varepsilon_c = 1$;

– значение коэффициента $\varepsilon = 1$ принимают при соотношении $\Delta p_1 \cdot \Delta \leq 2$ кПа, а при $\Delta p_1 \cdot \Delta > 2$ кПа вычисляют по формуле

$$\varepsilon = 1 - \frac{3}{4 \cdot \chi} \cdot \frac{\Delta p_1 \cdot \Delta}{p_n},$$

где $\Delta = \frac{p_n \cdot T_a \cdot R_a}{p_a \cdot T_n \cdot R_n}$ – отношение плотностей воздуха,

$\chi = 1,4$ – показатель адиабаты.

Например, при максимальном перепаде давлений $\Delta p_1 = 10$ кПа и $\Delta \approx 1$ коэффициент ε принимает минимальное значение

$$\varepsilon = 1 - \frac{3}{4 \cdot \chi} \cdot \frac{\Delta p_1 \cdot \Delta}{p_n} = 1 - \frac{3}{4 \cdot 1,4} \cdot \frac{10 \cdot 1}{101,325} = 0,947.$$

Таким образом, формула для расчета расхода принимает следующую форму записи

$$Q = 10^{-3} \cdot \varepsilon \cdot \mu \frac{\pi d^2}{4} \sqrt{\frac{2 \cdot 10^3}{0,463 \frac{p_a^1}{273,15 + t^\circ C}} \Delta p_1}, \text{ л/с,}$$

или после промежуточных вычислений

$$Q = 0,0516 \cdot \varepsilon \cdot \mu \cdot d^2 \sqrt{\frac{273,15 + t^\circ C}{p_a^1} \Delta p_1}, \text{ л/с,}$$

из которой получим окончательную формулу для расчета диаметра сопла

$$d = \sqrt{\frac{Q}{0,0516 \cdot \varepsilon \cdot \mu \sqrt{\frac{273,15 + t^\circ C}{p_a^1} \Delta p_1}}}.$$

Для практического расчета диаметра сопла Вентури принимаем предварительно постоянными следующие параметры:

$\Delta p_1 = p_{1\text{макс}}$ – максимальное рабочее давление преобразователя давления (по паспорту);

$\varepsilon = 1$ – подлежит уточнению по формуле;

$\mu = 0,98$ – значение коэффициента расхода, находящееся в диапазоне рекомендуемых [16], и которое подлежит уточнению при конструкторско-доводочных испытаниях;

$p_a^1 = 760$ мм рт. столба – предварительно задаваемое значение атмосферного давления, которое подлежит учету при каждом измерении

расхода через сопло Вентури;

$t = 20^{\circ}\text{C}$ – температура воздуха в измеряемом помещении, которая также подлежит учету при каждом измерении расхода.

Получаемые расчетные данные подлежат уточнению при проведении стендовых испытаний, в том числе при метрологической аттестации устройства. Для повышения точности измерений целесообразно для пациентов с разными физическими возможностями предусмотреть сопла Вентури с разными диаметрами входных отверстий (7 мм, 8мм и 9мм), соответственно для малых (до 4 л.с.), средних (до 6 л/с) и больших (до 8 л/с) расходов воздуха при вдохе (см. рис. 2.3, а). Предварительная калибровка датчиков ПД1...ПД4 производится с помощью чашечного водяного манометра (см. рис. 2.3, б), после выдержки устройства ПРХ в помещении в течение 15 мин.



а

б

Рис. 1.10 Вид отдельных конструктивных элементов устройства ТНДА-ПРХ:

а – сопла Вентури для разных диаметров входных отверстий,

б – юстировочный водяной манометр

При этом в защищенный от несанкционированного доступа калибровочный модуль программы ПЭВМ («TNDA.exe») вводятся пять значений атмосферного давления (мм. рт. ст.) и температуры воздуха ($^{\circ}\text{C}$) в диапазоне измеряемых давлений (см. таблицу 1.1).

Таблица 1.1

Значения параметров преобразователя ПД1, вносимые в ПК при калибровке

мм водяного столба	кПа, в таблице калибровки для X1...X4	Деления, внесенные в таблицу
000	000	533
100 мм	0,981	1939
200 мм	1,96	3338
250 мм	2,45	4042
290	2,94	4634

Примечание: Так как 1 мм водяного столба = 9,81 Па; 300 мм = 2,943 кПа, поэтому значения по водяной шкале необходимо умножать на 0,00981.

Расчет коэффициента аэродинамического сопротивления для сопла Вентури осуществлялся по формуле [16]

$$A_B = \frac{\lambda \cdot \rho \cdot L_B}{2 \cdot d \cdot S_B} = \frac{8 \cdot \lambda \cdot \rho \cdot L_B}{\pi^2 \cdot d^5},$$

где $\lambda = 0,32 / \text{Re}^{0,25}$ – коэффициент Дарси для турбулентного режима течения воздуха;

$\rho = 1,205 \text{ кг/м}^3$ – плотность воздуха ;

d – диаметр входного отверстия сопла Вентури ;

L_a – длина наиболее узкой части сопла Вентури,

S_B – площадь сечения наиболее узкой части сопла Вентури;

Учитывая, что согласно $L_B = 0,5 \cdot d$ [16] окончательно получаем

$$A_B = \frac{4 \cdot \lambda \cdot \rho}{\pi^2 \cdot d^4}$$

Значения коэффициента аэродинамического сопротивления A_B для сопел Вентури разных диаметров приведены в таблице 1.2.

Аэродинамическое сопротивление датчика расхода воздуха на основе сопла Вентури на три порядка ниже, чем сопротивление верхних дыхательных путей, поэтому при носовом дыхании его можно не учитывать.

Значения коэффициента аэродинамического сопротивления A_B для сопел
Вентури разных диаметров, в турбулентном режиме при $Re=20000$

Диаметр сопла d , мм	Коэффициент аэродинамического сопротивления, МПа·с ² /м ²
7	5,42
8	3,18
9	1,98

Комбинированная схема компьютерного риноманометра КРМ ТНДА, приведенная на рисунке 1.4, включает блок для определения перепадно-расходных характеристик ПРХ (обозначение согласно паспорту метрологической аттестации) и эластичную маску с трубопроводами, накладываемую герметично на лицо (область носа и рта) пациента. Конструктивно устройство ПРХ состоит из расходомера РА, блока преобразователей давления БПД, модуля аналого-цифрового преобразователя АЦП, интерфейса USB и персонального компьютера (ПЭВМ).

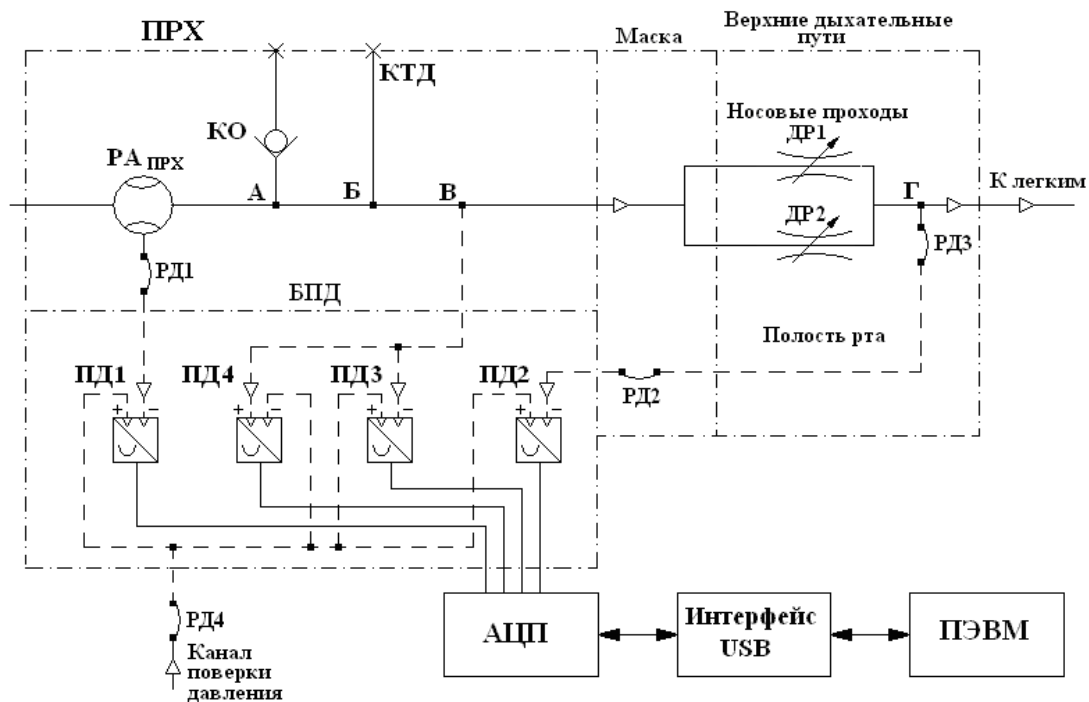


Рис. 1.11 Комбинированная схема компьютерного риноманометра КРМ
ТНДА

В корпусе расходомера имеется внутренний цилиндрический диффузор с расширением диаметров по направлению к источнику потребления воздуха (в основе принципа действия расходомера используется сопло Вентури). К корпусу расходомера крепится переходник с обратным клапаном КО и контрольной точкой давления КТД. К выходному отверстию переходника монтируется маска с входным каналом В-В для прохода вдыхаемого и выдыхаемого воздуха и каналом Г-Г в виде гибкого рукава РД2, входящего во внутрь маски и служащего для сообщения с ротовой полостью пациента посредством удержания оконечности рукава губами; при этом целесообразно применить жесткий пластиковый мундштук для исключения возможности пережатия губами гибкого рукава.

Носовые проходы пациента схематично показаны как параллельно расположенные регулируемые дроссели (сопротивления) ДР1 и ДР2, каждый из которых включает сопротивления клапана (крыльев носа) и собственно носового прохода. Под регулируемостью дросселей подразумевается переменность значений сечений носовых проходов в зависимости от конкретного состояния пациента, например, до и после ринопластики при устранении искривления носовой перегородки.

Блок БПД содержит преобразователи давления ПД1...ПД4 с электрическими разъемами и гибкие рукава для сообщения преобразователей давления с расходомером РА (РД1) и ротовой полостью Г-Г (РД2 и РД3). Гибкий рукав РД4 используется для одновременного тестирования (поверки) преобразователей давления ПД1...ПД4. Измерение давлений производится в следующих точках:

ПД1 – давление (разряжение) в расходомере РА;

ПД2 – давление (разряжение) в ротовой полости пациента (в точке Г) за носовыми проходами (дросселями ДР1 и ДР2);

ПД3 – давление (разряжение) на входе в маску (канал В-В);

ПД4 – избыточное давление на выходе из маски (канал В-В).

Обратный клапан КО, присоединяемый в точке (А), служит для ограничения избыточного давления при выдохе во избежание повреждения преобразователей ПД1...ПД4 и препятствует отрыву маски от лица пациента из-за высокого аэродинамического сопротивления сопла Вентури. Контрольная точка (Б) давления КТД служит для подсоединения дополнительного преобразователя давления (при необходимости).

Таким образом, при тестировании пациента определяется вдыхаемый через нос расход воздуха и перепад давлений на сопротивлениях ДР1 и ДР2 (одновременно на двух носовых проходах или поочередно). Обработка результатов тестирования производится путем построения графической зависимости перепада давлений от расхода и расчета отношения перепада давлений к расходу и мощности потока воздуха. При обратном течении потока воздуха (выдохе) контролю подлежит только избыточное давление (измеряется преобразователем ПД4) для индикации фазы выдоха. При использовании обратного клапана показания датчика ПД4 не превышают величину 100 Па.

2 ИССЛЕДОВАНИЯ ТЕОРЕТИЧЕСКИХ И ТЕХНИЧЕСКИХ ПРИНЦИПОВ СОЗДАНИЯ СИСТЕМЫ КОМПЛЕКСНОЙ ОЦЕНКИ И КОРРЕКЦИИ МЕДИКО-СОЦИАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА

Одним из важнейших заданий современной социальной политики государства есть усиление защиты конституционных прав и свободы граждан, обеспечения уважения, к каждому человеку как личности, толерантности и гуманизму. Особенное внимание при этом уделяется незащищенным слоям населения путем создания условий для достижения высокого уровня жизни, усиления целевой направленности социальной программы, углубления их адресности, что позволяет не только удовлетворять физическую, социальную и культурную потребность отдельного человека, но и способствует формированию и сохранению духовной ценности в обществе.

Важное место в этом процессе занимает система учебы и воспитания людей с инвалидностью, создание условий для получения ими общих и профессиональных знаний, необходимых для интеграции в общество.

Показано, что информационной основой для высокоэффективного обеспечения процесса интегрированной учебы должна стать информационно-аналитическая система, которая содержит в себе как функцию информационного обеспечения, так и широкий спектр аналитической функции, связанный с прогнозированием, планированием, адресным представлением, в наиболее полном объеме специальных учебно-реабилитационных условий и комплексного сопровождения с учетом индивидуальной потребности каждого студента с инвалидностью.

Организация системы интегрированной учебы лиц с инвалидностью происходит в условиях жесткого ограничения в финансовых, кадровых и материально-технических ресурсах, недостаточно развитой информационно-диагностической составной индивидуальной программы реабилитации, которая является основным документом, который определяет виды и объемы необходимой социальной защиты человека с особенной потребностью.

В связи с этим информационно-аналитическая система обязана избирать оптимальные решения с учетом специфических условий для каждого высшего учебного заведения, индивидуальной особенности лиц с инвалидностью.

Основной составляющей информационно-аналитической системы является база данных, которая содержит информацию:

- об индивидуальной программе реабилитации каждого студента, которая рекомендована медико-социальной экспертной комиссией (МСЕК);
- о студентах-инвалидах на основе разработанной авторами анкеты;
- о сети социальных мероприятий и перечне доступной современной учебной технологии;
- о законодательных актах Украины, которые определяют нормативно правовую основу интегрированной учебы в высших учебных заведениях;
- о наличии свободных мест, возможность трудоустройства и тому подобное.

Система является открытой и базируется на модульной архитектуре, что позволяет гибко модифицировать и эффективно использовать ее при работе с существующими в структуре социальной защиты и высших учебных заведениях информационной системой и базой данных. Она позволяет решать такие вопросы: разработка индивидуальных учебно-реабилитационных условий и системы комплексного сопровождения студентов с особенной образовательной потребностью, повышение качества учебно-воспитательного процесса и сочетания его с индивидуальными коррекционно-реабилитационными мероприятиями, организация взаимодействия учебного заведения с местными органами исполнительной власти, государственными и негосударственными учреждениями.

Информационно-аналитическая система позволяет значительно повысить эффективность и качество обеспечения лиц с инвалидностью равным доступом к качественному высшему образованию и созданию для их специальной образовательной среды.

Проведен анализ состояния проблемы и создания методики построения базы данных лиц с особенной потребностью. Разработанная методика построения базы данных лиц с особенной образовательной потребностью.

Создаваемому программному обеспечению предъявляется ряд требований, связанных областью применения и поставленной задачей:

- Работа по сети, программное обеспечение должно позволять работу с записями из нескольких мест сразу;
- Защищенность и надежность, необходимо обеспечить размещение и хранение данных в одном месте, которое позволит делать резервные копии на случай непредсказуемых ситуаций;
- Потенциал расширения и модернизации. Надо иметь в виду, что создаваемое программное обеспечение может быть улучшено, расширенное или перенесено на другую технологию в будущем. При этом надо обеспечить совместимость данных для новых версий - то есть предоставить возможность перенести или использовать уже существующую информацию.

Таким образом разработанное программное обеспечение состоит из сервера и клиента. На сервере будут храниться данные, доступ к которым можно будет получить с помощью клиента. Это обеспечит возможность работы нескольких клиентов с одним сервером по сети. Кроме того это позволит реализовать несколько клиентов на разных технологиях или языках программирования.

При выборе технологий, используемых в разработке, внимание было направлено на то, что наиболее распространенной операционной системой на сегодняшний момент является Microsoft Windows. Поэтому именно на нее и была нацеленная разработка программного обеспечения. В качестве сервера базы данных был избран Microsoft SQL Server Express. Однако это не препятствует перенесению базы данных на другой сервер, скажем, Oracle MySQL. Оба продукта используют язык SQL, который позволяет перенести не только данные, но и функционал базы данных. Для написания пользовательского ПО был избран язык программирования C# и среда

Microsoft Visual Studio Express, так как обеспечивает простоту работы и взаимосвязь с избранной СУБД.

Следовательно, конкретная реализация нацелена на конкретное семейство операционных систем, однако не препятствует перенесению на другие платформы или расширению. Кроме того использования СУБД позволяет обеспечить надежность и защищенность данных.

В СУБД будут храниться данные по студентам (личная, студенческая и медицинская информация), а также некоторый функционал для работы с этими данными.

Для наиболее оптимального хранения данных, необходимо правильно реализовать их хранение. Для этого надо привести их в определенную форму, которая обеспечит оптимальный механизм хранения и взаимосвязи информации. Для этого общий набор данных будет разбит на несколько таблиц так, чтобы минимизировать избыточность данных и разделить их на составные части. В качестве первичного ключа для данных студента будет взято "фамилия", "имя", и "отчество". С ними же будут связаны внешние ключи. Для данных, которые касаются высшего учебного заведения, в частности проживание в общежитии, то в качестве первичного ключа будет взято "номер общежития" и "название вуза".

Такой подход позволяет не только минимизировать избыточность, но и вносить изменения в отдельные части базы данных относительно безопасно.

Что касается программной части СУБД, то для того, чтобы абстрагироваться от структуры БД будут использованные процедуры, которые хранятся, и функции. Это позволит создавать клиент так, чтобы не беспокоиться о структуре БД и ее возможное изменение. То есть для разработчика пользовательского ПО не существенно знание структуры базы данных, что значительно упрощает разработку пользовательского ПО.

Пользовательское ПО должно уметь работать по сети. Кроме того пользовательское ПО должно иметь много потоковую реализацию, которая

обеспечит комфортную работу пользователям. Из основных функций должны быть присутствующими работа с записями из БД, поиск среди них необходимых и возможность вывести их из программы на бумагу или во внешний файл. Также необходим удобный интерфейс, ведь пользовательское ПО будет нацелено на конечных потребителей, что предусматривает низкий или средний уровень образованности пользования компьютером. Однако не следует забывать о том, что от этого не должен страдать функционал программы.

Для пользовательского ПО также предусмотрена модульность. Это позволит в будущем прибавить больший функционал данному ПО.

Интерфейс программы представлен на рисунках 2.1-2.3. Все конфиденциальные данные на иллюстрациях заретушированы по соображениям безопасности.

Согласно поставленной задаче была организованная база данных на основе Microsoft SQL Server 2008 Express, в которой хранятся данные и основные функции и процедуры для работы с ними (добавление, изменение, удаление) и получения некоторой статистики (по количеству студентов по отдельным критериям). База данных содержит 8 таблиц, каждая из которых отвечает определенным данным и исполняет определенную роль.

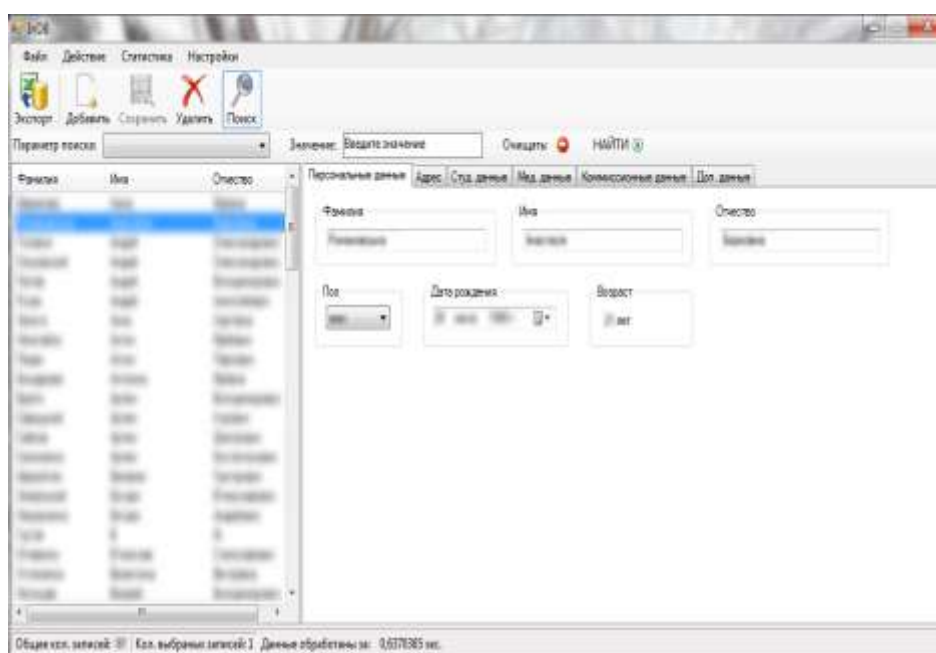


Рис. 2.1 Главное окно программы

Пользовательское ПО для базы данных было написано на языке программирования C#.

Для того, чтобы обеспечить комфортную работу с интерфейсом пользователя, функции, которые занимают длительное время выполняются параллельно, что позволяет во время их работы обращаться к интерфейсу (то есть программа не "подвисает" как в случае один текущей реализации).

При работе с базой данных в большинстве случаев пользовательское ПО вызывает функции на стороне сервера, передавая лишь данные. Однако отдельные сложные функции, такие как поиск, расширенная статистика, реализованы на пользовательском ПО.

Реализованный в пользовательском ПО поиск позволяет использовать не только слова, но и регулярные выражения. Таким образом достигается гибкость при поиске. Кроме того реализованный механизм повторного поиска : если в найденном материале очень много результатов, то из между них возможно отобрать отдельный, что отвечает некоторому другому критерию. При этом глубина поиска неограничена.

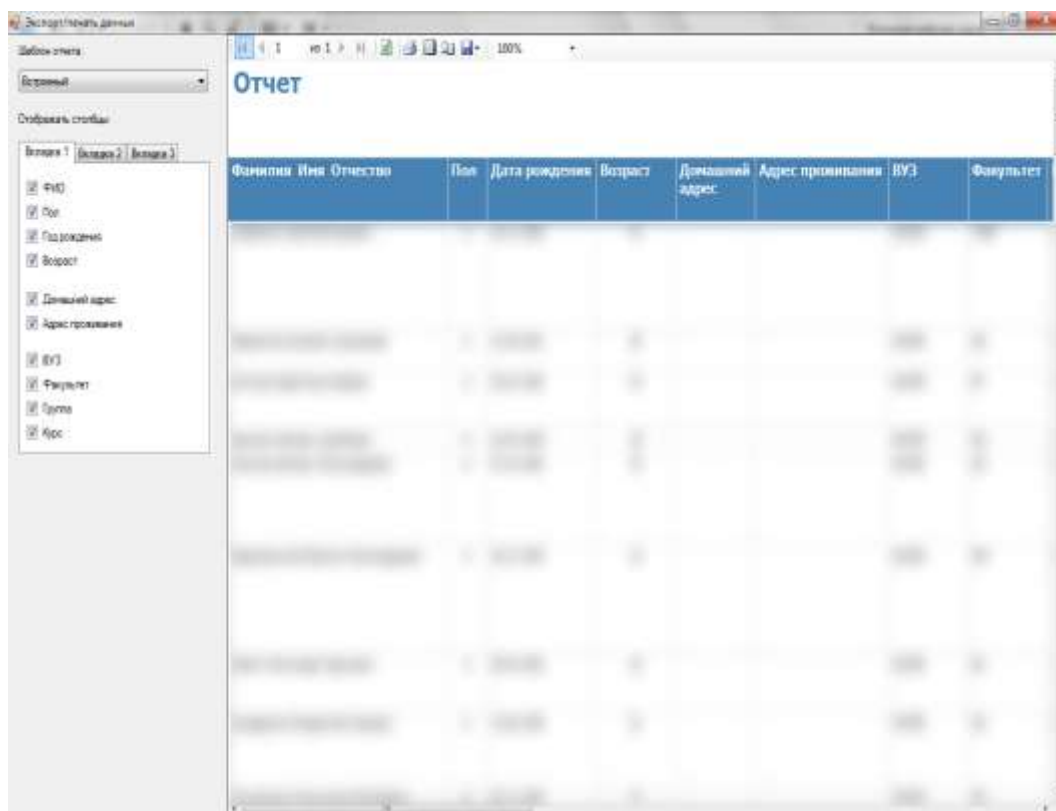


Рис. 2.2 Окно экспорта данных

В пользовательском ПО также реализованный механизм вывода информации: в файл или на печать. Для гибкости настройки экспорта была использованная библиотека для подготовки отчетов Microsoft Reporting, которая позволяет прибавить в программу функционал печатания и экспорта во внешний файл, но оставляет за разработчиком написание механизма настройки и интерфейса пользователя. То есть эта библиотека была соединена с программой и механизмом настройки вывода, которая позволила отбирать отдельные поля для экспорта и использовать шаблоны для исходных документов.

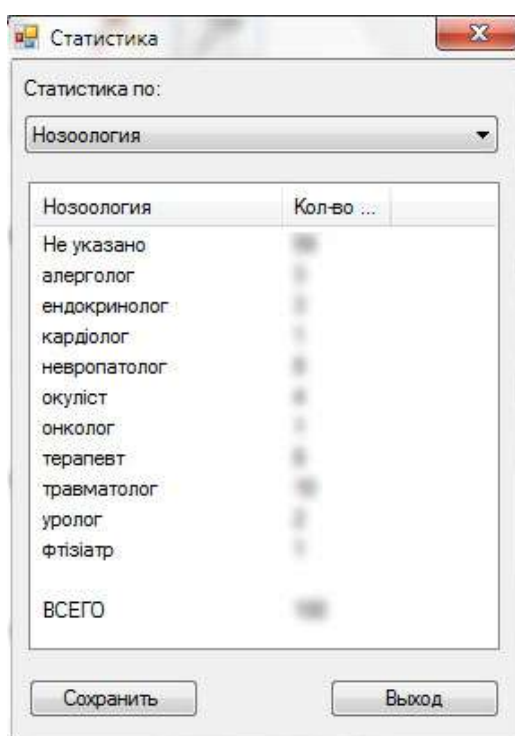


Рис. 2.3 Окно статистики

Также в пользовательском ПО реализованный показ статистики из записей по разным критериям, а также анализ, который касается наблюдению по информации об инвалидности и возможности своевременно выявлять и предупреждать об окончании срока ее действия.

Как дополнительный функционал реализованная поддержка модульности и загрузка настроек программы из файла.

Разработанный программный продукт, который состоит из базы данных и пользовательского ПО, является завершенным продуктом с

потенциалом модернизации. При наличии специалистов база данных может выступать как самостоятельный продукт, который они могут использовать для непосредственной работы или написания другого пользовательского ПО, ведь она вмещает большую часть функционала по сравнению с ПО, которое идет вместе с ней.

В настоящее время все более актуальными становятся вопросы, связанные с использованием современных компьютерных систем диагностики функциональных нарушений в организме человека, которые приводят к различным заболеваниям.

Существующие на текущий момент методы и средства экспресс-анализа состояний органов и систем организма человека (исследование психомоторики, сердечной деятельности и др.) не полностью удовлетворяют потребностям при обследовании большого контингента людей и необходимости получения быстрых результатов. Это заставляет искать новые технические решения аппаратной и программной диагностики. Одним из современных способов такого анализа является метод газоразрядной визуализации (ГРВ) [43, 44]. Одним из перспективных направлений является разработка программного комплекса анализа изображений, полученных при применении метода газоразрядной визуализации (кирлианографии), позволяющего проводить компьютерную экспресс-диагностику состояния человека. Применение таких методов может быть эффективно в системе реабилитации студентов с особенными потребностями (СОП).

Целью данной работы является разработка методов экспресс-диагностики и аппаратно-программного комплекса (АПК) на основе эффекта Кирлиан для исследования состояния здоровья студентов СОП.

Объектом исследования является процесс мониторинга состояния здоровья студентов СОП. Предметом исследования является экспресс-диагностика состояния здоровья студентов СОП на основе эффекта Кирлиан.

Для проведения экспресс-диагностики был разработан прибор ГРВ, структурная схема которого приведена на рис. 2.4.

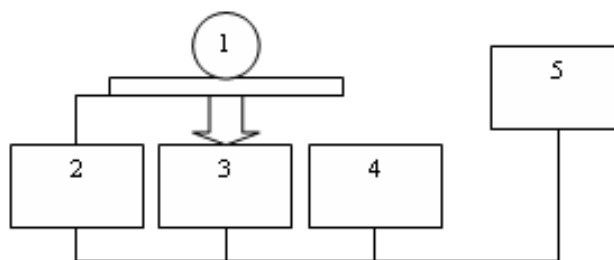


Рис. 2.4 Структурная схема прибора ГРВ

Исследуемый объект (палец пациента) (1) помещается на поверхности диэлектрической прозрачной пластины, на которую подаются импульсы от генератора (2), для чего на обратную сторону пластины нанесено прозрачное токопроводящее покрытие. При высокой напряженности поля в газовой среде пространства контакта объекта (1) и пластины развивается газовый разряд, параметры которого определяются свойствами объекта. Свечение разряда с помощью оптической системы и камеры (3) преобразуется в видеосигналы, которые поступают в виде одиночных кадров или серии кадров в компьютер (5). Микроконтроллер (4) служит для управления генератором и связи прибора с ПК. Специализированное программное обеспечение (ПО) позволяет провести обработку изображений (ГРВ-грамм), представляющих собой пространственное распределение освещенности на ПЗС-матрице, зависящее от состояния исследуемого объекта. Первичным процессом является процесс взаимодействия электромагнитного поля (ЭМП) с объектом исследования, в результате которого при определенной напряженности ЭМП с поверхности объекта эмитируются заряженные частицы и фотоны, участвующие в инициировании начальных фаз газового разряда. Основная информация извлекается из характеристик свечения.

Обработка полученных ГРВ-грамм производится с использованием разработанной компьютерной программы.

В процессе обработки ГРВ-граммы рассчитываются следующие параметры [45]: 1) площадь свечения – количество точек изображения с ненулевой интенсивностью, не удаленных при фильтрации шума; 2)

нормализованная площадь - отношение площади свечения к площади вписанного эллипса (устраняет зависимость площади от физического размера пальца испытуемого); 3) средняя интенсивность свечения – средняя интенсивность рассчитанная по всем точкам изображения с ненулевой интенсивностью, не удаленных при фильтрации шума; 4) количество фрагментов – количество восьмисвязных фрагментов свечения, площадь которых превышает минимальную площадь фрагмента; 5) коэффициент формы; 6) средний радиус изолинии; 7) нормализованное СКО радиуса изолинии; 8) длина изолинии; 9) энтропия по изолинии; 10) фрактальность по изолинии; 11) радиус вписанного круга.

При обработке полученных данных выделяются существенные признаки, присущие конкретному человеку, и сравниваются с нормальными статистическими показателями. Определённые категории людей (например, инвалиды, молодёжь из группы риска, к которым относятся и студенты СОП) в зависимости от нозологии имеют существенные отклонения от нормы в определённых фрагментах. Программа ПК выделяет и регистрирует существенные отклонения и заносит их в базу данных. В дальнейшем при проведении экспресс-диагностики проводится не всё обследование, а часть его, дающая информацию о зонах рисках данного пациента (печень, позвоночник, желудок и т.д.).

Сравнение диагностических параметров, полученных в результате обработки ГРВ-изображений, снятых в различные дни и в различных условиях, показало стабильность для практически здорового человека и существенных отклонений при изменении состояния органов и систем организма человека при первых признаках заболевания.

Использование разработанного АПК и методики экспресс-диагностики позволяет ускорить процесс диагностики студентов СОП, сократить время необходимое для коррекции его состояния, улучшить систему реабилитации, приблизив её к реальному времени.

Разработанный АПК входит в информационно-аналитическую систему учёта и реабилитации студентов СОП.

Предлагается использование результатов работы при проведении эксперимента относительно организации интегрированной учебы лиц с особенной потребностью в высших учебных заведениях III - IV уровня аккредитации.

Экспериментальный образец базы данных внедрен в Харьковской городской студенческой больнице.

3 РАЗРАБОТКА ТЕХНОЛОГИИ ОПТИМАЛЬНОГО ПОДБОРА РАСТИТЕЛЬНЫХ ЛЕКАРСТВЕННЫХ СРЕДСТВ ПРИ НАРУШЕННОМ ГОМЕОСТАЗЕ ЧЕЛОВЕКА

Начало XXI века характеризуется повышенным вниманием к лечению внутренних болезней с помощью лекарственных растений. Обращение к традиционной (народной, эмпирической, альтернативной) медицине стало характерной чертой последних двух десятилетий. Разумное сочетание альтернативной и традиционной медицины сегодня признано единственно верным решением. Согласно мировой статистике до 20 - 60 % врачебных назначений в разных странах составляют препараты лекарственных растений.

Успех лечения лекарственными растениями во многом зависит как от уровня квалификации врача, так и от того набора лекарственных препаратов, которым врач оперирует при назначении лечения.

Человек, как сложная биологическая система, способен не только воспринимать информацию с помощью органов чувств, но и хранить её, обрабатывать, получая в результате новые знания, новую информацию, и передавать её при помощи сообщений. Одним из важнейших свойств информации является её адекватность. Информация считается адекватной, если она не противоречит реальной действительности, правильно её воспроизводит и подтверждается её. Так, например, с давних времен известно, что листья мать-и-мачехи содержат горькие гликозиды (до 2.63 мг), флавоноиды (до 160 мг), ситостерин, сапонины, дубильные вещества, витамин С (до 250 мг), обладают отхаркивающим, противовоспалительным, смягчающим, потогонным и спазмолитическим действиями. Знания, полученные человеком о мать-и-мачехе, на практике подтверждаются современными лабораторными исследованиями.

С передачей, хранением и обработкой информации связаны действия любого автоматического устройства, поведение живого существа и сама

жизнь. Накопление большого объема информации является причиной возникновения существенных проблем в сфере ее восприятия и обработки.

Так, стремительное развитие фармацевтической отрасли способствует значительному росту объема фармацевтической информации. Противоречия между возможностями человека и возрастающим потоком информации можно исключить при помощи компьютерных технологий. Их использование облегчает процесс анализа собранной информации, и, в итоге, определяет прогресс в развитии фармацевтической отрасли и медицины.

До недавнего времени система фармацевтической информации в Украине на государственном уровне функционировала эффективно. Теоретические основы, методы обработки информации о лекарственных средствах, построение соответствующих баз данных (БД), были предметом многочисленных исследований.

Сегодня в Украине информация как о новых, так и классических лекарственных средствах и способах их применения в основном поступает из многочисленных профильных медицинских и фармацевтических журналов. Несомненно, такие информационные сообщения имеют, в первую очередь, рекламный характер и иницируются производителями лекарственных средств. При этом информирование работников амбулаторно-поликлинических и стационарных лечебных учреждений осуществляется медицинскими представителями фирм-разработчиков. Все это происходит при систематическом расширении арсенала лекарственных средств в стране и приближения Украины к разрешению актуальной проблемы – наличия слишком большого количества лекарственных средств с аналогичным действием, среди которых достаточно сложно выбрать оптимальный препарат для конкретного пациента. При решении этой проблемы необходимо ориентироваться на доказательную медицину, методологию фармэкономического анализа, математические методы принятия решений в медицине.

Пусть в результате обследования пациенту было поставлено n диагнозов $D=(d_1, d_2, \dots, d_n)$. Каждое i -е заболевание, $i = \overline{1, n}$, может быть излечено одним из m_i растительных лекарственных средств множества $R^{m_i} = \{r_1, r_2, \dots, r_{m_i}\}$. Таким образом, можно получить множество различных растительных лекарственных средств $R = \bigcup_i R^{m_i}$, из которых необходимо сформировать единый рецепт, позволяющий эффективно лечить все выявленные патологии. Возможное количество рецептов в этом случае равно $M \cdot L^{\bigcup_i R^{m_i}}$ и является довольно большим (например, для выбора оптимального рецепта из 100 РЛС это количество $\approx 10^{30}$ вариантов), где L – символ «множества – степени», M – символ мощности множества.

Предположим, что внутри каждого множества R^{m_i} РЛС можно разбить на две группы: основные и вспомогательные РЛС, а их эффективность воздействия на организм больного внутри каждой группы приблизительно одинаково.

Для определения рационального набора будем использовать следующую функцию цели:

$$F(x) = \sum_{i=1}^n \sum_{k=1}^M \sum_{j=1}^{m_i} x_{ij} \cdot \dots$$

где x_{ij} – растительные

лекарственные средства показанные при i -м заболевании из множества R ($i = \overline{1, k}$, $k = M[R]$); O_i – множество индексов основных лекарственных средств; V_i – множество индексов вспомогательных лекарственных средств; P_i – множество растительных лекарственных средств, противопоказанных при i – м заболевании; N – множество несовместимых растительных лекарственных средств; l и s – пары индексов несовместимых по взаимодействию растительных лекарственных средств.

Очевидно, в такой постановке задача нахождения оптимального рецепта является дискретной и весьма трудоемкой. Для повышения

эффективности поиска оптимального решения предлагается свести данную задачу к задаче нелинейного программирования.

Предположим, что величина x_i может принимать любое значение в диапазоне $[0, 1]$.

Составим следующую функцию поиска оптимального набора РЛС однонаправленного действия:

$$f_i(X) = \sum_{j \in O_i} x_j + a_i \times \sum_{j \in A_i} x_j + b_i \times \sum_{j \in R_i} x_j + c_i \times \sum_{\substack{(l,s) \in N \\ \eta \vee r_s \in R^n}} x_l \cdot x_s, \quad i = \overline{1, n},$$

где a_i, b_i, c_i – численные константы.

Для получения оптимального рецепта данные функции необходимо минимизировать. Тогда задачу оптимизации можно сформулировать следующим образом:

$$\min_i f_i(X) \quad 0 \leq x_i \leq 1, \quad i = \overline{1, n}. \quad (2.4)$$

Для решения данной задачи необходимо соблюдение следующих условий:

$$1 < a_i \ll (b_i, c_i), \quad i = \overline{1, n}.$$

Величина коэффициентов a_i, b_i, c_i выбирается априорно, например, решением группы экспертов.

В формуле (2.4) введение функции логарифма решает две задачи: чтобы результирующий рецепт охватывал лечение всех выявленных патологий ни одна из $f_i(X)$ не должна равняться нулю (ограничение барьерного типа) с одной стороны и стремление уменьшить количество РЛС в результирующем рецепте с другой стороны.

Ввиду выпуклости минимизируемой функции и ограничений на параметры, данная задача является одноэкстремальной.

Проведен анализ процесса информационного обеспечения лечебно-профилактических мероприятий, методов формализованного представления состояния организма человека, математических моделей

оптимизации рецептурного пространства при восстановлении нарушенного равновесия организма человека. Анализ показал актуальность проблемы и была выявлена необходимость разработки метода и математических моделей определения компонентов лекарственного сбора однонаправленного и многонаправленного действий. Определен класс методов и моделей поддержки принятия решения при формировании лечебно-профилактических мероприятий.

Усовершенствована математическая модель определения набора растительных лекарственных средств однонаправленного действия за счет изменения вида целевой функции модели путем введения логарифмической процедуры. Введение логарифма позволило свести исходную задачу к задаче нелинейного программирования. Данная задача является одноэкстремальной и для ее решения можно использовать стандартные методы оптимизации.

Данная математическая модель является основным математическим аппаратом для проведения оптимизации рецептурного пространства растительных лекарственных средств однонаправленного действия.

Для оценки степени изменения состояния организма человека под действием растительных лекарственных средств предлагается использовать предложена математическую модель в классе полумарковских процессов и, разработанную на ее основе методику оценки эффективности терапии растительными лекарственными.

Для проведения процесса реперторизации и оценки эффективности назначенного курса лечения необходимо знать вероятности возможного состояния организма человека через некоторое фиксированное значение времени терапии Δt . Для этих целей предлагается использовать математическую модель прогнозирования изменения гомеостаза человека в классе полумарковских процессов.

Восстановление нарушенного равновесия организма человека при помощи растительных лекарственных средств можно представить как

случайный процесс перехода из одного состояния в другое, каждое из которых описывает степень нарушений, проходящих в организме.

Допустим, имеется некоторое состояние B , характеризующее некоторой степенью тяжести состояния организма пациента, которое в процессе терапии может принимать любое значение $B_i, i = \overline{1, K}$, с вероятностью $P_i(t)$.

Известно, что состояние организма человека на момент времени t_0 можно классифицировать по степени тяжести как:

- B_0 – условно здоров;
- B_1 – начальные изменения;
- B_2 – легкая степень;
- B_3 – средняя степень;
- B_4 – тяжелая степень;
- B_5 – крайне тяжелая степень;
- B_6 – летальный исход.

Вероятности перехода из одного состояния в другое могут быть представлены в следующем виде (рис. 3.1):

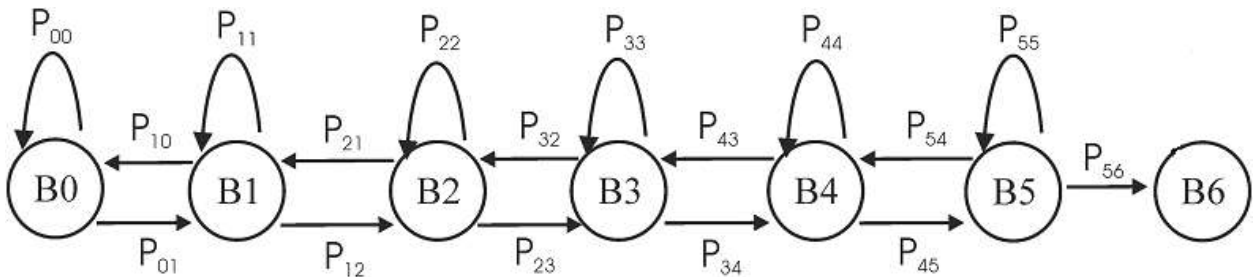


Рис. 3.1 Размеченный граф состояний организма человека

В каждый момент времени организм пациента может находиться в одном из семи состояний. За исключением начального состояния (в начальный момент времени $t = 0$), находясь в котором пациент обратился к врачу. Известен также один шаг перехода $P_{nm} = P(B_i = B_n | B_{i-1} = B_m)$, $m, n = \overline{0, 6}$.

Тогда можно получить матрицы переходных процессов с шагом P_{nm} с функцией распределения $F_{nm}(T_{nm} \leq t)$. Для оцениваемого состояния случайная переменная T_{nm} является дискретным временем задержки пациента в состоянии B_n , при условии, что следующее состояние будет B_m . Другими словами пациент остается в состоянии B_n в текущем времени T_{nm} , прежде, чем его состояние будет заменено на B_m . После «мгновенного» достижения состояния B_m (в соответствии с матрицей переходных вероятностей), отобрано следующее состояние B_k . Процесс перехода из одного состояния в другое может продолжаться долгое время, выбирая каждый раз независимое следующее состояние и время задержки.

Из полученного определения следует, что, если проигнорировать случайный характер времени задержки в состоянии и интересоваться только моментом перехода, процесс $B(t)$ будет однородной цепью Маркова. Однако за счет пребывания процесса $B(t)$ в различных состояниях в случайные интервалы времени, не удовлетворяет уравнению выравнивания Маркова (если не все, то мы имеем экспоненциальное распределение вероятностей). Следовательно, этот процесс является марковским только в моменты перехода, что подтверждает описание процесса с использованием полумарковской цепи.

В начальный момент времени дальнейшее поведение полумарковского процесса полностью зависит от матрицы переходных вероятностей $\|P_{ij}(t)\|$ и матрицы априорных вероятностей $\|F_{ij}(t)\|$. Предположим, что через некоторое время, взятое в качестве начала ($t_0=0$), организм находится в состоянии B_i . Пусть следующее состояние выбрано (с вероятностью P_{ij}) как состояние B_j . Тогда можно определить полную функцию задержки в состоянии B_i как

$$F_i(t) = P(t_i < t) = \sum_{j=0}^6 P_{ij}^{(1)} \cdot F_{ij}(t), j=0...6, \quad (3.2)$$

а среднее время задержки T_i в постоянном состоянии B_i как

$$T_i = \sum_{j=0}^6 P_{ij}^{(1)} \cdot \overline{T_{ij}}. \quad (3.3)$$

Теперь приступим к решению главной задачи, возникающей при анализе полумарковских процессов, то есть к определению вероятности состояния организма человека через некоторое время Δt .

Пусть $C_{ij}(t)$ – условная вероятность, по которой в момент времени t система находится в состоянии B_j , если в момент времени $t_0=0$ она была в состоянии B_i . Вероятность $C_{ij}(t)$ можно назвать промежуточной переходной вероятностью. Пациенты с исходной степенью тяжести B_i может перейти в состояние B_j в момент времени t различными путями. Во-первых, если $B_i = B_j$, пациент может оставаться в состоянии B_i в течении всего интервала t или, выходя из состояния B_i по крайней мере один раз. Во-вторых, пациент может войти в произвольное состояние B_k

Тогда вероятность попадания пациента в другое состояние через время Δt можно определить как:

$$C_{ij}(t) = \delta_{ij} \cdot \left(1 - \sum_{j=0}^6 P^{(1)}_{ij}(t) \cdot F_{ij}(t) \right) + \sum_{k=0}^6 P^{(1)}_{ij}(t) \cdot \sum_{\tau=0}^t F_{ik}(\tau) \cdot C_{ik}(t-\tau), \quad 0 \leq i, j \leq 6, \quad (3.4)$$

где δ_{ij} - символ Кронекера, ($\delta_{ij}=1$, при $i=j$ и $\delta_{ij}=0$, при $i \neq j$).

Для оценки эффективности терапии растительными лекарственными средствами предлагается следующий подход.

Процесс выздоровления пациента зависит от накопления в его организме необходимых веществ и их последующего выведения, и который, в идеальном случае, описывается монотонной кривой, которую можно аппроксимировать, например, функцией вида:

$$y = a \cdot (1 - e^{-t/\tau}), \quad (3.5)$$

где a – коэффициент эффективности терапии;

t – текущее время лечения пациента;

τ – постоянная времени кривой эффективности лечения.

$$\partial F / \partial x = 0.$$

Получим систему нелинейных уравнений следующего вида:

$$\begin{cases} \sum_{i=1}^n 2[x_1(1 - e^{-t_i/x_2}) - y_i] \cdot (1 - e^{-t_i/x_2}) = 0 \\ \sum_{i=1}^n -2[x_1(1 - e^{-t_i/x_2}) - y_i] \cdot \frac{x_1 t_i}{x_2^2} \cdot e^{-t_i/x_2} = 0 \end{cases}.$$

Для решения представленной системы уравнений можно использовать численные методы решения, как, например, метод Ньютона или матричный алгоритм метода хорд. Так как поведение реальной аппроксимируемой кривой в общем случае слабо предсказуема и ее форма может быть далека от формы оптимальной функции оценки эффективности процесса (аппроксимирующая функция), то начальные приближения, требуемые для алгоритма метода Ньютона, могут существенно отличаться от необходимых значений, а сам алгоритм не сходиться к решению. Поэтому, для решения полученной системы предлагается использовать матричный алгоритм метода хорд со следующими граничными значениями переменных $a \in [-1, 0) \cup (0, 1]$, $\tau \in [0, 3T]$, с возможной коррекцией верхней границы τ в сторону увеличения, если полученное решение содержит $\tau = 3T$, где T – период проведения лекарственной терапии пациенту.

Как уже было сказано выше, реальный процесс восстановления нарушенного равновесия организма человека отличается от желаемого процесса и ответить на многие вопросы может помочь коэффициент детерминации R^2 между прогнозируемым и реальным процессами.

Пусть мы имеем последовательность реальных данных y_i , $i = \overline{1, m}$ за промежуток времени $T = \{t_i\}$, $t_i = \overline{1, n}$ со средним значением $\bar{y} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n y_i$ и предсказанное значение \tilde{y}_i .

Тогда определить коэффициент детерминации между реальным и предсказанным течением терапии растительными лекарственными средствами можно исходя из отношения:

$$R^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (\tilde{y}_i - \bar{y})}{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})}, 0 \leq R^2 \leq 1. \quad (3.7)$$

В результате аппроксимации и вычисления коэффициента детерминации мы получаем значения a , τ , R^2 , по которым можно судить о реальном течении процессе восстановления нарушенного равновесия организма пациента и эффективности терапии. Проверить значимость R^2 можно, используя критерий Фишера для однородных дисперсий:

$$F_R = \frac{R^2}{1 - R^2} \cdot \frac{n - m}{m - 1}. \quad (3.8)$$

При интерпретации R^2 как показателя силы связи между реальным и предсказанным течением процесса выздоровления (изменения значения степени тяжести состояния организма пациента) применим качественную оценку зависимости. Для этих целей будем использовать так называемую шкалу Чеддока.

Оценивая процесс восстановления нарушенного равновесия организма и изменение симптомокомплекса больного на каждом из этапов лечения, необходимо проводить коррекцию терапии, учитывая тот факт, что растительные лекарственные средства, имеющие различные КЭВ и терапевтические действия, в общем рецепте могут многократно увеличивать или уменьшать суммарную эффективность оптимального рецепта.

Принимая во внимание процессы, проходящие в организме человека и воздействие на него растительных лекарственных средств, была разработана методика оцінки зміни стану організму людини під дією рослинних лікарських засобів, которая включает в себя выполнение трех этапов.

Этап 1. Моделирование процесса изменения гомеостаза человека согласно (3.4).

Этап 2. Комплексная оценка восстановления нарушенного гомеостаза организма пациента. Комплексная оценка восстановления нарушенного

гомеостаза организма пациента проводится при помощи аппроксимации функции прогнозируемого процесса восстановления организма человека идеальным и расчета коэффициента детерминации R^2 , значения эффективности терапии a и постоянной времени кривой лечения τ . Значение эффективности терапии a и постоянной времени кривой лечения τ рассчитывается методом наименьших квадратов.

Полученная информация оценивается следующим образом:

а) если коэффициент детерминации меньше 0.5, то анализ других полученных показателей не имеет смысла и необходимо провести коррекцию лечения;

б) если коэффициент детерминации $R^2 \geq 0.5$, то проводится анализ показателей a и τ :

- $a \in [0.75, 1]$, $\tau \in (0, T/3]$ – можно говорить о том, что процесс восстановления нарушенного гомеостаза организма пациента быстро стабилизировался и находится на высоком уровне. В этом случае по 1: можно определить время достижения максимального эффекта;

- $a \in [0, 0.75)$, $\tau \in (0, T/3]$ – можно говорить о том, что процесс восстановления нарушенного гомеостаза организма пациента быстро стабилизировался, но находится на низком уровне, т.е. требуется изменения тактики лечения тем же набором растительных лекарственных средств;

- $a \in [0, 0.75)$, $\tau \in (T/3, T]$ – данное лечение неэффективно и требует проведения коррекции;

$a \in [0.75, 1]$, $\tau \in (T/3, T]$ - прежде чем продолжать дальнейшую терапию, необходимо провести коррекцию лечения или изменить тактику лечения;

с) если коэффициент детерминации $R^2 \geq 0.5$, а значение одного из двух других параметров отрицательно, то данное лечение также требует коррекции или изменения его типа.

В случае, когда назначенное лечение не эффективно, формируется вспомогательный массив информации, элементами которого являются

компоненты, относящиеся только к растительным лекарственным средствам, присутствующих в начальном рецепте T^0

Этап 3. Определяется скорректированный массив KDE^S , который является входным массивом информации для повторной реперторризации, после чего процесс многокритериальной оптимизации, построения рейтинга препаратов, выбор схемы лечения и оценка эффективности назначенной терапии повторяются.

Таким образом, была усовершенствована математическая модель оценки изменения состояния организма человека под действием лекарственных средств, которая отличается от известных использованием для описания состояния математического аппарата полумарковских процессов.

ВЫВОДЫ

Для диагностики заболеваний верхних дыхательных путей и планирования эндоназальных хирургических вмешательств необходимо обеспечение оториноларингологических клиник современным оборудованием и диагностическими методами. Современные диагностические методы и средства должны обеспечивать объективную постановку диагноза на основе точных числовых критериев в рамках концепции доказательной медицины. Исследование аэродинамических процессов в носовой полости представляет собой нетривиальную проблему ввиду высокой сложности конфигурации носовой полости, наличия околоносовых пазух, слизистой оболочки с неопределенными параметрами шероховатости, существования носового цикла, затрудняющего однозначное определение мягкотканых структур.

В работе на основе разработанной по данным спиральной компьютерной томографии геометрической модели носовой полости были показаны возможности аналитических и численных моделей для расчета аэродинамических характеристик прохождения воздуха через верхние дыхательные пути. Рассмотрены ламинарный и турбулентный режимы течения воздуха (при спокойном и форсированном дыхании) и определены профили скоростей для данных режимов. В ламинарном режиме распределение скоростей по сечениям имеет параболический профиль с максимумами по центру сечений, при турбулентном режиме проводилась визуализация осредненных скоростей, которые постоянны на большей площади сечений и спадают в пристеночной области. При этом живые сечения потока представляют собой изобарические плоскости. Различия в результатах аналитических и численных (сеточных) методов при определении скоростей и давлений в носовом канале находятся в пределах 15 %, что позволяет использовать их для получения диагностических данных. Верификация методов и задание граничных условий проводились по данным риноманометрии с помощью разработанного устройства для измерения

перепадно-расходных характеристик ТНДА-ПРХ (свидетельство о государственной метрологической аттестации № 05-0102 от 01.04.2010 г.). На основании экспериментальных исследований и оценки диффузионного потока в гайморовой пазухе показано, что воздухообмен в придаточных пазухах носа осуществляется со скоростью около 5 см/с и носит диффузионный турбулентный характер, не зависящий от аэродинамических процессов в носовой полости, при которых скорость воздуха составляет величину порядка 10 – 20 м/с. Данное положение позволяет провести переоценку физиологической функции соусть придаточных пазух носа и степени их вентиляции.

Перспективой работы является разработка методов для прогнозирования результатов эндоназальных хирургических вмешательств на основе использования имитационных аэродинамических моделей носовой полости пациента по данным спиральной компьютерной томографии и риноманометрии.

Проведен анализ состояния проблемы и создания методики построения базы данных лиц с особенной потребностью. Разработанная методика построения базы данных лиц с особенными образовательными потребностями.

Предлагается использование результатов работы при проведении эксперимента относительно организации интегрированной учебы лиц с особенными потребностями в высших учебных заведениях III - IV уровня аккредитации.

Использование разработанного АПК и методики экспресс-диагностики позволяет ускорить процесс диагностики студентов СОП, сократить время необходимое для коррекции его состояния, улучшить систему реабилитации, приблизив её к реальному времени.

Разработанный АПК входит в информационно-аналитическую систему учёта и реабилитации студентов СОП.

Экспериментальный образец базы данных внедрен в Харьковской городской студенческой больнице.

Проведен анализ процесса информационного обеспечения лечебно-профилактических мероприятий, методов формализованного представления состояния организма человека, математических моделей оптимизации рецептурного пространства при восстановлении нарушенного равновесия организма человека. Анализ показал актуальность проблемы и была выявлена необходимость разработки метода и математических моделей определения компонентов лекарственного сбора однонаправленного и многонаправленного действий. Определен класс методов и моделей поддержки принятия решения при формировании лечебно-профилактических мероприятий.

Разработана математическая модель выбора компонентов лекарственного набора полинаправленного действия на базе трехмерного пространства признаков, учитывающая как информацию о состоянии организма человека, так и информацию о растительные лекарственные средства, которые используются в процессе реперторизация, что позволяет проводить рациональный выбор указанных средств и комплексно подойти к процессу восстановления нарушенного равновесия организма человека.

Разработаны методики определения лекарственного комплекса из препаратов растительного происхождения, которые учитывают полинаправленность механизмов воздействия на организм пациента применяемых растительных лекарственных средств, что позволило повысить эффективность лечебно-профилактических мероприятий и сократить период пребывания пациента в стационаре.

Усовершенствована математическая модель оценки изменения состояния организма человека под действием лекарственных средств, которая отличается от известных использованием для описания состояния человека математического аппарата полумарковских процессов, что позволяет проводить оценку изменения состояния организма человека.

На базе разработанных методик в дальнейшем может быть разработана информационная система оптимального подбора растительных лекарственных средств. Результаты проекта были внедрены в работу ГУ «Институт дерматологии и венерологии НАМН Украины» и кафедры биомедицинских электронных устройств и систем Харьковского национального университета радиоэлектроники.

Все полученные научные результаты являются теоретической основой относительно принципов комплексного восстановления нарушенного гомеостаза человека с помощью растительных лекарственных средств.

По результатам работы был достигнут медико-социальный эффект, который определяется в повышении качества лечения и сокращенные времени пребывания пациентов в стационаре.

ПЕРЕЧЕНЬ ССЫЛОК

1. Безшапочний С.Б., Лобурець В.В. Сучасні аспекти риносинуситів// Клінічна імунологія. Алергологія. Інфектологія. - 2007. - №6. - С. 43-48
2. Рязанов С.В. Рациональная антимикробная химиотерапия острых заболеваний верхних дыхательных путей // Consilium medicum.- 2004 .- Т.4.- № 1.- С. 4-7.
3. Гарюк Г.И., Меркулов А.Ю. и др. Опыт применения спиральной компьютерной томографии с последующей виртуальной эндоскопией для планирования малоинвазивных хирургических вмешательств в ринологии // Ринологія.- 2004.- № 3.- С. 32-34.
4. Безшапочний С.Б., Лобурець В.В. Ендоскопічна ендоназальна функціональна хірургія: достоїнства, недоліки, перспективи// Ринологія.- 2002.- № 2.- С. 3 - 10.
5. Keyhani K., Sherer P.W., Mozell M.M. Numerical simulation of airflow in the human nasal cavity// Journal of biomechanical engineering.- 1995.- Vol. 117.
6. Аврунин О.Г. Анализ изменения гидравлического диаметра при определении режима течения воздуха в полости носа //Технічна електродинаміка.- 2009.- Тем. Випуск «СЕЕ».- Т. 3.- С. 16-19.
7. Аврунин О.Г., Белецкий Н.И., Березняков А.И. О роли воздухоносных пазух в аэродинамике носовой полости// Біофізичний вісник.- 2008.- Т. 20.- № 1.- С. 88-95.
8. Гоменюк С.И., Морозов Д.Н., Сысоев Ю.А., Липняк А.А. Методы описания геометрических областей в САПР // Вісник запорізького національного університету .- 2008.- №1 . С. 36 - 44.
9. Лойцянский Л.Г. Механика жидкости и газа. М.: «Наука», 1970.- 904 с
10. Система моделирования движения жидкости и газа. FlowVision. Версия 2.0. Руководство пользователя. М.: ТЕСИС.-2001. – 204 с.
11. Chung T. Computational fluid dynamics// Cambridge university press.– 2002. – 1012 с.
12. Кочевский А. Н. Расчет внутренних течений в каналах с помощью

программного продукта Flow Vision // Вестник Сумского университета. – 2004. – № 2(61). – С. 25–36.

13. Gornshteyn B. J.. Fick's first law of diffusion and binary gas separation by hollow-fiber asymmetric membrane// Can. J. Chem. Eng.- 2003. – Vol. 81.- № 1, P. 139–146.

14. Яворский Б.М., Детлаф А.А. Справочник по физике. М.: Наука, 1968 . –939 с.

15. Bachmann W. Obstructed nasal breathing. Basis investigation: history, inspection, rhinomanometry, allergy [Электронный ресурс] / W. Bachmann. – 2001. – 31 с. – Режим доступа: <http://www.atmosmed.de>. – Загл. с экрана.

16. Палажук О. А. Передняя активная риноманометрия в контроле эффективности хирургического лечения хронического гнойного и полипозного синуситов / О. А. Палажук, В. В. Вишняков, Т. А. Сергеева // Вестник отоларингологии. Материалы IV Всероссийской конференции отоларингологов. – 2005. – №5. – С. 240-242.

17. Синус-катетер ямик в терапии синуситов у детей / В. В. Шиленкова, В. С. Козлов, Л. Л. Державина, А. А. Шиленков// Российская ринология. Научно-практический журнал. – 2003. – № 3. – С. 7-12.

18. Риноманометр компьютерный РИНОЛАН. – [Электронный ресурс].– Режим доступа: <http://www.mitsar-eeg.ru>. – Загл. с экрана.

19. А.с. 1076084 СССР. МКИ А 61 В 5/08. Устройство для определения воздушной проводимости носа / Мартинкенас М.Л., Буре Д.А. (СССР).– 3419600/28-13; заявл. 29.01.82 ; опубл. 28.02.84, Бюл. № 8.

20. Пат. № 91762 Україна, МПК А61В 5/08. Пристрій для тестування носового дихання / Аврунін О. Г. , Журавльов А. С., Калашник М. В, Ященко М. І., Семенець В. В. ; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки. – № а200814356 ; заявл. 15.12.2008 ; опубл. 25.08.2010, Бюл. № 16.

21. Аврунин О.Г. Обоснование основных медико-технических требований для проектирования многофункционального риноманометра/ О.Г. Аврунин,

А.И. Бых, В.В. Семенец // Сборник научных трудов 3-й международной научной конференции «Функциональная компонентная база микро-опто- и нано-электроники». Харьков, ХНУРЕ.– 2010.– С. 280-281

22. Бых А.И. Диагностические возможности современной риноманометрии //А.И. Бых, Т.Г. Силантьева, О.Г. Аврунин// Сборник научных трудов научнометодического семинара Наука и образование.- Хмельницкий-Рим.-ХНУ,2011.– С. 88-89.

23. Старшов А. М. Spiroграфия для профессионалов / А. М. Старшов, И. В. Смирнов.– М. : Познавательная книга пресс, 2003. – 77 с.

24. Пат. № 91762 Україна, МПК А61В5/08. Спосіб об'єктивного визначення функції носового клапана / Аврунін О. Г., Семенець В. В., Журавльов А. С., Калашник Ю. М.; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки – № а201003288; заявл. ; опубл. 25.06.2011. Бюл. № 12.

25. Аврунин О.Г. Сравнение дискриминантных характеристик риноманометрических методов диагностики / О.Г. Аврунин, В.В. Семенец, П.Ф. Щапов // Радіотехніка.– 2011.– 164.– С.102-107.

26. Говорун М. И. Компьютерная риноманометрия как инструмент системы качества медицинской помощи в ринологии / М. И Говорун, Ф. А. Садыхов // Журнал вушних, носових і горлових хвороб. – 2006. – № 3с (травень–червень). – Кшв. : 2006. – С. 198-199.

27. Говорун М. И. Основные принципы оценки качества хирургического вмешательства в полости носа. / М.И. Говорун, К.В. Герасимов, Ф.А. Садыхов // Журнал вушних, носових і горлових хвороб.– 2006.– № 5.– С. 97.

28. Spirometry. Ее техническое обеспечение. Проблемы и перспективы / Е. И. Сокол, А. В. Кипенский, Р. С. Томашевский и др. // «Технічна електродинаміка». Тематичний випуск. Проблеми сучасної електротехніки. Част. 3. – Київ : Інститут електродинаміки НАНУ, 2008. – С. 119-124.

29. Лопата В. А. Медико-технические требования к флоуспирометрам: стандарты, перспективы и возможности выполнения / В.А. Лопата //

Український пульмонологічний журнал. – 2005. – № 3(додаток). – С. 46-49.

30. Говорун М. И. Показатели компьютерной риноманометрии как основа определения объема оперативного лечения патологии полости носа / М.И.Говорун, Ф.А.Садыхов// Актуальные проблемы современной оториноларинго-логии: Материалы Всеармейской научно-практической конференции посвященной 130-летию со дня рождения В. И. Воячека.– 19 декабря 2006.– СПб.: ВМедА.– 2006.– С. 88-89.

31. Аврунин О.Г. Методика расчета диаметра сопла Вентури для устройства по определению перепадно-расходных характеристик носовых проходов/ О.Г. Аврунин // Промислова гідравліка і пневматика. – 2010. – № 2(28). – С. 62-66.

32. Спирометрия. Ее техническое обеспечение. Проблемы и перспективы / Е.И. Сокол, А.В. Кипенский, Р.С. Томашевский и др. // «Технічна електродинаміка». Тематичний випуск. Проблеми сучасної електротехніки. Част. 3. – Київ : Інститут електродинаміки НАНУ, 2008. – С. 119-124.

33. Т. Коннолли, К. Бегг, А. Страчан. Базы данных: проектирование, реализация и сопровождение. Теория и практика, 2-е изд. [Текст] : пер. с англ; Т. Коннолли, К. Бегг, А. Страчан; М.: Издательский дом “Вильямс”, 2000. – 1093 с.

34. Мамаев, Е..MS SQL Server 2000 [Текст] / Е. Мамаев. – СПб.: БХВ, 2005. – 1277 с.

35. Климов, А. С#. Советы программистам. [Текст] / А. Климов — СПб.: БХВ-Петербург, 2008. — 544 с: ил.

36. Щупак, Ю. Win32 API Разработка приложений для Windows [Текст] / Ю. Щупак.– ПИТЕР, 2008. – 621 с.

37. Оптимальный подбор лекарственных средств при распространенных дерматозах с помощью информационной системы: матер. XXVII нац.-практ. конф. з міжн. участю «Сучасні проблеми створення, вивчення та апробації лікарських засобів», 4 лютого 2010 р. / Харків, НФаУ. – Харків, 2010. – С.129 – 130.

38. Бых А.И. Метод анализа иерархий при построении мультифакторных моделей дифференциальной диагностики атопического дерматита / А.И.Бых, Е.В.Высоцкая, А.П. Порван, И.И. Ключник // Восточно-Европейский журнал передовых технологий. – 2010. - №3/6(45). – С. 4-8

39. Порван А. П. Технология оценивания субъективной информации при определении степени тяжести состояния организма человека методом анализа иерархий / Е. В. Высоцкая, А. И. Довнар, А. П. Порван // Радіоелектроніка. Інформатика. Управління. – 2010. – №1 (22). – С. 45-50.

40. Порван А.П. Многоцелевые информационные автоматизированные системы в дерматологии / А.П. Порван, Э.Н. Солошенко, Н.А. Чикина, Е.В. Высоцкая [и др.] // Дерматология и венерология. – 2010. - №3. – С. 63

41. Разработка базы данных для информационной системы выбора растительных лекарственных средств / А. П. Порван // 15-й Юбилейный Международный молодежный форум «Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке». Сб.материалов форума. – Т.1. - Харьков: ХНУРЭ. – 2011. – С. 217-218.

42. Порван А.П. Метод та інформаційна технологія вибору рослинних лікарських засобів для відновлення порушеної рівноваги організму людини: дис. канд. техн. наук: спец. 05.11.17 „Біологічні та медичні прилади і системи” / А.П. Порван. – Харків.: ХНУРЕ, 2011. – 176 с.

43. Коротков К.Г. Эффект Кирлиан / К.Г. Коротков.- СПб., 1995. - 218 с.

44. Коротков К.Г. Основы ГРВ биоэлектрографии / К.Г. Коротков. - СПб.: СПбГИТМО, 2001. - 360 с.

45. Муромцев Д.И. Автоматизированная система обработки и анализа динамических ГРВ грамм биологических объектов: автореф. дис. канд. техн. наук: 05.12.06/ Д.И. Муромцев: СПб., СПбГУИТМО, 2003. - 18 с.

46. Пат. № 70099 Україна, МПК G03B 41/00. Пристрій для експрес-оцінки стану біологічного об'єкту / Семенець В.В., Подпружников П.М., Левенець О.С.; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки – № у 2011 13774; опубл. 25.05.2012. Бюл. № 10.