

ПРИБОРОСТРОЕНИЕ И ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ СИСТЕМЫ

УДК 681.586.48

А.И. Калинин, И.С. Холопов

КОМПЕНСАЦИЯ ОШИБКИ ИЗМЕРЕНИЯ ИМПУЛЬСНЫХ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ДАЛЬНОМЕРОВ ПО ПОКАЗАНИЯМ ДАТЧИКОВ ТЕМПЕРАТУРЫ, АТМОСФЕРНОГО ДАВЛЕНИЯ И ОТНОСИТЕЛЬНОЙ ВЛАЖНОСТИ ВОЗДУХА

Приведены формулы для компенсации ошибок измерения скорости звука в воздухе при изменении основных метеорологических характеристик атмосферы. Результаты натурного эксперимента с ультразвуковым приемопередатчиком HC-SR04 показали, что использование полученной формулы для оценки скорости звука обеспечивает измерение дальности со среднеквадратической погрешностью измерения не более 3,2 мм в диапазоне 4 - 250 см и относительной ошибкой не более 1,2 % в диапазоне дальностей 30 - 250 см.

Ключевые слова: ультразвуковой дальномер, скорость распространения звука, датчик температуры, датчик атмосферного давления, датчик влажности.

Введение. Ультразвуковые дальномеры (УЗД) оценивают расстояние до объекта по измерению интервала времени между излучением сгенерированного ультразвукового сигнала и приемом отраженного. Несмотря на ряд недостатков (широкая диаграмма направленности, приводящая к возникновению мешающих отражений от соседних объектов, высокий уровень затухания звука в некоторых материалах, зависимость скорости звука от температуры среды распространения), важными достоинствами УЗД являются работоспособность в условиях действия прямых солнечных лучей, возможность измерения расстояния до жидкостей, а также прозрачных и отражающих поверхностей, что недостижимо при использовании оптических дальномеров [1]. Также использование УЗД при сравнительно небольших (единицы сантиметров) габаритных размерах позволяет измерять большие расстояния, чем в случае применения индуктивных датчиков, что критично для ряда практических приложений: анемометров, автомобильных устройств типа «парктроник», блоков управления мобильными роботами [2, 3], стационарных систем монито-

ринга состояния воздушных линий электропередач и др.

Наибольшая достоверность результатов измерений при ультразвуковом методе определения расстояния достигается при измерении дальности до поверхностей, шероховатость которых не превышает 0,2 мм.

Сравнительные характеристики ультразвуковых, индуктивных и оптических (как правило, инфракрасного диапазона с длиной волны 850 ± 70 нм) дальномеров приведены в таблице 1.

Цель работы – компенсация ошибок измерения дальности ультразвуковыми датчиками с учетом показаний датчиков температуры, давления и относительной влажности.

Принцип работы УЗД. Принцип измерения дальности до объекта по сигналам УЗД аналогичен принципу измерения дальности в радиолокационных системах [4]. При частотном методе измерения дальности и использовании линейной частотной модуляции излучаемого сигнала

$$R = cF_p / (4\Delta f F_m),$$

где c – скорость звука, F_p – разность частот

излученного и принятого сигналов, Δf – девиация частоты, F_m – частота модулирующего напряжения.

Таблица 1 – Сравнительные характеристики дальномеров [1]

Тип дальномеров	Индуктивные	Ультразвуковые	Оптические
Диапазон измерений, мм	0...10	20...2500	15...1000
Разрешающая способность, мкм	0,1	±0,3	±2
Повторяемость результатов измерений при одинаковых внешних условиях, мкм	1	±0,5	±2
Нелинейность рабочей характеристики, %	0,4...5	0,5	0,06...1,2
Время реакции на изменение дальности, не более, мс	0,35	30	0,9

При импульсном методе измерения дальности

$$R = ct_3/2, \quad (1)$$

где t_3 – время между моментом излучения зондирующего импульса и моментом приема отраженного сигнала.

При определении времени задержки t_3 по счетчику с дискретом счета времени $t_{сч}$ систематическая погрешность определения дальности

$$\delta R = ct_{сч}/2.$$

Если в расчетах по формуле (1) использовать значение скорости звука c , отличное от истинного $c_{и}$,

$$c = c_{и} + \Delta c,$$

то абсолютная погрешность измерения истинной дальности до объекта $R_{ист}$ линейно возрастает с ее увеличением:

$$\Delta R = 0,5\Delta c t = 0,5R_{ист}\Delta c/c_{и}.$$

Факторы, влияющие на скорость распространения звука в газообразных средах. В общем случае скорость распространения звука в идеальном газе определяется выражением [5]

$$c = \sqrt{\frac{\gamma P}{\rho}}, \quad (2)$$

где P – давление газа, ρ – его плотность, а

параметр γ зависит от числа степеней свободы d молекул газа:

$$\gamma = (d + 2)/d.$$

Для двухатомных молекул, из которых преимущественно и состоит атмосфера, $d = 5$ (три линейных перемещения и две плоскости вращения), поэтому $\gamma = 1,4$ и из (2) следует, что

$$c = \sqrt{\frac{1,4P}{\rho}}. \quad (3)$$

Из уравнения состояния идеального газа (уравнения Клапейрона – Менделеева) [6] следует, что

$$P = \rho RT/M,$$

где $R = 8,31446$ Дж/(моль·К) – универсальная газовая постоянная, T – температура в кельвинах, M – молярная масса. Преобразуя (3), получаем выражение

$$c = \sqrt{\frac{1,4RT}{M}}, \quad (4)$$

показывающее, что скорость звука в газе пропорциональна $\sqrt{T}$. В [7] показано, что формулу (4) для сухого воздуха можно представить в виде:

$$c(t) = c_0 \sqrt{1 + t/273,15}, \quad (5)$$

где $c_0 = 331,45 \pm 0,05$ м/с – скорость звука при температуре $t = 0^\circ\text{C}$ и доле содержания диоксида углерода CO_2 в атмосфере 0,03 % [7].

В диапазоне температур $-40...+50^\circ\text{C}$ нелинейную зависимость (5), используя метод наименьших квадратов, можно заменить линейной:

$$c(t) = 331 + 0,6t. \quad (6)$$

На рисунке 1 показана разность скоростей звука $\Delta c(t)$ между формулами (5) и (6).

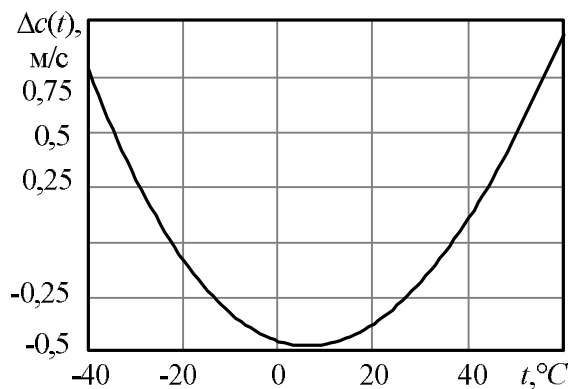


Рисунок 1 – Зависимость разности скоростей звука, вычисленных по формулам (5) и (6), от температуры сухого воздуха в градусах Цельсия

Как видно из рисунка 1, максимальное различие в указанном диапазоне температур

между линейной функцией (6) и нелинейной (5) не превышает 0,78 м/с, поэтому формула (6) часто используется в технических описаниях УЗД, например в [8].

Формулы (5) и (6), как и (4), справедливы для сухого воздуха. Поскольку молекулы воды являются трехатомными с $d = 6$ и $\gamma = 1,33$, то появление ее паров в воздухе приводит, во-первых, к уменьшению усредненного значения γ для атмосферы: обозначив за h долю паров воды в единице объема воздуха, получим [7]

$$\gamma(h) = (7 + h)/(5 + h). \quad (7)$$

Во-вторых, с ростом влажности снижается молярная масса воздуха. Если для сухого воздуха справедливо

$$M = x_{N_2} M_{N_2} + x_{O_2} M_{O_2} + x_{Ar} M_{Ar} =$$

$$= 0,78 \cdot 28 + 0,21 \cdot 32 + 0,01 \cdot 40 = 29,$$

где x_{N_2} , x_{O_2} и x_{Ar} и M_{N_2} , M_{O_2} и M_{Ar} – доля в атмосфере и молярная масса азота, кислорода и аргона соответственно, то появление в нем паров воды с молярной массой $M_{H_2O} = 18$ снижает M :

$$\begin{aligned} M(h) &= M - (M - M_{H_2O})h = \\ &= 29 - (29 - 18)h = 29 - 11h. \end{aligned} \quad (8)$$

Величина h связана с относительной влажностью воздуха RH , выраженной в процентах, формулой

$$h = 0,01 R H e_p(t) / P_a, \quad (9)$$

где $P_a = 760$ мм рт. ст. = 101,325 кПа = 1,013 бар – атмосферное давление, $e_p(t)$ – парциальное давление водяного пара во влажном воздухе, зависящее от температуры и атмосферного давления. Для его расчета можно воспользоваться формулами из руководства по наблюдениям Всемирной метеорологической организации [9]:

$$e_p(t) = e_w(t) f(P), \quad (10)$$

где

$$e_w(t) = 6,112 e^{\frac{17,62t}{243,12+t}}, \quad (11)$$

$$f(P) = 1,0016 + 3,15 \cdot 10^{-6} P - 0,074 P^{-1}. \quad (12)$$

В формулах (10)-(12) температура t задается в градусах Цельсия, а давление P – в гектопаскалях.

С учетом выражений (7) и (8) скорость звука во влажном воздухе по сравнению с сухим изменяется в

$$\begin{aligned} K_w(h) &= \sqrt{\frac{\gamma(h)/M(h)}{\gamma/M}} = \sqrt{\frac{\gamma(h)/M(h)}{1,4/29}} = \\ &= 4,5513 \sqrt{\gamma(h)/M(h)} \text{ раз.} \end{aligned} \quad (13)$$

Из (6) и (13) получим формулу для скорости звука в воздухе с учетом его температуры,

давления и влажности:

$$C(t, P, RH) = K_w(h) c(t) = K_w(h) (331 + 0,6t). \quad (14)$$

На основании (1) и (14) реальная статическая функция преобразования [10] УЗД будет определяться формулой:

$$R(t_3, t, P, RH) = K_w(h) (331 + 0,6t) t_3 / 2. \quad (15)$$

В работах [11, 12] для учета влажности воздуха использован эмпирический подход и получено приближенное соотношение для скорости звука в виде полинома:

$$\begin{aligned} c(t, P, x_{H_2O}, x_{CO_2}) = \\ = a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + (a_3 + a_4 t + a_5 t^2) + \\ + (a_6 + a_7 t + a_8 t^2) P + (a_9 + a_{10} t + a_{11} t^2) x_{CO_2} + \\ + a_{12} x_{H_2O}^2 + a_{13} P^2 + a_{14} x_{CO_2}^2 + a_{15} x_{H_2O} P x_{CO_2}, \end{aligned} \quad (16)$$

учитывающего также мольную долю CO_2 в воздухе x_{CO_2} . При определении коэффициентов

полинома a_i , $i = \overline{1, 15}$, в (16) методом наименьших квадратов в работе [13] для калибровки УЗД анализируется 40 измерений в диапазоне температур от 20 до 90°C с шагом 10°C и диапазоне относительных влажностей от 10 до 90 % с шагом 20 %.

Расчет по полученной формуле (14) для $P = 101,325$ кПа и $t = 30^\circ C$ показывает, что при увеличении относительной влажности воздуха с 10 до 90 % скорость звука увеличивается в 1,005 раза, что совпадает с экспериментальными полученными в [11, 12] численными результатами и формулой (16).

Поскольку расчеты по (14) содержат нелинейные операции, а по (16) требуют большого количества элементарных операций умножения и сложения, можно отказаться от оценивания $c(t, P, RH)$ в реальном времени и хранить в памяти УЗД набор табулированных значений. В этом случае для записи дискретных значений скорости звука в формате с фиксированной точкой и точностью представления до $5 \cdot 10^{-3}$ м/с для N_t , N_P и N_{RH} табулированных отсчетов соответственно температуры, давления и относительной влажности потребуется постоянное запоминающее устройство или flash-память объемом $2N_t N_P N_{RH}$ байт. Для определения по текущим значениям параметров воздуха величины $c(t, P, RH)$ можно воспользоваться правилом «ближайшего соседа» либо использовать линейную, билинейную или полиномиальную интерполяцию [14].

В общем случае скорость распространения звука в воздухе помимо температуры, давления и влажности зависит и от его частоты f , однако, как показано в [15], для ультразвуковых частот

свыше 30 кГц этой зависимостью можно пренебречь.

Факторы, влияющие на затухание звука в газообразных средах. От температуры, давления и относительной влажности воздуха также зависит коэффициент затухания звуковых и ультразвуковых волн [16].

Наиболее общее выражение для затухания звука в атмосфере (в дБ/м) в зависимости от его частоты приведено в [17]:

$$\alpha(f) = 8,686f^2[1,84 \cdot 10^{-11}(P/P_a)^{-1}(T/T_r)^{0,5}] + (T/T_r)^{-2,5}\{0,01275[\exp(-2239,1/T)] \times [f_{rO}/(f_{rO}^2 + f^2)] + 0,1068[\exp(-3352,0/T)][f_{rN}/(f_{rN}^2 + f^2)]\}, \quad (17)$$

где P – текущее атмосферное давление, кПа, $P_a = 1$ атм = 101,325 кПа, $T_r = 293,15$ К, f_{rO} и f_{rN} – преимущественные частоты поглощения звуковых волн молекулами кислорода и азота соответственно,

$$f_{rO} = (P/P_a)\{24 + [(4,04 \cdot 10^4 h\%) (0,02 + h\%) \times (0,391 + h\%)^{-1}]\},$$

$$f_{rN} = (T/T_r)^{-0,5} P/P_a \times [9 + 280 h\% \cdot \exp\{-4,17[(T/T_r)^{-1/3} - 1]\}],$$

$h\%$ – эквивалент мольной концентрации паров воды h в (9), выраженный в процентах,

$$h\% = RH(P_s/P_a)(P/P_a)^{-1},$$

$$P_s = P_a \cdot 10^V,$$

$$V = 10,79586[1 - (T_{01}/T)] - 5,02808 \log(T_{01}/T) + 1,50474 \cdot 10^{-4} \{1 - 10^{-8,29692[T_{01}/T - 1]}\} + 0,42873 \cdot 10^{-3} \{10^{4,76955[1 - T_{01}/T]} - 1\} - 2,2195983,$$

где $T_{01} = 273,15$ К.

Выражение (17) справедливо только для диапазона звуковых частот 50 Гц...10 кГц.

Для упрощения расчетов по формуле (17) разработано несколько методов для приближенной оценки величины затухания звука в атмосфере [18]. Все они основаны на подборе аналитического выражения, наилучшим (в смысле минимума среднего квадрата ошибки) образом описывающего наборы экспериментальных данных $\alpha(f, t, P, RH)$, приводимых, например, в [19], при трех фиксированных параметрах и одном меняющемся.

Аналог аналитического выражения (17) для ультразвуковых частот доступен в платном стандарте ISO 9613-1:1993 [20], а полученные с его использованием зависимости $\alpha(f, t, P, RH)$ приводятся в работах [21, 22].

Поскольку в ходе эксперимента максимальное измеряемое расстояние не превышало 2,5 м, а используемый в экспериментальной части модуль УЗД содержал встроенный компаратор с нерегулируемым пороговым напряжением, то формулы для оценки затухания ультразвука в атмосфере в работе не учитывались.

Результаты эксперимента. Исследование погрешности определения дальности проводилось по сигналам импульсного УЗД HC-SR04 с рабочей частотой 40 кГц и цифровых датчиков температуры (ДТ), давления (ДД) и относительной влажности (ДВ): DS1820, LPS331AP и AM2303 соответственно. Дискрет счета времени составлял $t_{сч} = 1$ мкс.

В ДД LPS331AP при инициализации записывались байты 7A (512 усреднений при формировании показания давления) и F4 (температура данных – 25 Гц, 4-проводной интерфейс SPI) в управляющие регистры RES_CONF и CTRL_REG1 соответственно.

Темп выдачи данных с ДВ составлял 2 Гц, с ДТ – 0,5 Гц.

Структурная схема экспериментальной установки с указанием протоколов обмена с датчиками приведена на рисунке 2, а основные характеристики используемых в ходе эксперимента датчиков – в таблицах 2-4.

Для исключения паразитных отражений в ходе эксперимента в пределах ширины диаграммы направленности УЗД (приблизительно 20°) отсутствовали посторонние объекты.

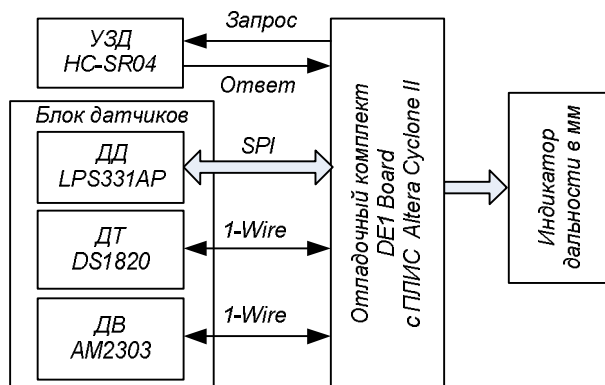


Рисунок 2 – Структурная схема экспериментальной установки

Таблица 2 – Параметры ДД LPS331AP

Диапазон измерений, мбар	Погрешность измерений, мбар	Цена младшего разряда, мбар
260...1260	$\pm 0,1$	0,0002

Таблица 3 – Параметры ДВ AM2303

Диапазон измерений, %	Погрешность измерений, %	Цена младшего разряда, %
0...100	± 1	0,1

Измерения дальности проводились до вертикальной плоскости, расстояние до которой от ультразвукового приемопередатчика в ходе эксперимента изменялось и контролировалось с

помощью рулетки с ценой деления 1 мм. Печатная плата с УЗД была выставлена перпендикулярно к плоскости горизонта с использованием трехплоскостного водного уровня. Результаты двух экспериментов (значения абсолютной $\Delta R = |R_{\text{ист}} - R(t_3, t, P, RH)|$ и относительной $\delta R = \Delta R / R_{\text{ист}}$ погрешностей) при различных внешних условиях сведены в таблицу 5.

Таблица 4 – Параметры ДТ DS1820 (с учетом двух поправочных байт для кода температуры)

Диапазон измерений, °C	Погрешность измерений, °C	Цена младшего разряда, °C
-55...+125	± 0,1	0,1

Таблица 5 – Результаты экспериментов при различных состояниях воздуха: абсолютная ΔR и относительная δR погрешности

$R_{\text{ист}}, \text{ см}$	Погрешности измерения дальности			
	$t = 25,2^\circ\text{C},$ $RH = 35 \%,$ $P = 748 \text{ мм рт. ст.}$		$t = 13...17^\circ\text{C},$ $RH = 48...56 \%,$ $P = 741 \text{ мм рт. ст.}$	
	$\Delta R, \text{ см}$	$\delta R, \%$	$\Delta R, \text{ см}$	$\delta R, \%$
1	2	3	4	5
4	0,6	15	0,6	15
10	0,4	4	0,7	7
20	0,5	2,5	0,2	1
35	0,4	1,14	0,4	1,14
50	0,3	0,6	0,5	1
65	0,2	0,31	0,7	1,08
85	0	0	0,2	0,23
100	0,5	0,5	0,5	0,5
115	0,5	0,43	0,2	0,17
135	0,5	0,37	0,2	0,14
150	0,5	0,33	1,6	1,07
180	0,4	0,22	0,7	0,39
205	0	0	0,4	0,19
250	0,5	0,2	1,6	0,64

Из полученных численных значений следует, что использование (15) для оценки дальности при фиксированной температуре обеспечивает в диапазоне расстояний до 2,5 м абсолютную погрешность измерений не более 5 мм (таблица 5, колонки 2 и 3) и среднеквадратическую ошибку (СКО) не более 1,8 мм. В случае проведения измерений в воздушном потоке с переменной температурой (таблица 5, колонки 4 и 5) абсолютная погрешность измерения возрастает до 1,5 см, а СКО – до 4,6 мм. Это объясняется неоднородностью распределения температуры воздуха в процессе измерения (в ходе эксперимента в помещении, где выполнялся эксперимент, поступал уличный воздух с температурой -8°C) и инерционностью используемого в эксперименте датчика температуры, что ухудшает качество температурной коррекции.

Средняя величина СКО в двух экспериментах составила 3,2 мм.

Высокое (до 15 %) значение относительной погрешности измерений на малых (до 20 см) дальностях может быть объяснено высоким уровнем отраженного сигнала, флуктуации которого при пороговой обработке увеличивают абсолютную ошибку измерения момента прихода отраженного ультразвукового импульса и, следовательно, времени задержки t_3 .

Закключение. Таким образом, использование формулы (14) позволяет учитывать влияние на скорость распространения звука таких параметров атмосферы, как температура, давление и относительная влажность, и оперативно корректировать величину c в (1), что обеспечивает среднеквадратическую погрешность измерений дальности до объектов не более 3,2 мм в диапазоне расстояний до 2,5 м.

Аналитическое выражение (14) может использоваться для расчета скорости распространения звука как в реальном времени, так и для записи в постоянное запоминающее устройство табулированных значений скорости звука при различных параметрах атмосферы в соответствии с условиями эксплуатации ультразвукового дальномера.

Библиографический список

- Advances in analog distance sensing. <http://www.sensorsmag.com/sensors/motion-velocity-displacement/advances-analog-distance-sensing-816>. Дата обращения: 21.01.15.
- Голь С.А., Корнеев В.Е., Нгуен Т.Н. Опционально наполняемый, масштабируемый комплекс универсальных силовых контроллеров и мультисенсорных преобразователей для мобильной робототехники // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2013. № 4-3 (46). С. 5-11.
- Борисов А.Г., Голь С.А., Корнеев В.Е. Открытая аппаратная платформа для тестирования программного обеспечения беспилотного автомобиля // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2013. № 4-3 (46). С. 50-55.
- Бакулев П.А. Радиолокационные системы. – М.: Радиотехника, 2004. – 320 с.
- Савельев И.В. Курс физики. Том 1. Механика. Молекулярная физика. – М.: Наука, 1989. – 352 с.
- Трофимова Т.И. Курс физики: учеб. пособие для вузов. – М.: Высш. шк., 1990. – 478 с.
- Bohn D.A. Environmental effects on the speed of sound // J. Audio Eng. Soc. – 1988. – Vol. 36, No. 4.
- http://www.tinkbox.ph/sites/tinkbox.ph/files/downloads/us_100_ultrasonic_sensor_module.pdf. Дата обращения: 22.01.15.
- http://www.wmo.int/pages/prog/gcos/documents/gruanmanuals/CIMO/CIMO_Guide-7th_Edition-2008.pdf. Дата обращения: 22.01.15.

10. *Сергеев А.Г.* Метрология. – М.: Логос, 2005. – 272 с.
11. *Löfqvist T., Sokas K., Delsing J.* Speed of sound measurements in humid air using an ultrasonic flow meter // Proceedings of XVII IMEKO World Congress. June 22 – 27, 2003, Dubrovnik, Croatia, 2003.
12. *Cramer O.* The variation of the specific heat ratio and the speed of sound in air with temperature, pressure, humidity and CO₂ // J. Acoust. Soc. Am. – 1993 – Vol.93. – P. 2510-2516.
13. *Van Schaik W., Grooten M., Wernaart T., Van der Geld C.* High accuracy acoustic relative humidity measurement induct flow with air // Sensors. – 2010. – Vol. 10. – P. 7421-7433.
14. *Грузман И.С., Киричук В.С., Косых В.П., Перетягин Г.И., Спектор А.А.* Цифровая обработка изображений в информационных системах: учеб. пособие. – Новосибирск: Изд-во НГТУ, 2000. – 168 с.
15. *Howell G.P., Morfey C.L.* Frequency dependence of the speed of sound in air // J. Acoust. Soc. Am. – 1987. – Vol. 82 (1). – P. 375-376.
16. *Колесников А.Е.* Ультразвуковые измерения / 2-е изд., перераб. и доп. – М.: Изд-во стандартов, 1970. – 248 с.
17. *Anton H.* Calculus. – New York: John Wiley and Sons, 1980. – 682 p.
18. *Rickley E.J.* Computing the absorption of sound by the atmosphere and its applicability to aircraft noise certification. – Cambridge: U.S. Department of Transportation, 1998. – 116 p.
19. *Harris C.M.* Absorption of sound in air versus humidity and temperature // J. Acoust. Soc. Am. – 1966. – Vol. 40. – P. 148-159.
20. Acoustics – Attenuation of sound during propagation outdoors – Part 1: Calculation of the absorption of sound by the atmosphere. http://www.iso.org/iso/catalogue_detail.htm?csnumber=17426. Дата обращения: 23.01.15.
21. *Vladišauskas A., Jakevičius L.* Absorption of ultrasonic waves in air // Ultragarsas. – 2004. – Vol. 50, No. 1. – P. 46-49.
22. *Jakevičius L., Demčenko A.* Ultrasound attenuation dependence on air temperature in closed chambers // Ultragarsas. – 2008. – Vol. 63, No. 1. – P. 18-22.

УДК 621.397

В.Ф. Одинокоев

АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ ПОИСК ПУТЕЙ СВЯЗИ МЕЖДУ ДВУМЯ УЗЛАМИ В LRC-СХЕМАХ

Рассмотрены методика и программа поиска сигнальных путей между двумя узлами линейных LRC-схем на основе их топологии.

Ключевые слова: передаточная функция, линейные цепи, топологическое моделирование.

Введение. В работах [1, 2] предложен способ автоматизации расчетов передаточной функции (PerFun) от идеального источника (Ist) к ненагружающему приемнику (Pri) сигналов в LRC-схемах на основе их топологии [3]. Способ предполагает анализ всех сигнальных путей Pu от источника к приемнику, состоящий из трех этапов [2].

На первом этапе (процедура PoiskNaElPu – поиск начальных элементов пути) проводится определение первых элементов любых путей Pu, подключенных к положительному узлу источника Ist. Любой путь Pu, не оканчивающийся в отрицательном узле источника, считается незавершенным путем NzPu.

Вторым этапом (процедура PoiskPrNzPu – поиск продолжения незавершенных путей) является последовательное удлинение путей NzPu до их полного завершения (пути ZaPu).

На третьем этапе (процедура PoiskPuIstPri – поиск путей от источника к приемнику) из

массива завершенных путей ZaPu в соответствии с их направлением выделяются уникальные (не повторяющиеся) положительные (PoPu) и отрицательные (OtPu) пути от источника к приемнику.

Программа PoiskNaElPu подробно рассмотрена в работе [2], в то время как PoiskPrNzPu и PoiskPuIstPri не представлены в известных публикациях.

Цель работы – методическая и программная проработка последних двух этапов поиска сигнальных путей PoPu, OtPu в линейных LRC-схемах.

Методическая часть. Визуальное (эвристическое) продолжение одноэлементных незавершенных топологических путей NzPu, найденных на первом этапе процедурой PoiskNaElPu, как и выделение путей PoPu и OtPu из массива завершенных путей ZaPu для простых схем тривиально. Для примера рассмотрим рисунок 1 [2], где рядом с узлами и внутри элементов даны

их номера (u и y – напряжения сигналов соответственно источника и приемника; проводимость 4 может имитировать внутренний импеданс реального пассивного нагружающего приемника P_{ri} ; учет импеданса источника потребует включения последовательно с I_{st} его проводимости; по определению [3] приемник является виртуальным элементом схемы с единичной проводимостью).

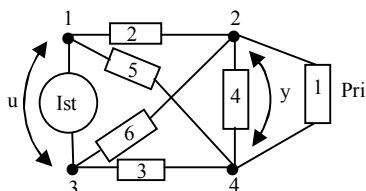


Рисунок 1 – Схема с идеальным источником и виртуальной проводимостью-приемником

На рисунке 1 видны два начальных элемента путей P_u между узлами 1 (меньший по номеру положительный начальный узел $NaUz$) и 3 (большой по номеру отрицательный конечный узел $KoUz$) источника – проводимости 2 и 5. Очевидно также, что, например, незавершенный одноэлементный путь через элемент 2 (путь 2) может быть продолжен посредством элементов 1, 4, 6 (пути 2-1, 2-4, 2-6). Для узлов 1, 3 путь 2-6 является завершенным. Незавершенные пути 2-1 и 2-4, в свою очередь, могут быть продолжены через элемент 3 – пути 2-1-3, 2-4-3. Завершенный путь 2-1-3, проходящий от положительного (меньшего) узла 2 приемника к его отрицательному (большему) узлу 4, является положительным путем $RoPu$.

Так же легко проследить пути между узлами источника, начиная с проводимости 5 (незавершенный одноэлементный путь 5 удлиняется проводимостями 1, 3, 4; путь 5-3 – завершенный; пути 5-1 и 5-4 дополняются элементом 6 – пути 5-1-6, 5-4-6). Путь 5-1-6 через узлы 4-2 приемника, в отличие от пути 2-1-3, является отрицательным путем $OtPu$.

Для сложных цепей, однако, эвристический анализ схем становится трудоемким и длительным процессом. Программирование же эвристических методов – тоже непростой и далеко не очевидный процесс. Поэтому перед автоматизацией двух последних этапов рассмотрим вначале некоторые важные методические аспекты.

Во-первых, все пути P_u должны быть представлены последовательно соединенными проводимостями [3].

Во-вторых, процедура $PoiskPrNzPu$ должна выделять только те завершенные пути $ZaPu$, которые не повторяются в общем массиве этих путей [3].

В-третьих, любой из путей $ZaPu$ не должен иметь одинаковых элементов [3].

В-четвертых, поскольку удлинение любого пути $NzPu$ может быть осуществлено только подключением к его конечному узлу проводимости схемы, имеющей аналогичный узел, данная проводимость не должна быть связана с исходным путем $NzPu$ другим своим узлом, чтобы не образовывать обратных связей на путях.

В-пятых, модуль $PoiskPrNzPu$ должен допускать рекурсию (внутренний вызов самого себя), если добавление к каким-либо путям $NzPu$ в $PoiskPrNzPu$ очередной проводимости не приводит к их завершению.

В-шестых, поиск в $PoiskPuIstPri$ путей $RoPu$ и $OtPu$ должен основываться на очевидных факторах: все эти пути начинаются в узле $NaUz$, являющемся положительным узлом источника, проходят через приемник и заканчиваются в узле $KoUz$, являющемся отрицательным узлом источника; путь $RoPu$ следует через приемник от его меньшего узла к большему узлу, а $OtPu$ – от большего узла приемника к его меньшему узлу.

Процедура $PoiskPrNzPu$. С учетом сделанных методических замечаний рассмотрим вариант процедуры $PoiskPrNzPu$ (ниже жирным шрифтом выделены исполняемые в редакторе Editor программные коды; многоточие в них является оператором продолжения выражения на следующей программной строке; комментарии представлены обычным шрифтом в виде текста и/или пояснений в круглых скобках и не могут отображаться в редакторе Editor без символов %).

Программное определение функции $PoiskPrNzPu$ в одноименном файле имеет следующий вид:

```
function [MaNzPu, MaVeNzPu, MaMaUzNzPu, ...  
MaZaPu, MaVeZaPu, MaMaUzZaPu] = ...  
PoiskPrNzPu(MaNzPu, MaVeNzPu, ...  
MaMaUzNzPu, MaZaPu, MaVeZaPu, ...  
MaMaUzZaPu, MaProSx, KoUz)
```

Определение содержит входные (правый список аргументов) и выходные (левый список) переменные:

$MaNzPu$ – массив незавершенных путей $NzPu$;

$MaVeNzPu$ – массив весов (произведение проводимостей) $VeNzPu$ незавершенных путей $NzPu$;

$MaMaUzNzPu$ – общий массив субмассивов $MaUzNzPu$ узлов элементов незавершенных путей $NzPu$;

$MaZaPu$ – массив завершенных путей $ZaPu$;

$MaVeZaPu$ – массив весов $VeZaPu$ завершенных путей $ZaPu$;

MaMaUzZaPu – массив субмассивов **MaUzZaPu** узлов элементов завершенных путей **ZaPu**;

MaProSx – массив проводимостей исследуемой LRC-схемы [2].

Для использования программы **PoiskPrNzPu** необходимо установить начальные значения выходных и временно используемых переменных:

– максимальный номер элемента входного массива **MaZaPu** –

nZaPu=numel(MaZaPu); (**numel(MaZaPu)** – число элементов в **MaZaPu**);

– начальное значение номеров (**n**) искомым продолженных незавершенных путей (**PrNzPu**) – **nPrNzPu=0**;

– начальный (пустой) массив ячеек [2, 4] искомым путей **PrNzPu** –

MaPrNzPu={};

– начальный массив ячеек весов **VePrNzPu** искомым путей **PrNzPu** –

MaVePrNzPu={};

– начальный массив ячеек субмассивов **MaUzPrNzPu** узлов элементов искомым путей **PrNzPu** –

MaMaUzPrNzPu={};

После инициализации параметров осуществляем удлинение исходных путей **NzPu** входного массива **MaNzPu**. Для этого вначале очередной удлиняемый **nNzPu**-й незавершенный путь **NzPu** в массиве **MaNzPu** –

for nNzPu=1:numel(MaNzPu)

выделяем как временно изолированный путь **Pu=NzPu**, подлежащий удлинению –

Pu=MaNzPu{nNzPu}; (**{nNzPu}** – указатель на содержимое **nNzPu**-й ячейки в **MaNzPu**)

Кроме пути **Pu=MaNzPu{nNzPu}** выделяем (для контроля соединений) также субмассив **MaUzPu** узлов пути **Pu** в массиве **MaMaUzNzPu** –

MaUzPu=MaMaUzNzPu{nNzPu};

Для связи **Pu** с любым элементом, удлиняющим этот путь, определяем его конечную проводимость (**KoProPu**) –

KoProPu=Pu(numel(Pu)); (**numel(Pu)** – число элементов-проводимостей пути **Pu**)

В структуре-проводимости **KoProPu** выделяем её условно неприсоединённый узел **NeUz** (с рабочим названием **NeUzKoProPu**), с которым при удлинении пути **Pu** можно связать какой-либо элемент схемы –

NeUzKoProPu=KoProPu.NeUz; (здесь отсутствие номера после имени **KoProPu** структуры-проводимости означает **KoProPu(1).NeUz** и является признаком единственности элемента **KoProPu**)

Теперь проанализируем проводимости мас-

сива **MaProSx** схемы на предмет соединения их с концом удлиняемого пути **Pu**. Для этого у всех элементов с номерами **nElMaProSx** в массиве **MaProSx** –

for nElMaProSx=1:numel(MaProSx)

проверяем совпадение любого из их узлов с концом (с узлом **NeUzKoProPu**) удлиняемого пути **Pu**. Если *хотя бы один* (оператор **||**) узел рассматриваемой **nElMaProSx**-й проводимости *совпадает* (оператор **==**) с узлом **NeUzKoProPu** –

if (MaProSx(nElMaProSx).Uz1==...

NeUzKoProPu)||...

(MaProSx(nElMaProSx).Uz2==...

NeUzKoProPu) (**Uz1** – меньший, а **Uz2** – больший узлы проводимости **MaProSx(nElMaProSx)**) то **MaProSx(nElMaProSx)** может служить продолжением пути **Pu**. Если при этом с узлом **NeUzKoProPu** *соединён* (оператор **==**) узел **Uz1** проводимости **MaProSx(nElMaProSx)** –

if MaProSx(nElMaProSx).Uz1==...

NeUzKoProPu

то второй её узел **Uz2** является (условно) неприсоединённым –

MaProSx(nElMaProSx).NeUz=...

MaProSx(nElMaProSx).Uz2;

Иначе (если с **NeUzKoProPu** узел **Uz1** проводимости **MaProSx(nElMaProSx)** не соединен) –

else

с **NeUzKoProPu** соединен узел **Uz2** проводимости **MaProSx(nElMaProSx)**, и условно неприсоединённым становится её первый узел **Uz1**:

MaProSx(nElMaProSx).NeUz=...

MaProSx(nElMaProSx).Uz1;

end (конец оператора

if MaProSx(nElMaProSx).Uz1==...

NeUzKoProPu)

Если узел **NeUz** проводимости **MaProSx(nElMaProSx)** *совпадает* с **KoUz** –

if MaProSx(nElMaProSx).NeUz==KoUz

это значит, что найден очередной завершённый путь **ZaPu** с номером

nZaPu=nZaPu+1;

Новый **nZaPu**-тый путь **ZaPu** оформим (оператором **{}**) как отдельную ячейку **MaZaPu(nZaPu)** (круглые скобки для массива ячеек указывают на номер его элемента-ячейки), объединяющую (оператором **[]**) элементы исходного пути **Pu=MaNzPu{nNzPu}** и присоединенную к нему проводимость **MaProSx(nElMaProSx)**:

MaZaPu(nZaPu)=[MaNzPu{nNzPu},...

MaProSx(nElMaProSx)];

Далее формируем ячейку **MaVeZaPu(nZaPu)** для нового завершённого пути **ZaPu** как произ-

ведение веса (содержимое nNzPu-й ячейки массива MaVeNzPu) исходного рассматриваемого пути Pu на значение поля Ves присоединенной к нему структуры MaProSx(nElMaProSx):

**MaVeZaPu(nZaPu)={MaVeNzPu{nNzPu}*...
MaProSx(nElMaProSx).Ves};** (* – оператор программного арифметического умножения)

Для регистрации субмассива MaUzZaPu найденного пути ZaPu необходимо объединить узлы субмассива MaUzNzPu исходного рассматриваемого пути Pu с узлом NeUz присоединенной к Pu проводимости MaProSx(nElMaProSx) и оформить полученный субмассив как новую nZaPu-ю ячейку MaMaUzZaPu(nZaPu) в MaMaUzZaPu:

**MaMaUzZaPu(nZaPu)=...
{[MaMaUzNzPu{nNzPu},...
MaProSx(nElMaProSx).NeUz]};**

Иначе (если узел NeUzKoProPu не совпадает с KoUz) –

else

присоединенная к Pu проводимость MaProSx(nElMaProSx) является вариантом возможного продолжения этого пути. Последнее верно при условии, что узел NeUz присоединяемой к Pu проводимости MaProSx(nElMaProSx) *не* (оператор ~) связан с *каким-либо* (функция any) узлом субмассива MaUzPu удлиняемого пути Pu –

**if ~any(MaProSx(nElMaProSx). ...
NeUz==MaUzPu)**

Если это так, то число продолженных незавершенных путей PrNzPu возрастает:

nPrNzPu=nPrNzPu+1;

В последнем случае формируем соответствующую номеру nPrNzPu ячейку для нового найденного пути PrNzPu в массиве MaPrNzPu:

**MaPrNzPu(nPrNzPu)={[MaNzPu{nNzPu},...
MaProSx(nElMaProSx)]};**

Аналогично MaVeZaPu(nZaPu) формируем ячейку (в массиве MaVePrNzPu) для веса VePrNzPu нового незавершенного пути PrNzPu:

**MaVePrNzPu(nPrNzPu)=...
{MaVeNzPu{nNzPu}*...
MaProSx(nElMaProSx).Ves};**

Ячейка (в MaMaUzPrNzPu) для субмассива MaUzPrNzPu узлов нового пути PrNzPu находится как и MaMaUzZaPu(nZaPu):

**MaMaUzPrNzPu(nPrNzPu)=...
{[MaMaUzNzPu{nNzPu},...
MaProSx(nElMaProSx).NeUz]};**

end (конец оператора

if ~any(MaProSx(nElMaProSx). ...

NeUz==MaUzPu)

end (конец оператора

if MaProSx(nElMaProSx).NeUz==KoUz)

end (конец оператора

if (MaProSx(nElMaProSx).Uz1==...

NeUzKoProPu)||...

(MaProSx(nElMaProSx).Uz2==...

NeUzKoProPu))

end (конец оператора

for nElMaProSx=1:numel(MaProSx))

end (конец оператора

for nNzPu=1:numel(MaNzPu))

Поскольку все действия по удлинению путей NzPu сводились к подключению к ним лишь одной какой-либо проводимости, то в случае, когда массив MaPrNzPu найденных незавершенных путей PrNzPu оказывается не пустым –

if numel(MaPrNzPu)>0

потребуется дополнительный этап поиска продолжений этих путей процедурой PoiskPrNzPu. Перед очередным вызовом PoiskPrNzPu устанавливаем для нее новые формализованные фактические аргументы:

MaNzPu=MaPrNzPu; (массив путей NzPu по результатам сделанных удлинений)

MaVeNzPu=MaVePrNzPu; (массив весов путей NzPu по результатам сделанных удлинений)

MaMaUzNzPu=MaMaUzPrNzPu; (массив субмассивов MaUzNzPu узлов путей NzPu по результатам сделанных удлинений)

Для продолжения последних найденных путей MaNzPu вновь вызываем процедуру PoiskPrNzPu:

**[MaNzPu, MaVeNzPu, MaMaUzNzPu, ...
MaZaPu, MaVeZaPu, MaMaUzZaPu]=...
PoiskPrNzPu(MaNzPu, MaVeNzPu, ...
MaMaUzNzPu, MaZaPu, MaVeZaPu, ...
MaMaUzZaPu, MaProSx, KoUz);**

end (конец оператора **if numel(MaPrNzPu)>0)**

end (конец программы PoiskPrNzPu – продолжены все незавершенные и найдены все завершенные пути)

Процедура PoiskPuIstPri. Определение функции PoiskPuIstPri в одноименном файле имеет следующий вид:

**function [MaPoPu, MaVePoPu, MaMaUzPoPu, ...
MaOtPu, MaVeOtPu, MaMaUzOtPu]=...**

PoiskPuIstPri(MaZaPu, MaVeZaPu, ...

MaMaUzZaPu, Uz2Pri) (узел Uz2Pri – рабочее обозначение большего – отрицательного – узла Uz2 приемника)

Для использования PoiskPuIstPri устанавливаем исходные значения переменных:

– начальный массив ячеек искомым положительных путей PoPu –

MaPoPu={};

– начальный массив ячеек весов VePoPu

искомых путей PoPu –

MaVePoPu={};

– начальный массив ячеек субмассивов

MaUzPoPu узлов искомых путей PoPu –

MaMaUzPoPu={};

– начальный массив ячеек искомых отрицательных путей OtPu –

MaOtPu={};

– начальный массив ячеек весов VeOtPu искомых путей OtPu –

MaVeOtPu={};

– начальный массив ячеек субмассивов MaUzOtPu узлов искомых путей OtPu –

MaMaUzOtPu={};

Далее анализируем пути ZaPu входного массива MaZaPu на предмет их принадлежности к PoPu или OtPu. При этом элементы рассматриваемой nZaPu-й ячейки массива MaZaPu –

for nZaPu=1:numel(MaZaPu)

выделяем как временный путь Pu=ZaPu:

Pu=MaZaPu{nZaPu};

Все элементы-проводимости временного пути Pu с номерами nElPu –

for nElPu=1:numel(Pu)

рассматриваем на предмет их принадлежности к приемнику. Для этого выделяем очередную nElPu-ю проводимость-структуру ProPu временного пути Pu –

ProPu=Pu(nElPu);

и проверяем её схемный номер Nom. Если он равен (оператор ==) 1 –

if ProPu.Nom==1

это значит, что ProPu=Pu(nElPu) является приёмником. Если условно неприсоединенный узел NeUz элемента-приемника ProPu есть Uz2Pri –

if ProPu.NeUz==Uz2Pri

то рассматриваемый временный путь Pu=MaZaPu{nZaPu} – положительный (PoPu). Регистрируем найденный путь PoPu в общем массиве MaPoPu положительных путей, добавляя (посредством оператора []) его к MaPoPu в виде ячейки MaZaPu(nZaPu) –

MaPoPu=[MaPoPu, MaZaPu(nZaPu)];

Аналогично увеличиваем общий массив MaVePoPu весов путей PoPu –

MaVePoPu=[MaVePoPu, MaVeZaPu(nZaPu)];

и массив MaMaUzPoPu узлов путей PoPu –

MaMaUzPoPu=[MaMaUzPoPu, ...

MaMaUzZaPu(nZaPu)];

Иначе (если путь Pu=MaZaPu{nZaPu} – не положительный) –

else

рассматриваемый путь Pu – отрицательный. Для него искомые массивы имеют вид:

MaOtPu=[MaOtPu, MaZaPu(nZaPu)];

MaVeOtPu=[MaVeOtPu, MaVeZaPu(nZaPu)];

MaMaUzOtPu=[MaMaUzOtPu, ...

MaMaUzZaPu(nZaPu)];

end (конец оператора if ProPu.NeUz==Uz2Pri)

end (конец оператора if ProPu.Nom==1)

end (конец оператора for nElPu=1:numel(Pu))

end (конец оператора

for nZaPu=1:numel(MaZaPu))

end (конец программы PoiskPuIst)

Программные испытания. Поскольку многие программы содержат скрытые дефекты, обнаруживаемые только в определенных ситуациях, осуществим проверку процедур PoiskPrNzPu и PoiskPuIstPri для нескольких схем с последовательным их усложнением. Рассмотрим вначале рисунок 1. Закажем в командном MATLAB-окне (Command Window) символьные переменные (Лаплас-оператор s и LRC-обозначения элементов с их номерами 1, 2, ... в схеме) специализированной процедурой syms и структуры элементов схемы (для источника достаточно указаний на его узлы) [2]:

syms s R2 L3 C4 R5 L6;

Ist.Uz1=[1];

Ist.Uz2=[3];

MaProSx(1).Nom=[1];

MaProSx(1).Ves=[1];

MaProSx(1).Uz1=[2];

MaProSx(1).Uz2=[4];

MaProSx(1).NeUz=[];

и т.д. для MaProSx(2)-MaProSx(6), где поля Nom, Ves, Uz1 и Uz2 определяются схемой, а NeUz (пусто – []) находится впоследствии автоматически программным путем [2].

Использование PoiskPrNzPu предполагает знание начального (NaUz) и конечного (KoUz) узлов искомых в PoiskPrNzPu путей PrNzPu. Инициализацию этих узлов можно осуществить также в окне Command Window. Очевидно, что для путей PrNzPu от источника к приемнику имеем:

NaUz=Ist.Uz1; (узел 1)

KoUz=Ist.Uz2; (узел 3)

Для определения первых элементов искомых путей PrNzPu из Command Window вызываем процедуру PoiskNaElPu [2]:

[MaNzPu, MaVeNzPu, MaMaUzNzPu, MaZaPu, ...

MaVeZaPu, MaMaUzZaPu]=...

PoiskNaElPu(MaProSx, NaUz, KoUz);

Результаты работы модуля PoiskNaElPu [2] для схемы рисунка 1 следующие:

MaNzPu – 1x2 cell (массив ячеек cell – два незавершенных пути NzPu) – [1x1 struct], [1x1 struct] (две ячейки, содержащие скаляры данных

типа struct);

MaNzPu{:} (содержимое всех ячеек массива MaNzPu) – Nom: 2 (первый одноэлементный путь NzPu – проводимость 2), Nom: 5 (второй одноэлементный путь NzPu – проводимость 5);

MaZaPu – 0x0 cell (пустой массив – завершенных путей нет).

Поскольку полученный в PoiskNaElPu массив MaNzPu одноэлементных незавершенных путей NzPu – не пустой, из Command Window необходим вызов процедуры PoiskPrNzPu поиска продолжения путей NzPu:

**[MaNzPu, MaVeNzPu, MaMaUzNzPu, ...
MaZaPu, MaVeZaPu, MaMaUzZaPu]=...
PoiskPrNzPu(MaNzPu, MaVeNzPu, ...
MaMaUzNzPu, MaZaPu, MaVeZaPu, ...
MaMaUzZaPu, MaProSx, KoUz)**

Результаты выполнения модуля PoiskPrNzPu:

MaNzPu – 0x0 cell (пустой массив – завершены все пути NzPu);

MaVeNzPu – 0x0 cell;

MaMaUzNzPu – 0x0 cell;

MaZaPu – 1x6 cell – [1x2 struct], [1x2 struct], [1x3 struct], [1x3 struct], [1x3 struct], [1x3 struct] (найжены шесть завершенных путей ZaPu разной длины);

MaZaPu{1}{:} (все элементы первой ячейки массива MaZaPu – первый путь ZaPu) – Nom: 2, Nom: 6 (проводимости 2 и 6);

MaZaPu{2}{:} (все элементы второй ячейки массива MaZaPu – второй путь ZaPu) – Nom: 5, Nom: 3;

MaZaPu{3}{:} – Nom: 2, Nom: 1, Nom: 3;

MaZaPu{4}{:} – Nom: 2, Nom: 4, Nom: 3;

MaZaPu{5}{:} – Nom: 5, Nom: 1, Nom: 6;

MaZaPu{6}{:} – Nom: 5, Nom: 4, Nom: 6;

MaVeZaPu – 1x6 cell – [1x1 sym], [1x1 sym], [1x1 sym], [1x1 sym], [1x1 sym], [1x1 sym] (все ячейки массива MaVeZaPu содержат скаляры весов типа sym);

MaVeZaPu{:} (содержимое всех ячеек-весов массива MaVeZaPu) – $1/(L6*R2*s)$, $1/(L3*R5*s)$, $1/(L3*R2*s)$, $C4/(L3*R2)$, $1/(L6*R5*s)$, $C4/(L6*R5)$;

MaMaUzZaPu – 1x6 cell – [1x3 double], [1x3 double], [1x4 double], [1x4 double], [1x4 double], [1x4 double] (все ячейки-субмассивы узлов в MaMaUzZaPu содержат числовые данные типа double);

MaMaUzZaPu{:} (содержимое всех ячеек-субмассивов узлов массива MaMaUzZaPu) – 1, 2, 3 (первый субмассив узлов); 1, 4, 3 (второй субмассив узлов и т.д.); 1, 2, 4, 3; 1, 2, 4, 3; 1, 4, 2, 3; 1, 4, 2, 3.

Как показывают найденные массивы, пути

NzPu и ZaPu не повторяются в общих массивах и не содержат в себе одинаковых проводимостей и узлов, т.е. уникальны.

Полученные результаты полностью согласуются с рисунком 1. Во-первых, из рисунка 1 очевидны все возможные завершённые пути от узла 1 источника до его узла 3 (по проводимостям): 2-6, 5-3, 2-1-3, 2-4-3, 5-1-6, 5-4-6 (сравни с последними результатами для MaZaPu).

Во-вторых, из рисунка 1 очевидны также веса указанных путей –

путь 2-6: $(1/R2)*(1/(L6*s)) = 1/(L6*R2*s)$;

путь 5-3: $(1/R5)*(1/(L3*s)) = 1/(L3*R5*s)$;

путь 2-1-3: $(1/R2)*1*(1/(L3*s)) = 1/(L3*R2*s)$;

путь 2-4-3: $(1/R2)*(C4*s)*(1/(L3*s)) = C4/(L3*R2)$;

путь 5-1-6: $(1/R5)*1*(1/(L6*s)) = 1/(L6*R5*s)$;

путь 5-4-6: $(1/R5)*(C4*s)*(1/(L6*s)) = C4/(L6*R5)$ – сравни с результатами для MaVeZaPu{:}.

В третьих, для рисунка 1 так же легко находятся субмассивы узлов всех путей –

путь 2-6: 1, 2, 3;

путь 5-3: 1, 4, 3;

путь 2-1-3: 1, 2, 4, 3;

путь 2-4-3: 1, 2, 4, 3;

путь 5-1-6: 1, 4, 2, 3;

путь 5-4-6: 1, 4, 2, 3 – (сравни с результатами для MaMaUzZaPu{:})

В-четвертых, никаких других путей, кроме перечисленных, от узла 1 источника к его узлу 3 нет, поэтому в экспериментальных результатах для PoiskPrNzPu имеем пустые массивы MaNzPu, MaVeNzPu и MaMaUzNzPu.

Так как полученный с помощью процедуры PoiskPrNzPu массив MaZaPu завершённых путей ZaPu – не пустой, из Command Window можно вызвать программу PoiskPuIstPri для выделения из MaZaPu путей PoPu и OtPu:

**[MaPoPu, MaVePoPu, MaMaUzPoPu, ...
MaOtPu, MaVeOtPu, MaMaUzOtPu]=...
PoiskPuIstPri(MaZaPu, MaVeZaPu, ...
MaMaUzZaPu, Uz2Pri)**

Результаты работы модуля PoiskPuIstPri:

MaPoPu – 1x1 cell (массив MaPoPu – единственная ячейка – положительный путь PoPu);

MaPoPu{1}{:} (содержимое единственной ячейки 1 массива MaPoPu) – 1x3 struct array with fields (массив 1x3 структур с полями) Nom, Ves, Uz1, Uz2, NeUz;

MaPoPu{1}{1} (первый элемент содержимого ячейки 1) – Nom: 2 (проводимость 2), Ves: [1x1 sym] (вес проводимости 2 – скаляр типа sym), Uz1: 1 (первый узел проводимости 2), Uz2: 2 (второй узел проводимости 2), NeUz: 2 (условно неприсоединенный узел проводимости 2);

MaPoPu{1}(2) (второй элемент содержимого ячейки 1) – Nom: 1, Ves: 1, Uz1: 2, Uz2: 4, NeUz: 4;

MaPoPu{1}(3) (третий элемент содержимого первой ячейки 1) – Nom: 3, Ves: [1x1 sym], Uz1: 3, Uz2: 4, NeUz: 3;

MaVePoPu – 1x1 cell;

MaVePoPu{1} – $1/(L3*R2*s)$;

MaMaUzPoPu – 1x1 cell;

MaMaUzPoPu{1} – 1, 2, 4, 3;

MaOtPu – 1x1 cell;

MaOtPu{1} – 1x3 struct array with fields:

Nom, Ves, Uz1, Uz2, NeUz;

MaOtPu{1}(1) – Nom: 5, Ves: [1x1 sym], Uz1: 1, Uz2: 4, NeUz: 4;

MaOtPu{1}(2) – Nom: 1, Ves: 1, Uz1: 2, Uz2: 4, NeUz: 2;

MaOtPu{1}(3) – Nom: 6, Ves: [1x1 sym], Uz1: 2, Uz2: 3, NeUz: 3;

MaVeOtPu – 1x1 cell;

MaVeOtPu{1} – $1/(L6*R5*s)$;

MaMaUzOtPu – 1x1 cell;

MaMaUzOtPu{1} – 1, 4, 2, 3.

Полученные данные полностью согласуются с рисунком 1, откуда следует:

– один положительный путь PoPu (сравни с MaPoPu – 1x1 cell) от источника к приемнику (по проводимостям) – 2-1-3 (сравни с MaPoPu{1}(1) – Nom: 2, MaPoPu{1}(2) – Nom: 1, MaPoPu{1}(3) – Nom: 3);

– вес положительного пути PoPu – $(1/R2)*1*(1/(L3*s)) = 1/(L3*R2*s)$ (сравни с MaVePoPu{1} – $1/(L3*R2*s)$); массив узлов положительного пути – 1, 2, 4, 3 (сравни с MaMaUzPoPu{1} – 1, 2, 4, 3);

– один отрицательный путь OtPu (сравни с MaOtPu – 1x1 cell) – 5-1-6 (сравни с MaOtPu{1}(1) – Nom: 5, MaOtPu{1}(2) – Nom: 1, MaOtPu{1}(3) – Nom: 6);

– вес отрицательного пути OtPu – $(1/R5)*1*(1/(L6*s)) = 1/(L6*R5*s)$ (сравни с MaVeOtPu{1} – $1/(L6*R5*s)$);

– массив узлов отрицательного пути – 1, 4, 2, 3 (сравни с MaMaUzOtPu{1} – 1, 4, 2, 3).

Очередная схема для проверки процедур PoiskPrNzPu и PoiskPuIstPri показана на рисунке 2 [2].

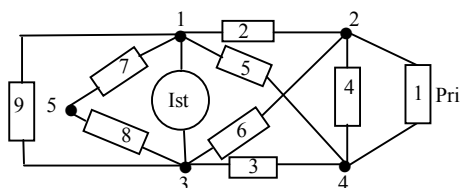


Рисунок 2 – Усложненная схема рисунка 1

Для рисунка 2 функция syms наряду с прежними символами s, R2, L3, C4, R5, L6 приобретает дополнительные аргументы L7, L8 и L9, а массив MaProSx – соответствующие структуры MaProSx(7)-MaProSx(9) [2].

Результаты работы модуля PoiskNaElPu [2] для последней схемы:

MaNzPu – 1x3 cell;

MaNzPu{:} – Nom: 2, Nom: 5, Nom: 7;

MaZaPu – 1x1 cell;

MaZaPu{1} – Nom: 9.

Таким образом, за счет проводимости 9 в схеме оказался одноэлементный завершённый путь ZaPu. Количество незавершённых путей увеличилось до трех (см. последний массив MaNzPu – 1x3 cell), поэтому, как и для рисунка 1, необходим вызов процедуры PoiskPrNzPu для продолжения путей NzPu.

Результаты выполнения модуля PoiskPrNzPu:

MaNzPu – 0x0 cell;

MaVeNzPu – 0x0 cell;

MaMaUzNzPu – 0x0 cell;

MaZaPu – 1x8 cell – [1x1 struct], [1x2 struct], [1x2 struct], [1x2 struct], [1x3 struct], [1x3 struct], [1x3 struct], [1x3 struct];

MaZaPu{1}(:) – Nom: 9;

MaZaPu{2}(:) – Nom: 2, Nom: 6;

MaZaPu{3}(:) – Nom: 5, Nom: 3;

MaZaPu{4}(:) – Nom: 7, Nom: 8;

MaZaPu{5}(:) – Nom: 2, Nom: 1, Nom: 3;

MaZaPu{6}(:) – Nom: 2, Nom: 4, Nom: 3;

MaZaPu{7}(:) – Nom: 5, Nom: 1, Nom: 6;

MaZaPu{8}(:) – Nom: 5, Nom: 4, Nom: 6;

MaVeZaPu – 1x8 cell – [1x1 sym], [1x1 sym], [1x1 sym], [1x1 sym], [1x1 sym], [1x1 sym], [1x1 sym], [1x1 sym];

MaVeZaPu{:} – $1/(L9*s)$, $1/(L6*R2*s)$, $1/(L3*R5*s)$, $1/(L7*L8*s^2)$, $1/(L3*R2*s)$, $C4/(L3*R2)$, $1/(L6*R5*s)$, $C4/(L6*R5)$;

MaMaUzZaPu – 1x8 cell – [1x2 double], [1x3 double], [1x3 double], [1x4 double], [1x4 double], [1x4 double], [1x4 double];

MaMaUzZaPu{:} – 1, 3; 1, 2, 3; 1, 4, 3; 1, 5, 3; 1, 2, 4, 3; 1, 2, 4, 3; 1, 4, 2, 3; 1, 4, 2, 3.

Пути ZaPu в MaZaPu не повторяются и не содержат в себе одинаковых проводимостей и узлов, т.е. уникальны.

Все полученные экспериментальные данные соответствуют рисунку 2. За счет проводимостей 9, 7 и 8 количество завершённых путей возросло до восьми (добавились пути 9 и 7-8). Из рисунка 2 находим проводимости этих путей:

путь 9: $1/(L9*s)$;

путь 2-6: $(1/R2)*(1/(L6*s)) = 1/(L6*R2*s)$;

путь 5-3: $(1/R5) * (1/(L3*s)) = 1/(L3*R5*s)$;
 путь 7-8: $(1/(L7*s)) * (1/(L8*s)) = 1/(L7*L8*s^2)$;
 путь 2-1-3: $(1/R2) * 1 * (1/(L3*s)) = 1/(L3*R2*s)$;
 путь 2-4-3: $(1/R2) * (C4*s) * (1/(L3*s)) = C4/(L3*R2)$;
 путь 5-1-6: $(1/R5) * 1 * (1/(L6*s)) = 1/(L6*R5*s)$;
 путь 5-4-6: $(1/R5) * (C4*s) * (1/(L6*s)) = C4/(L6*R5)$.

Из рисунка 2 следуют субмассивы узлов всех путей:

путь 9: 1, 3;
 путь 2-6: 1, 2, 3;
 путь 5-3: 1, 4, 3;
 путь 7-8: 1, 5, 3;
 путь 2-1-3: 1, 2, 4, 3;
 путь 2-4-3: 1, 2, 4, 3;
 путь 5-1-6: 1, 4, 2, 3;
 путь 5-4-6: 1, 4, 2, 3.

Поскольку выходной массив MaZaPu процедуры PoiskPrNzPu – не пустой, вызываем модуль PoiskPulstPri. Его выполнение дает следующие результаты:

MaPoPu – 1x1 cell – [1x3 struct];
 MaPoPu{1}(:) – Nom: 2, Nom: 1, Nom: 3;
 MaOtPu – 1x1 cell – [1x3 struct];
 MaOtPu{1}(:) – Nom: 5, Nom: 1, Nom: 6.

Как и следовало ожидать дополнение схемы рисунка 1 проводимостями 7, 8, 9 не изменило количество путей PoPu, OtPu, поскольку добавленные элементы не передают сигналы от источника к приемнику.

Следующая схема для проверки модулей PoiskPrNzPu и PoiskPulstPri показана на рисунке 3 [2]. Для нее по сравнению с предыдущим вариантом имеем дополнительные резистивные составляющие R10 и R11 во входных аргументах функции syms и новые структуры массива MaProSx – MaProSx(10), MaProSx(11).

Запуск процедуры PoiskNaEIPu для последней схемы не приводит к новым результатам по сравнению с таковыми для рисунка 2.

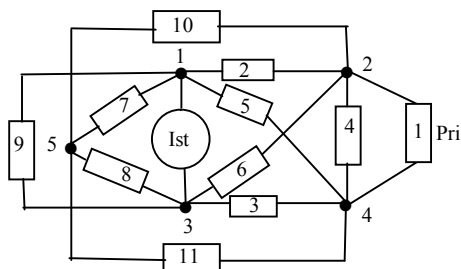


Рисунок 3 – Рисунок 2 с дополнительными проводимостями 10 и 11

Этого следовало ожидать, так как введенные элементы 10 и 11 не подсоединены к узлу NaUz=1, где начинаются все пути Pu, поиск первых элементов которых осуществляет программа PoiskNaEIPu.

Исполнение модуля PoiskPrNzPu для пос-

ледней схемы дает такие результаты:

MaNzPu – 0x0 cell;
 MaVeNzPu – 0x0 cell;
 MaMaUzNzPu – 0x0 cell;
 MaZaPu – 1x22 cell – [1x1 struct], [1x2 struct], [1x2 struct], [1x2 struct], [1x3 struct], [1x3 struct], [1x3 struct], [1x3 struct], [1x3 struct], [1x3 struct], [1x4 struct], [1x4 struct], [1x4 struct], [1x4 struct], [1x4 struct], [1x4 struct], [1x4 struct], [1x4 struct];
 MaZaPu{1}(:) – Nom: 9;
 MaZaPu{2}(:) – Nom: 2, Nom: 6;
 MaZaPu{3}(:) – Nom: 5, Nom: 3;
 MaZaPu{4}(:) – Nom: 7, Nom: 8;
 MaZaPu{5}(:) – Nom: 2, Nom: 1, Nom: 3;
 MaZaPu{6}(:) – Nom: 2, Nom: 4, Nom: 3;
 MaZaPu{7}(:) – Nom: 2, Nom: 10, Nom: 8;
 MaZaPu{8}(:) – Nom: 5, Nom: 1, Nom: 6;
 MaZaPu{9}(:) – Nom: 5, Nom: 4, Nom: 6;
 MaZaPu{10}(:) – Nom: 5, Nom: 11, Nom: 8;
 MaZaPu{11}(:) – Nom: 7, Nom: 10, Nom: 6;
 MaZaPu{12}(:) – Nom: 7, Nom: 11, Nom: 3;
 MaZaPu{13}(:) – Nom: 2, Nom: 1, Nom: 11,

Nom: 8;
 MaZaPu{14}(:) – Nom: 2, Nom: 4, Nom: 11, Nom: 8;
 MaZaPu{15}(:) – Nom: 2, Nom: 10, Nom: 11, Nom: 3;
 MaZaPu{16}(:) – Nom: 5, Nom: 1, Nom: 10, Nom: 8;
 MaZaPu{17}(:) – Nom: 5, Nom: 4, Nom: 10, Nom: 8;
 MaZaPu{18}(:) – Nom: 5, Nom: 11, Nom: 10, Nom: 6;
 MaZaPu{19}(:) – Nom: 7, Nom: 10, Nom: 1, Nom: 3;
 MaZaPu{20}(:) – Nom: 7, Nom: 10, Nom: 4, Nom: 3;
 MaZaPu{21}(:) – Nom: 7, Nom: 11, Nom: 1, Nom: 6;
 MaZaPu{22}(:) – Nom: 7, Nom: 11, Nom: 4, Nom: 6;

MaMaUzZaPu – 1x22 cell – [1x2 double], [1x3 double], [1x3 double], [1x3 double], [1x4 double], [1x4 double], [1x4 double], [1x4 double], [1x4 double], [1x4 double], [1x5 double], [1x5 double], [1x5 double], [1x5 double], [1x5 double], [1x5 double], [1x5 double], [1x5 double];

MaMaUzZaPu{:} – 1, 3; 1, 2, 3; 1, 4, 3; 1, 5, 3; 1, 2, 4, 3; 1, 2, 4, 3; 1, 2, 5, 3; 1, 4, 2, 3; 1, 4, 2, 3; 1, 4, 5, 3; 1, 5, 2, 3; 1, 5, 4, 3; 1, 2, 4, 5, 3; 1, 2, 4, 5, 3; 1, 2, 5, 4, 3; 1, 4, 2, 5, 3; 1, 4, 2, 5, 3; 1, 4, 5, 2, 3; 1, 5, 2, 4, 3; 1, 5, 2, 4, 3; 1, 5, 4, 2, 3; 1, 5, 4, 2, 3.

Пути ZaPu не повторяются в MaZaPu и не содержат в себе одинаковых проводимостей и

узлов, т.е. уникальны.

Все последние данные, как и предыдущие, проверяются на основе визуального топологического анализа и полностью соответствуют рисунку 3.

Выводы. Программный топологический поиск уникальных завершенных путей между двумя узлами LRC-цепей основан на традиционном изображении таких схем любой сложности, не требует от пользователя трудоемких ручных математических преобразований (необходимо только заказать формализованную структуру схемы и символьные переменные) и может быть рекомендован для анализа линейных LRC-аналогов [5, 6].

Библиографический список

1. Одинокое В.Ф. Топологическое моделирование линейных цепей информационно-измерительных

систем // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2013. № 4-2 (46). С. 33-40.

2. Одинокое В.Ф. Автоматизированный поиск начальных элементов путей связи в LRC-схемах // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2014. № 50-2. С. 51-57.

3. Мэзон С. и Циммерман Г. Электронные цепи, сигналы и системы / пер. с англ. А.А. Соколова и И.В. Соловьева; под ред. проф. П. А. Ионкина. – М.: Издательство иностранной литературы, 1963.

4. Дьяконов В.П. MATLAB. R20006/R2007: самоучитель. – М.: ДМК Пресс, 2008.

5. Одинокое В.Ф. Управляемый генератор сигналов для информационно-измерительных систем // Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2012. № 39-1. С. 35-42.

6. Одинокое В.Ф. Позиционно-логические дискриминаторы сигналов. – М.: Горизонт, 1999.-231 с.

УДК 621.47

Д.М. Батухтин, В.Л. Рыжков, Н.Н. Митракова, Я.А. Фурман

ОЦЕНКА СТЕПЕНИ ПОРАЖЕНИЯ ТКАНЕЙ ЖЕЛУДКА ПО ЭНДОСКОПИЧЕСКИМ УЗКОСПЕКТРАЛЬНЫМ ИЗОБРАЖЕНИЯМ МЕТОДАМИ МНОГОМЕРНОГО СТАТИСТИЧЕСКОГО АНАЛИЗА

Предложен метод количественной оценки предраковых изменений слизистой оболочки желудка, основанный на многомерном статистическом анализе. Для сегментации тканей по эндоскопическим изображениям в узкоспектральном диапазоне разработан классификатор, позволяющий получить объективную информацию об изменениях в тканях. Классификатор принимает решение по результатам сравнения диагностируемого изображения с моделями изображений, построенных для здоровой и пораженной тканей.

Ключевые слова: эндоскопия, NBI, многомерный статистический анализ, классификация, обработка изображений, патология желудка, кишечная метаплазия, диагностическая карта желудка.

Введение. В последнее время число онкологических заболеваний желудка в России, к сожалению, достаточно высокое, имеет тенденцию к увеличению. Однако показатели раннего выявления и соответственно вероятность успешного лечения низки по сравнению с развитыми странами и неадекватны современным возможностям [1].

В настоящее время рак желудка рассматривается как конечный результат длительного, многоступенчатого и многофакторного процесса, в котором клеточные изменения слизистой оболочки желудка обусловлены нарушениями микроокружения. Для повышения эффектив-

ности раннего выявления канцерогенеза важно обеспечить регистрацию метапластических и диспластических процессов при проведении диагностических и скрининговых исследований пациентов [2, 3].

Современная эндоскопическая диагностика основана, главным образом, на регистрации характерных для той или иной патологии цветowych изменений, наблюдаемых через эндоскоп в белом свете. Методика диагностики основана на визуальном сличении наблюдаемой картины с эталонными цветными фотоснимками в атласах по эндоскопии либо целиком на передаче опыта от одного эндоскописта

другому, т.е. является существенно субъективной. Очевидно, что принципиальные недостатки такой методики регистрации не дают возможности ставить достоверный диагноз на достаточно ранней стадии заболевания.

Использование технологии NBI (Narrow Band Imaging) дает возможность врачу с большой достоверностью визуально оценить степень поражения внутренних тканей желудочно-кишечного тракта. Используемые световые волны в NBI-режиме (415 и 540 нм) хорошо поглощаются гемоглобином, вследствие чего отмечается усиление визуализации внутрислизистого сосудистого рисунка и изменение цветового оттенка тканей [4]. Этот эффект позволяет контрастировать патологические очаговые изменения слизистой, в частности кишечную метаплазию желудка. Однако при использовании такой технологии остается фактор субъективной интерпретации эндоскопического изображения.

В современной медицине четко прослеживается тенденция перехода от вербального описания к количественной оценке функционального и клинического состояния пациента [5]. Создание такого рода системы позволит увеличить эффективность проведения эндоскопических исследований и снизить риск ошибочного определения или не определения заболевания. Ряд вопросов, связанных с решением данной проблемы, был рассмотрен в работах [6–10] о количественных методах оценки диагностированных заболеваний пищевода.

В приведенных работах отмечалось, что неповрежденная слизистая оболочка пищевода при наблюдении в NBI-режиме имеет серый цвет, а цвет патологически измененной слизистой смешался в область оттенков коричневого цвета. Это вызвано тем, что патологическое воздействие на пищевод приводит к его повреждению или, в случае предраковых изменений, к замещению данного эпителия на эпителий желудочного или кишечного типа. На данном эффекте основывается количественный метод оценки диагностированных заболеваний *пищевода* [5–8].

Патологические процессы в *желудке* имеют похожие механизмы. Однослойный *призматический* железистый эпителий, выстилающий поверхность слизистой оболочки желудка, при возникновении предракового изменения замещается на кишечный – однослойный *цилиндрический*. Такие процессы приводят к образованию на внутренней поверхности желудка очагов метаплазии. В режиме NBI подобные очаги выделяются характерным серо-зеленым цветом,

обусловленным изменением структуры эпителия и его кровоснабжения, на фоне не замещенной кишечным эпителием слизистой желудка, имеющей розовый цвет. В связи с этим для построения автоматической системы классификации тканей желудка необходима модификация предложенной методики с учетом специфики светимости слизистой оболочки данного органа.

Цель работы – получение метода объективной дифференциации патологических метапластических изменений слизистой поверхности желудка с использованием технологии NBI на базе классификатора, принимающего решения на основе сравнения статистических характеристик изображения диагностируемого участка ткани.

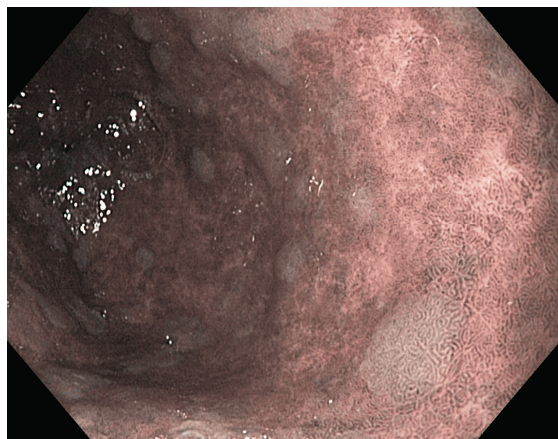
Материалы и методы. Проводимая работа базировалась на обработке изображений желудка у пациентов эндоскопического отделения Республиканской клинической больницы г. Йошкар-Ола. Изображения были получены с помощью видеэндоскопической системы EVIS EXERA II CV 180 (производитель «Olympus», Япония), оснащённой NBI технологией. Основу проведенного исследования составляют результаты эндоскопического исследования пациентов с предраковыми изменениями: метапластическими, диспластическими и неопластическими изменениями слизистой желудка.

Пример такого изображения представлен на рисунке 1, а.

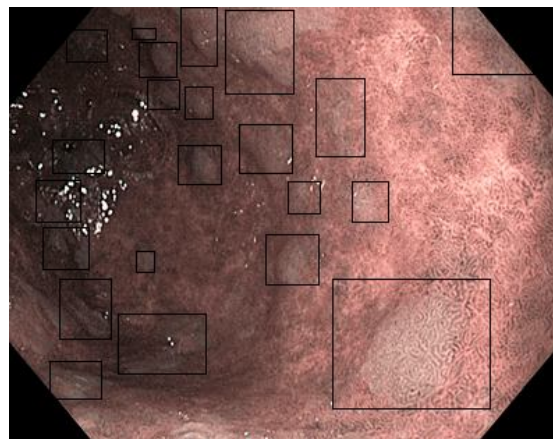
Зоны кишечной метаплазии, как правило, имеют цвет, приближенный к серо-зеленому, в то время как нормальная слизистая без патологии характеризуется более розовым тоном. На рисунке 1, б выделены области, содержащие метапластические изменения слизистой.

Каждое изображение соответствовало множеству U , элементами которого являются пикселы u . Изображение было задано в пространстве цветов RGB, т.е. цвет каждого пиксела определялся смешением красного, зеленого и синего цветов, взятых с определенным коэффициентом яркости, который, в свою очередь, был задан в диапазоне от 0 до 255. Таким образом, каждый пиксел можно представить в виде вектора $\{u_R, u_G, u_B\}$, координатами которого будут значения яркости его цветовых компонент. Множество U представляет собой массив точек (вершин векторов каждого пиксела), который формирует точечное поле в декартовом пространстве RGB. Соответственно зоны кишечной метаплазии и слизистой без патологических изменений характеризуются своими точечными полями. Для проведения исследования врачом-специалистом на эндоскопических снимках

были выделены такие зоны. По этим данным были получены соответствующие точечные поля. На рисунке 2 показаны два точечных поля: поле серого цвета характерно для зон патологии, черного – для нормальной ткани. Как видно из данного изображения, цветовые характеристики элементов изображения содержат достаточную информацию для классификации этих элементов.



а



б

Рисунок 1 – Эндоскопическое изображение желудка: а – исходное изображение; б – изображение с выделенными экспертом участками очагов метаплазии

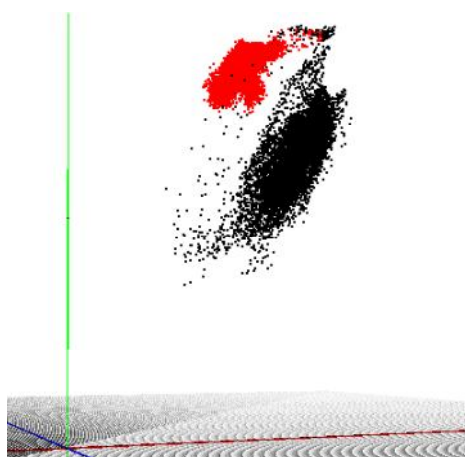


Рисунок 2 – Точечные поля здоровой слизистой и патологии в декартовом пространстве RGB

На изображении из-за формы внутренней поверхности органа присутствуют зоны различной освещенности: зоны отблесков и теневые зоны. Для снижения воздействия данного фактора при дальнейшей классификации применяется нормировка элементов множества U . Для этого компоненты вектора каждого объекта делятся на норму $\|u\|$. Такая операция проводится для всех пикселей изображения. В результате формируется новый массив нормированных элементов, который и используется в дальнейшем.

Ключевым этапом создания классификатора является этап его обучения. Для этого формируется алфавит из двух классов: A_1 и A_2 . Класс A_1 соответствует здоровым участкам ткани

Таким образом, создание автоматизированной системы диагностики предраковых состояний основывается на дифференциации пикселей эндоскопического снимка по параметрам их светимости. Классификатор работает на основе анализа изображений областей, образуемых участками здоровых и патологических тканей, и их групповых точечных объектов [5, 11].

внутреннего органа пациента, а класс A_2 – тканям с наличием метаплазии. Далее необходимо определить математические модели этих классов. Как было отмечено выше, каждый участок ткани желудка задается распределением пикселей изображения участка, представленных в декартовом пространстве RGB. В связи с этим априорно был принят закон о нормальности распределения вероятностей светимости точки на поверхности ткани. Так как цвет точки определяется соотношением трех компонент, то каждый класс задается представленным в декартовой системе отсчета трехмерным нормальным распределением совместной плотности вероятностей цветовых компонент пикселя. Выражение для такого распределения имеет вид [12]:

$$p(\mathbf{X}) = \frac{1}{(2\pi)^{\frac{3}{2}} |\Sigma|^{\frac{1}{2}}} \times \exp \left\{ -\frac{1}{2} (\mathbf{X} - \mathbf{M})^T \Sigma^{-1} (\mathbf{X} - \mathbf{M}) \right\}, \quad (1)$$

где $\mathbf{X} = \begin{pmatrix} x_R \\ x_G \\ x_B \end{pmatrix}$ – вектор-столбец, представляющий

объект (конкретный пиксел на изображении);

$$\mathbf{M} = \begin{pmatrix} m_1 \\ m_2 \\ m_3 \end{pmatrix} = \begin{cases} E[x_1] \\ E[x_2] \\ E[x_3] \end{cases} \quad - \quad \text{вектор-столбец,}$$

называемый средним вектором. Он задает центр масс точечного поля; $E[\]$ – обозначение оператора математического ожидания;

$$\Sigma = \begin{bmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_{33} \end{bmatrix} \quad - \quad \text{симметрическая}$$

положительно определенная матрица, называемая ковариантной матрицей. Её элементы определяются выражением

$$\sigma_{ij} = E[(r_i - m_i)(r_j - m_j)], \quad i, j = 1, 2, 3, \quad (2)$$

где r_i, r_j – элементы обучающей выборки для определенного класса.

Для выбора в качестве математической модели классов именно такого закона распределения необходимо выполнение двух условий: совместная плотность распределения точек должна быть представлена в декартовой системе координат, а их одномерные распределения вдоль каждой из осей этого пространства должны подчиняться гауссовому распределению. Последнее условие было подтверждено экспериментально по критерию Колмогорова – Смирнова. Доверительная вероятность при этом была выбрана равной 0,9.

Алгоритм классификации тканей эпителия желудка. Алгоритм классификации обеспечивает обоснованное принятие решения о том, к какому из классов, A_1 или A_2 , следует отнести конкретный пиксел u изображения ткани на поверхности внутреннего органа [13].

Врач-эксперт выделяет на изображении ряд участков, соответствующих ткани без патологических изменений. На основе этих данных формируется обучающая выборка Q значений светимости пикселей, необходимая для построения математической модели $P(q)$ здоровой ткани. С учетом представленного ранее эта модель выглядит следующим образом:

$$P(q) = \frac{1}{(2\pi)^{\frac{3}{2}} |\Sigma_Q|^{\frac{1}{2}}} \times \exp \left\{ -0.5 (q - M_Q)^T \Sigma_Q^{-1} (q - M_Q) \right\}, \quad (3)$$

где M_Q и Σ_Q – средний вектор и ковариационная матрица выборки Q соответственно.

По аналогии с (3), на основании решения врача формируется математическая модель $P(v)$ ткани с наличием метаплазии:

$$P(v) = \frac{1}{(2\pi)^{\frac{3}{2}} |\Sigma_V|^{\frac{1}{2}}} \times \exp \left\{ -0.5 (v - M_V)^T \Sigma_V^{-1} (v - M_V) \right\}, \quad (4)$$

где M_V и Σ_V – средний вектор и ковариационная матрица выборки V патологической ткани соответственно.

На следующем этапе работы классификатора формируются значения правдоподобия отнесения конкретного пиксела u эндоскопического изображения желудка к одному из классов. Такое значение для класса A_1 определяется как:

$$L_Q(u) = \frac{1}{(2\pi)^{\frac{3}{2}} |\Sigma_Q|^{\frac{1}{2}}} \times \exp \left\{ -0.5 (u - M_Q)^T \Sigma_Q^{-1} (u - M_Q) \right\}. \quad (5)$$

Соответственно для класса A_2 это значение примет вид:

$$L_V(u) = \frac{1}{(2\pi)^{\frac{3}{2}} |\Sigma_V|^{\frac{1}{2}}} \times \exp \left\{ -0.5 (u - M_V)^T \Sigma_V^{-1} (u - M_V) \right\}. \quad (6)$$

Оптимальные алгоритмы классификации используют информацию двух видов [14]. Информацией первого вида служит степень соответствия классифицируемого выборочного отсчёта u математическим моделям каждого из классов. Такую информацию даёт величина отношения правдоподобия

$$\Lambda(u) = \frac{L_Q(u)}{L_V(u)}. \quad (7)$$

Вторым видом информации служат доопытные знания, представленные априорными вероятностями принадлежности выборочного отсчёта u каждому из классов алфавита. Широко используемым алгоритмом для отнесения отсчёта u к определённому классу алфавита является алгоритм максимального отношения правдоподобия. В соответствии с ним решение для алфавита из двух классов A_1 и A_2 в пользу класса A_1 принимается при условии

$$\Lambda(u) = \frac{L_Q(u)}{L_V(u)} \geq \frac{p_1}{p_2}, \quad (8)$$

где p_1 и p_2 – априорные вероятности принадлежности отсчёта u к первому или второму классу. Обычно значения этих вероятностей неизвестны, и тогда при использовании алгоритма максимального отношения правдо-

подобия полагают значения априорных вероятностей каждого из классов одинаковыми. В этом случае решающее правило (8) принимает вид:

$$\Lambda(\mathbf{u}) \geq 1. \quad (9)$$

Таким образом, пиксел на изображении поверхности желудка соответствует здоровой ткани, если значение его правдоподобия математической модели (5) больше или равно значению правдоподобия математической модели (6).

Структура классификатора (см. рисунок 3) содержит два параллельных канала, на входы которых подается классифицируемый нормированный отсчет $\mathbf{u}$. В верхнем канале вычисляется значение $L_Q(\mathbf{u})$ правдоподобия отсчета $\mathbf{u}$ математической модели класса A_1 , а в нижнем канале – величина $L_V(\mathbf{u})$ правдоподобия этого отсчета математической модели класса A_2 . Далее формируется отношение правдоподобия $\Lambda_{Q,V}(\mathbf{u})$, которое сравнивается с пороговым уровнем, равным единице. Если этот уровень не превышен, то принимается решение о соответствии отсчета $\mathbf{u}$ точке на больной ткани

внутренней поверхности органа. В противном случае ткань в этой точке считается здоровой.

Построенный классификатор позволяет отнести все пикселы изображения к тому или иному классу. Для повышения диагностической значимости такой информации следует на её основе синтезировать новое изображение в псевдоцветах. Пример такого изображения представлен на рисунке 4, а.

Как видно, полученное изображение достаточно сложно интерпретировать врачу. Поэтому следует произвести интегрирование исходного и полученного изображения. Данная операция выполняется следующим образом:

$$\mathbf{r} = \mathbf{u} * (1 - \alpha) + \mathbf{u}' * \alpha, \quad \alpha \in [0, 1], \quad (10)$$

где $\mathbf{r}$, $\mathbf{u}$ и $\mathbf{u}'$ – векторы значений цветовых компонент результирующего пиксела, пиксела исходного изображения и пиксела изображения в псевдоцветах соответственно, α – коэффициент прозрачности, определяющий степень наложения изображения в псевдоцветах на исходное изображение. На рисунке 4, б представлен пример результирующего изображения.

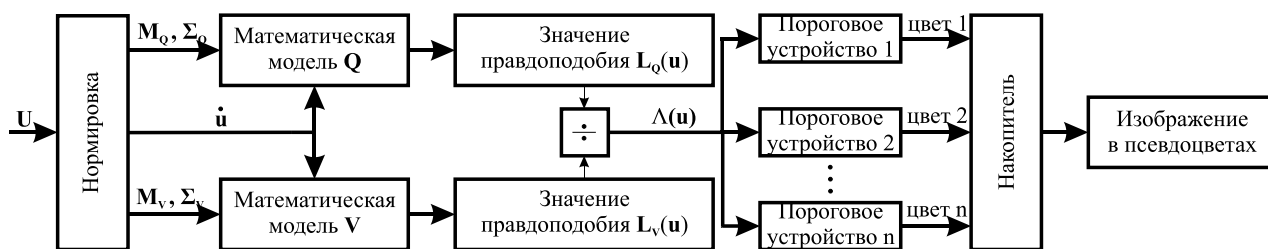
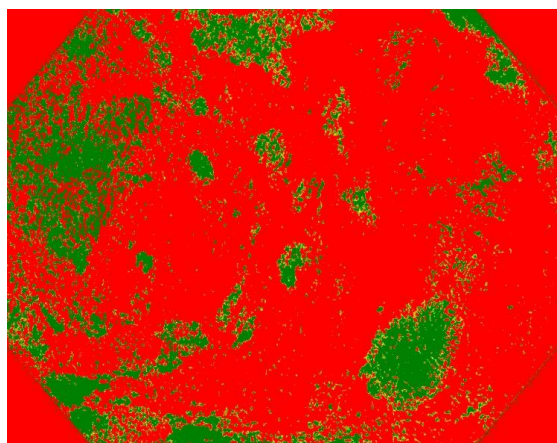
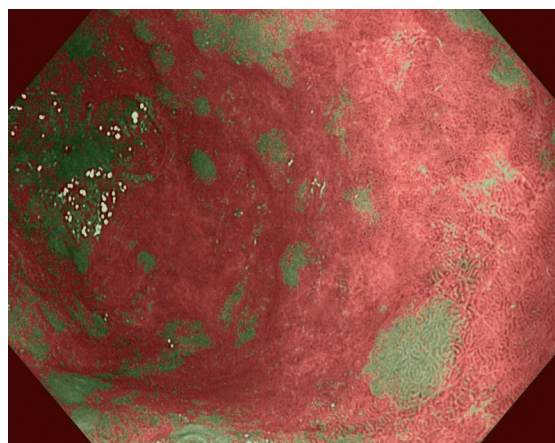


Рисунок 3 – Структура классификатора тканей желудка



а



б

Рисунок 4 – Результат работы классификатора тканей: а – изображение в псевдоцветах; б – наложение изображения в псевдоцветах на исходное изображение с уровнем прозрачности 75 %

Экспериментальная проверка работы описанного выше классификатора показала, что форма участка ткани, признанной классификатором патологией, хорошо совпадает с формой визуально определяемого участка, выделенной

по цвету на узкоспектральном эндоскопическом изображении. При этом величина достаточной статистики в виде отношения правдоподобия для пикселов здоровой и пораженной тканей на поверхности желудка на восемь и более

порядков больше единицы. Очевидно, что между этими участками значение достаточной статистики постепенно снижается до значения единицы при попадании на здоровый участок (с учетом ее вариабельности, вызванной случайными факторами). Состояние ткани в пределах данного пограничного слоя содержит необходимую информацию для количественного определения целого ряда важных для динамики болезни факторов, в первую очередь следующих:

1) диагностика малых по размеру очагов неоплазии эпителия желудка;

2) определение границы патологического очага, характеризующегося достаточно высокими значениями отношения правдоподобия;

3) оценка динамики неопластических изменений эпителия;

4) определение границ хирургического (эндоскопического) вмешательства.

Для оценки перечисленных факторов следует провести анализ значений отношения правдоподобия, в частности установить несколько локальных порогов, которые позволят дифференцировать зоны на изображении по степени их поражения. Пикселям в диапазоне новых порогов присваивается определенный цвет. Таким образом, формируется диагностическая карта слизистой поверхности желудка (рисунок 5).

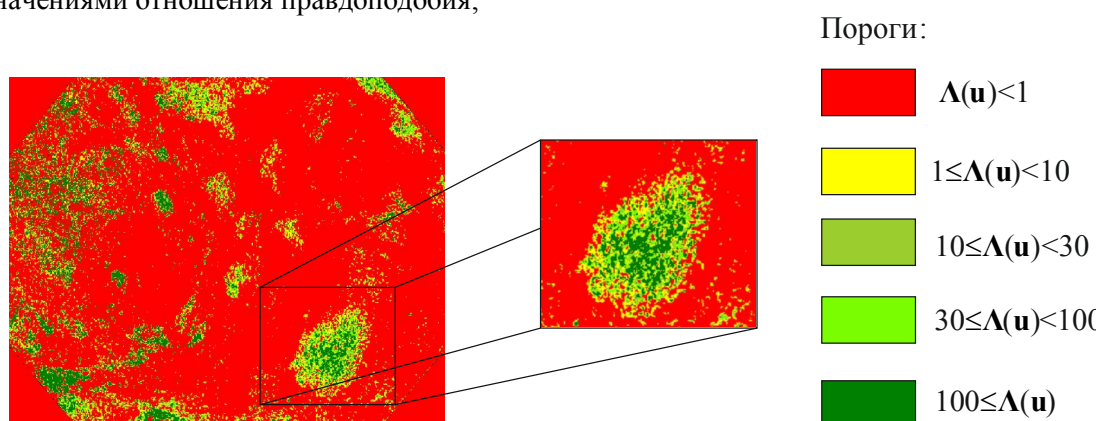


Рисунок 5 – Диагностическая карта поверхности желудка

Заключение. В работе представлен вариант создания автоматизированной системы определения ранних патологических изменений тканей слизистой оболочки желудка. Для решения поставленной задачи используется метод многомерного статистического анализа. На основании полученных после обработки эндоскопического изображения данных строится диагностическая карта желудка, что позволит объективизировать увиденную картину, определить наиболее опасные участки, методы эндоскопического либо хирургического воздействия и границы эндоскопической либо хирургической резекции. Предложенный алгоритм показал высокую эффективность и достаточно прост в реализации.

Библиографический список

1. Каприн А. Д., Старинский В. В., Петрова Г. В. Состояние онкологической помощи населению России в 2013 году. М.: МНИОИ им. П. А. Герцена, 2014. 235 с.
2. Raftopoulos S. C., Kumarasinghe P., de Boer B., Iacobelli J., Kontorinis N., Fermoye S., Olynyk J., Forrest C., Ee H. C., Yusoff I. F. Gastric intraepithelial neoplasia in a Western population // *Eur J Gastroenterol Hepatol*. 2012. №24(1). Р. 48–54.
3. Степанов Ю. М., Симонова Е. В. Повышение информативности эндоскопической диагностики

предраковых изменений и рака желудка у больных с атрофическим гастритом // *Гастроэнтерология*. 2013. №4 (50). С. 23–33.

4. Gono, K. An introduction to high-resolution endoscopy and narrowband imaging // *Advanced digestive endoscopy: Comprehensive atlas of high resolution endoscopy and narrowband imaging*. 2007. Р. 9–22.

5. Романычева Е. А., Иванов К. О., Батухтин Д. М. Диагностика заболеваний молочной железы по форме новообразований при маммологическом исследовании // Материалы XXVII Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы». Рязань: Рязанский государственный радиотехнический университет, 2014. С. 26–28.

6. Батухтин Д. М., Пеганова Е. В. Количественная оценка состояния ткани пищевода на основе многомерного статистического анализа эндоскопических NBI изображений // Материалы XXVII Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы». Рязань: Рязанский государственный радиотехнический университет, 2014. С. 84–87.

7. Пеганова Е. В., Митракова Н. Н., Рыжков В. Л., Роженцов А. А., Сазонов Г. Р., Митраков А. А. Повышение информативности результатов узкоспектральной эндоскопии в диагностике предраковых

заболеваний и раннего рака пищевода // Современные технологии в медицине. 2012. №2. С. 68–73.

8. Пеганова Е.В., Батухтин Д.М., Митракова Н.Н. Оптимизация эндоскопической диагностики патологии пищевода на основе автоматизированной системы сегментации узкоспектральных изображений // Практическая медицина. 2014. №3(79). С. 168–174.

9. Пеганова Е.В., Батухтин Д.М., Митракова Н.Н. Автоматизированная система сегментации узкоспектральных изображений для оптимизации эндоскопической диагностики патологии пищевода // Экспериментальная и клиническая гастроэнтерология. 2014. №3(103). С. 32–37.

10. Фурман Я.А., Батухтин Д.М., Пеганова Е.В., Митракова Н.Н. Методы многомерного статистического анализа в оценке степени поражения тканей по эндоскопическим NBI-изображениям // Систем-

ный анализ и управление в биомедицинских системах. 2014. №4(13). С. 903–910.

11. Furman Y.A., Ivanov K.O., Batuhitin D.M. Information technologies in the processes of group point objects' recognition // University of Koblenz-Landau: 9th Open German-Russian Workshop on Pattern Recognition and Image Understanding (OGRW-2014, Electronic on-site Proceedings), Koblenz, Germany, December 1–5, 2014.

12. Калинина, В.Н., Соловьев В.И. Введение в многомерный статистический анализ. М.: ГУУ, 2003. 66 с.

13. Тихонов В.И. Оптимальный прием сигналов. М.: Радио и связь, 1983. 320 с.

14. Нильсон Н.Н. Обучающиеся машины / под ред. Э.М. Бравермана. М.: Мир, 1967. 180 с.

УДК 004.82, 681.3, 614.2

А.В. Крошилин

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ НЕЧЕТКОЙ КЛАСТЕРИЗАЦИИ ДЛЯ ОПТИМИЗАЦИИ ИНФОРМАЦИОННЫХ ДАННЫХ В МЕДИЦИНСКОМ ТЕХНОЛОГИЧЕСКОМ ПРОЦЕССЕ

Рассмотрено использование усовершенствованного алгоритм кластеризации на базе нечетких отношений равнозначности, порождаемых из свойств исследуемых данных в медицинском технологическом процессе. Получена нечеткая оценочная функция качества кластеризации для построения систем медицинского назначения. Разработана методика нечеткой кластеризации с использованием оценочной функции качества кластеризации, на основе которой проведен критический анализ факторов риска, оказывающих влияние на оценку результатов проведенных курсов лечения пациентов, в частности больных туберкулезом легких.

Ключевые слова: нечеткая кластеризация, система поддержки принятия решений, система медицинского назначения, медицинский технологический процесс.

Введение. В настоящее время в результате применения автоматизированных информационных систем в медицинском технологическом процессе, которые в своей структуре имеют хранилище данных, во многих медицинских учреждениях (в том числе и в туберкулезных диспансерах) скопились большие объемы данных, в которых накопленная информация является потенциально полезной для проведения дополнительных исследований. В большинстве таких систем работа с данными сводится к накоплению статистики и формированию отчетов по ней [1].

Эффективный мониторинг накопленной статистической информации позволяет, например, определить медицинские показатели (Мп) для

выявления и анализа факторов риска, оказывающих влияние на оценку результатов проведенных курсов лечения пациентов, а также подготовить мотивационную основу для принятия решений, направленных на повышение результативности мероприятий, связанных с управлением учреждением.

В частности, при проведении лечения больных туберкулезом легких, выявленных впервые, используется когортный анализ [2], особенностью которого является проведение регистрации больного в определенной когорте и оценка результатов лечения в соответствии с одним и тем же критерием. В настоящий момент таким критерием (медицинским показателем) является отсутствие или наличие бактериовыделения, при

этом другие медицинские показатели при анализе не рассматриваются. Использование только одного критерия приводит к искусственному увеличению процента больных с эффективным исходом лечения, поскольку в дальнейшем у больных, имевших незакрытые полости в легких, довольно часто возникают рецидивы заболевания [2, 3].

Эффективный мониторинг данных достигается путем применения методов интеллектуального анализа, особое место в которых занимают методы нечеткой кластеризации, когда выбор наилучшего решения осуществляется по заданным критериям с использованием нечеткой функции принадлежности.

Цель работы – разработка нечеткой кластеризации для оптимизации и эффективного применения информационных данных, полученных в медицинском технологическом процессе, при использовании методов интеллектуального анализа. Применение нечеткой кластеризации в задаче оценки факторов риска, влияющих на результаты проведенного курса лечения пациентов, в частности больных туберкулезом легких, выявленных впервые, для обоснования новых подходов в мониторинге результатов лечения.

Описание нечеткой кластеризации для результативного мониторинга данных в интеллектуальных системах. Область знаний, связанная с обработкой данных, осуществляющая поиск и описание скрытых, практически полезных и нетривиальных закономерностей в анализируемых данных, – это интеллектуальный анализ. В основе современной технологии интеллектуального исследования данных лежит концепция шаблонов (паттернов), отражающих фрагменты многоаспектных взаимосвязей данных, которые являются закономерностями, свойственными подвыборкам данных, выраженным в компактной форме, понятной человеку. Поиск шаблонов осуществляется посредством методов, не ограниченных рамками априорных предположений о структуре выборки и виде распределений значений исследуемых показателей. При таком подходе решаются такие задачи, как классификация, регрессия, поиск ассоциативных правил, а также задачи кластеризации [4].

Кластеризация имеет разные способы решения, однако при использовании любого из них сложность заключается в отсутствии на начальный момент исследования дополнительной информации о данных, при этом возможное множество решений по кардинальному числу сопоставимо с входным множеством, что нельзя реализовать на практике. Методики выбора

оптимальных решений требуются для качественного и оперативного решения задачи нечеткой кластеризации, при этом наилучшее решение выбирается формально, по заданным критериям и предварительной информации о кластерах не требуется.

Задача кластеризации сводится к разбиению конечного множества объектов ПрО $G = \{g_1, g_2, \dots, g_i, \dots, g_n\}$ на группы (кластеры) по некоторым параметрам (атрибутам). Объект ПрО g_i характеризуется m -компонентным атрибутивным описанием $g_i(x_{i1}, x_{i2}, \dots, x_{ik}, \dots, x_{im})$, где $x_{ik} \in X_{ik}$, X_{ik} – допустимое множество значений атрибута. Необходимо построить множество кластеров K и отображение $E: G \rightarrow K$. Структура кластера:

$$k_h = \{g_j, g_p : g_j, g_p \in G, d(g_j, g_p) < \psi\}, \quad (1)$$

где $k_h \in K$, k_h – кластер.

Таким образом, кластер состоит из объектов ПрО, находящихся в пространстве атрибутов X в пределах метрики d (оценочная функция), и ограничивается величиной ψ .

При осуществлении результативного мониторинга накопленной статистической информации довольно часто применяются методы нечеткой кластеризации, где элементы входного множества относят к тому или иному кластеру на основании значения нечеткой функции принадлежности, однако на слабоструктурированных данных традиционные методы нечеткой кластеризации не дают адекватных решений. Для качественного и оперативного решения задачи кластеризации требуются методики для осуществления выбора решений, являющихся наилучшими [4, 5].

Интеллектуальные методы решения задач анализа данных базируются на математическом аппарате теории нечетких множеств, классической теории множеств, математической статистики, теории семантических сетей, а также аппарате универсальной алгебры и т.п. Алгоритмическое решение формализованной задачи связано с поиском экстремума оценочной функции.

Нечеткий характер носит результативный анализ данных, осуществляющийся в условиях неполноты и неоднозначности исходной информации. Для формализации этого эффективно применять аппарат теории нечетких множеств и нечеткой логики. Нечеткий характер исходных данных в указанном случае формализуется в виде переменных (нечетких и лингвистических), при этом нечеткость действий выражается в виде нечетких алгоритмов. Аналитические системы, в том числе и системы медицинского назначения,

позволяющие формализовывать и обрабатывать нечеткую информацию в рамках нечетких алгоритмов, будем называть нечеткими аналитическими системами (НАС) [1].

В разработанной интеллектуальной аналитической системе мониторинга пациентов на основе нечеткой кластеризации для медицинских учреждений «Диспансер» [6] с помощью кластеризации решена задача так называемого первичного анализа информации (то есть речь идет о ситуации, когда о взаимосвязи данных ничего неизвестно). Благодаря кластеризации имеется возможность детализировать задачи для поиска взаимосвязей при осуществлении группировки данных в исходном множестве и проводить эффективный мониторинг информации.

Нормальная мера подобия по расстоянию $\mu_y(x)$ порождает нечеткие множества точек, близких к y , и имеет вид:

$$\mu_y(x) = 1 - \frac{d(y, x)}{\max_{z \in X} (d(y, z))}, \quad (2)$$

где $x, y, z \in X$. При этом $\mu_y(x) = 0$, если образец данных максимально отличается от x , и $\mu_y(x) = 1$, если образцы данных абсолютно подобны x для $x \in X$.

Определим *относительную меру подобия двух образцов данных* относительно третьего как $\tau_y(x, z)$ и запишем:

$$\tau_y(x, z) = 1 - |\mu_y(x) - \mu_y(z)|, \quad (3)$$

где $x, y, z \in X$, а μ_y – нормальная мера подобия. В данном семействе отношений каждое отношение – нечеткое отношение толерантности. Посредством $\tau_y(x, z)$ можно определить *меру подобия двух образцов данных на всем множестве X* как:

$$\tau(x, z) = T(\tau_{y_1}(x, z), \tau_{y_2}(x, z), \dots, \tau_{y_{|X|}}(x, z)), \quad (4)$$

где T – t -норма, $\tau_{y_i}(x, z)$ – относительная мера подобия, $y_i \in X$, $i = 1, \dots, |X|$, $x, z \in X$. Таким образом, если два образца подобны относительно y_1 и y_2 и подобны относительно $y_{|X|}$, то два образца данных подобны относительно всего множества X . Полученное выражение, которое объективным образом показывает сходство между объектами из множества X , является *нечетким отношением толерантности*.

При вычислении транзитивного замыкания нечеткого отношения толерантности получается *нечеткое отношение равнозначности*. Для подтверждения этого доказан ряд утверждений и положений.

Утверждение № 1: задание уровня нечеткой равнозначности порождает разбиение множества X на группы равнозначных элементов таким образом, что каждый элемент X принадлежит

точно одной группе равнозначности. Утверждение № 2: транзитивное замыкание отношения нечеткой толерантности порождает отношение нечеткой равнозначности на множестве X . Утверждение № 3: объединение отношений нечеткой толерантности также является отношением нечеткой толерантности. Положение № 1: если определено отношение нечеткой толерантности U , то справедливо следующее утверждение: $U \subseteq U^2 \subseteq \dots \subseteq U^n \subseteq \dots$. Положение № 2: транзитивное замыкание, вычисляемое как наименьшая верхняя граница объединения отношений U^i , для отношения нечеткой толерантности U на множестве X равно отношению $U^{|X|}$.

С учетом всех рассмотренных аспектов был предложен алгоритм нечеткой кластеризации, использующий нечеткое отношение равнозначности (см. рисунок).

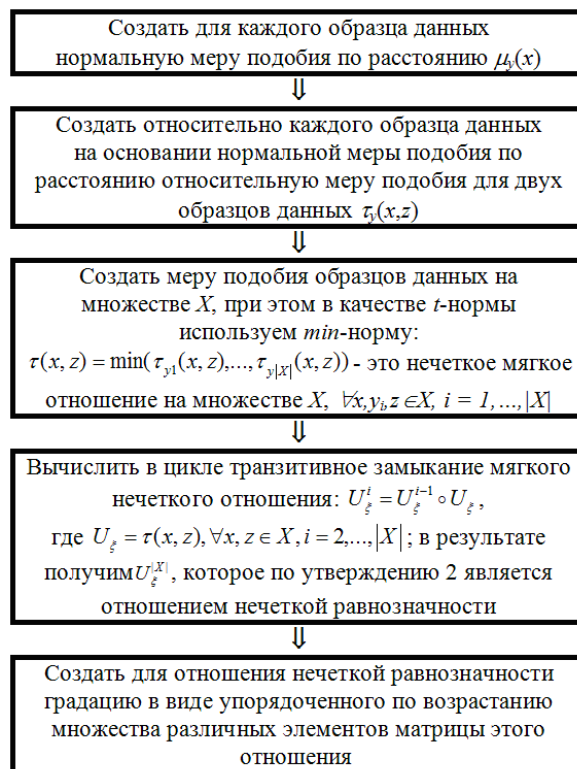


Схема нечеткой кластеризации

Градация отношения нечеткой равнозначности порождает семейство отношений равнозначности в классическом смысле, разбивающее исходное множество данных, предназначенных для исследования, на классы равнозначности. Чем больше уровень отношения, тем множество X более детально разбивается.

Применение нечеткой кластеризации в медицинском технологическом процессе. Практически решение подобных задач можно свести к созданию систем медицинского назначения разных уровней сложности и типов. Автором, в частности, разработана интеллек-

туальная аналитическая система мониторинга пациентов на основе нечеткой кластеризации для медицинских учреждений «Диспансер» ver. 4.0.

Система медицинского назначения позволяет решать различные задачи, в том числе эффективно анализировать данные, полученные в результате медицинского технологического процесса, и подготавливать мотивационную основу для принятия решений, направленных на повышение результативности мероприятий, связанных с управлением учреждением. Система успешно прошла апробацию и внедрена в ГБУ РО «Рязанский областной клинический противотуберкулезный диспансер».

С помощью разработанной системы совместно с медицинскими сотрудниками туберкулезного диспансера была решена задача критического анализа факторов риска, оказывающих влияние на оценку результатов проведенных курсов лечения пациентов, в частности больных туберкулезом легких [2, 3].

Для проведения многофакторного анализа использовались 32 медицинских показателя (характеристики), применяемых в работе туберкулезного диспансера. В выборку была включена информация по 237 больным туберкулезом легких, выявленных впервые, хранящаяся в системе медицинского назначения «Диспансер». Данные по пациентам брались за 2011 год и охватывали всю Рязанскую область. Учетные и отчетные формы в системе разработаны согласно приказу Минздрава России № 50 от 13.02.2004 г.

Для оценки достоверности полученных результатов по различию медицинских коэффициентов (долей в группах) для 2-х параметров был использован точный тест Фишера и для 3-х и более параметров χ^2 . Для определения меры риска неблагоприятного исхода лечения вычисляли относительный риск развития события (relative risk), отношения шансов (odds ratio), их 95 %-ные доверительные интервалы и p . Для обработки данных применяли алгоритмы и методы обработки статистических данных, включенные в разработанную систему медицинского назначения «Диспансер», в том числе и алгоритм нечеткой кластеризации.

С помощью методов многомерной статистики до начала анализа были формально проанализированы имеющиеся данные медицинского технологического процесса. Факторный анализ показал, что при использовании метода главных компонент (без вращения) 32 медицинских характеристик можно выделить

только один фактор, для которого было получено шесть медицинских характеристик с достоверно отличными от нуля факторными нагрузками, которые определяли более 70 % значимости выделенного фактора, который получил название «активность проявления туберкулезного процесса в легких» (таблица 1). Общая дисперсия 4.7999636, необъясненная доля общей дисперсии 0,299977.

Таблица 1 – Выделенные весомые факторы

№ n/n	Медицинские показатели	Значение
1	Наличие МБТ+ при выявлении	0,845
2	Наличие КВ+ при выявлении	0,721
3	Размеры КВ+ на начало лечения	0,773
4	Массивность МБТ+ бактериоск.	0,834
5	Массивность МБТ+ по посеву	0,877
6	Химиопрепараты, к которым определен ТЛЧ	0,821

Нечеткий кластерный анализ, проведенный по значениям выделенных медицинских коэффициентов, выделил два кластера (таблица 2). Средние значения шести выбранных количественных медицинских показателей оказались прямо пропорциональны степени активности туберкулезного процесса в легких.

Проведенные исследования полученных результатов нечеткой кластеризации показали целесообразность проведения раздельного анализа в группах больных туберкулезом легких с МБТ+ и без него (МБТ-).

Содержательным образом была проанализирована информация по медицинским технологическим процессам, хранящимся в системе медицинского назначения для 117 больных туберкулезом легких, выявленных впервые.

Выборку разделили на две группы: 1-я группа составила 49,4 % – это 58 пациентов с «МБТ+», 2-я группа 50,6 % – 59 пациентов с «МБТ-». Был проведен сравнительный анализ показателей результатов их лечения, который показал, что эффективность лечения больных туберкулезом легких, выявленных впервые с «МБТ+», была значительно ниже по сравнению с больными с «МБТ-»: среди больных с МБТ+ доля эффективно излеченных составляла среди мужчин и женщин 47,1 и 50 % от их общего числа соответственно, в то время как среди больных с «МБТ-» она достигала 84,7 и 97,6 %. Также среди больных с МБТ+ была выше доля умерших и чаще регистрировались перерывы в лечении.

Таблица 2 – Средние значения медицинских показателей в 2-х кластерах

№ n/n	Медицинские показатели	Кл.1	Кл.2
1	Длительность заболевания до начала лечения	1,24	1,53
2	Размеры полости распада в легких до лечения	1,22	1,65
3	Массивность МБТ+ бактериоскопия	1,07	2,27
4	Массивность МБТ+ по посеву	1,01	2,86
5	Количество доз противотуберкулезных препаратов (ПТП) в интенсивной фазе лечения	85,98	112,69
6	Количество доз ПТП в фазе продолжения лечения	146,71	117,63
7	Число пациентов	129	108

Далее был проведен поиск медицинских показателей, оказывающих влияние на результаты лечения указанных больных с «МБТ+» и «МБТ-». Для многофакторного анализа использовалась только та группа показателей, которая отражала клиническое течение заболевания и используемые схемы лечения. Значения весов этих показателей были ранжированы и для дальнейших исследований выбраны два, которые оказывают на результаты лечения наибольшее влияние, – наличие полостей распада в легких (Мп № 1) и бактериовыделения (Мп № 2) [2].

Кроме этого, было также статистически подтверждено, что на результаты лечения пациентов туберкулезом легких большое влияние оказывают размеры полостей распада в легких. С помощью точного теста Фишера выявили статистически значимое различие в частоте наступления эффективного исхода лечения ($p = 0,04$; относительный риск = 1,75). С помощью критерия χ^2 также обнаружили статистически значимое различие в частоте успешного завершения лечения в группах больных с «МБТ-», не имевших полостей распада в легких и имевших полости распада диаметром менее 2 см ($p = 0,0001$; относительный риск = 2,97).

Таким образом, проведенный многофакторный анализ с помощью средств, реализованных в системе медицинского назначения «Диспансер», подтвердил наличие глубокой взаимосвязи между двумя рассматриваемыми медицинскими показателями (Мп № 1 и Мп № 2), обусловленной особенностями развития туберкулеза

ного процесса в легких. Наличие данной взаимосвязи позволило разработать новые подходы к регистрации больных туберкулезом легких, выявленных впервые, в системе медицинского назначения за счет расширения числа когорт до шести (таблица 3) в соответствии с принципами когортного наблюдения, когда регистрация пациента в когорте и оценка результатов лечения проводятся по одному и тому же критерию [2].

Таблица 3 – Когорты при регистрации пациентов с впервые выявленным туберкулезом

№ n/n	Название когорты	Обозначение
1	Одновременное наличие МБТ и полостей распада в легких КВ	МБТ+ КВ+
2	Только наличие МБТ	МБТ+
3	Только наличие КВ	КВ+
4	Одновременное отсутствие МБТ и КВ	МБТ- КВ-
5	Наличие первичной множественной лекарственной устойчивости (МЛУ)	МЛУ
6	Наличие первичной МЛУ и КВ	МЛУ КВ+

Также было установлено, что между 1–4-й и 5–6-й когортами существует взаимосвязь и происходит перемещение пациентов из одной группы в другую (когда один из медицинских показателей, принадлежащий когорте, у пациента исчезает) в процессе лечения. Этот факт требует перерегистрации данного пациента в другую соответствующую когорту.

Новый подход к регистрации больных туберкулезом легких, выявленных впервые, позволил расширить критерии оценки результатов лечения. Во-первых, единым критерием является эффективный исход лечения («клиническое излечение больного»), который свидетельствует о том, что в результате проведенного лечения как прекратилось бактериовыделение, так и закрылись полости распада в легких (МБТ-КВ-). Этот критерий является единым для всех больных туберкулезом легких независимо от когорты, в которой они были зарегистрированы. Во-вторых, два дополнительных медицинских показателя, Мп № 1 и Мп № 2, используются только для предварительной оценки результатов лечения. Эти критерии являются промежуточными, поскольку их значения завышены и учитывают положительные результаты лечения только по одному признаку, тогда как второй признак таковым не является.

На базе результативного исследования имеющихся данных и достижения целевых значений показателей выявляются причины

отклонения показателей от плановых нормативов, связанные как с внешней средой, так и с внутренними проблемами медицинской организации. Разработанная система медицинского назначения «Диспансер», в основе которой лежит предложенный алгоритм, позволяет извлекать дополнительные сведения для анализа (группа больных, диагноз, заболеваемость, курсы и методы лечения и др.), что позволяет хранить в системе и приводить максимально полную информацию по медицинскому технологическому процессу в целом и по каждому пациенту, а также корректно производить оценку эффективности результатов лечения, осуществлять эффективную терапию, формировать регламентированные и нерегламентированные отчеты (с использованием графиков и диаграмм) с учетом динамически изменяющейся информации.

Заключение. Для реализации эффективного исследования статистической информации с применением нечеткой кластеризации был выполнен ряд задач.

1. Предложен усовершенствованный алгоритм кластеризации на базе нечетких отношений равнозначности, порожаемых свойствами исследуемых данных и без использования дополнительных сведений о кластерах.

2. Получена нечеткая оценочная функция качества кластеризации для построения нечеткой системы.

3. Разработана методика нечеткой кластеризации с использованием оценочной функции качества кластеризации, позволяющая полностью формализовать решение задачи кластеризации, при этом оценивается качество каждого разбиения и выбирается наилучшее. Кроме того, данный подход позволяет производить эффективный мониторинг данных при значительном сокращении затрачиваемых ресурсов.

4. На базе разработанной методики нечеткой кластеризации была решена задача оценки факторов риска, влияющих на результаты лечения больных туберкулезом легких, выявленных впервые. Был разработан новый подход, позволяющий расширить критерии оценки результатов лечения, с помощью которых возможно получить корректную оценку результатов лечения (ранее существующая схема приводила к

искусственному увеличению доли больных с эффективным исходом лечения).

Таким образом, принципы, заложенные в разработанную систему медицинского назначения, позволяют увеличить объем обрабатываемой статистической информации, что в значительной степени повышает эффективность мониторинга в медицинских учреждениях. Кроме того, система позволяет хранить и обрабатывать информацию о медицинском технологическом процессе.

Библиографический список

1. Пылькин А.Н., Крошилин А.В., Крошилина С.В. Автоматизированная информационная система медицинского учреждения на основе нечеткой логики «Эксперт». Математические и компьютерные методы в медицине, биологии и экологии: монография / под науч. ред. В.И.Левина. – Вып.3. – Пенза; Москва: Приволжский дом знаний; МИЭМП, 2014. – 96 с. (31–39).
2. Цыбикова Э.Б., Долженко Е.Н., Виноградова Е.Н., Крошилин А.В., Сабгайда Т.П. Оценка факторов риска, влияющих на результаты лечения впервые выявленных больных туберкулезом легких // Научно-практический журнал "Туберкулез и болезни легких". – 2014. – № 12. – М: Изд.дом"Нью терра". – С. 40–46.
3. Долженко Е.Н., Крошилин А.В., Крошилина С.В., Пылькин А.Н. Построение методики автоматизированной оценки состояния здоровья пациента // Фундаментальные исследования. – 2012. – № 6 (часть 1). – С. 128–132.
4. Крошилин А.В., Крошилина С.В. Алгоритм модифицированного метода нечеткой кластеризации в задаче эффективного мониторинга статистической информации // Казанская наука. № 9. Вып. 1. 2010. – Казань: Изд-во Казанский издательский дом, 2010. – 643 с. (150–154).
5. Kroshilin A.V., Pylkin A.N., Kroshilina S.V. Intellectual material flows management in expert systems // В сборнике: 2014 International conference on computer technologies in physical and engineering applications (ICCTPEA). Editor: E. I. Veremey. Санкт-Петербургский государственный университет; IEEE (IEEE Catalog number CFP14BDA-USB). 2014. –222. (89–90).
6. Крошилин А.В., Виноградова Л.И. Интеллектуальная аналитическая система мониторинга пациентов на основе нечеткой кластеризации для медицинских учреждений «Диспансер» ver. 4.0 // Свидетельство о государственной регистрации программ для ЭВМ № 2010612339 ФГБУ ФИПС.