

АЛГОРИТМЫ АНАЛИЗА ВИДЕОИЗОБРАЖЕНИЙ В ДИАГНОСТИКЕ ТИПОВ БОЛЕЗНЕЙ НА ОСНОВЕ ВЕЙВЛЕТНЫХ ВОЛНОВЫХ ФУНКЦИЙ

Алексеев Валерий Иванович

доктор технических наук,
независимый исследователь,
Ханты-Мансийск, Россия
E-mail: v.alekseev.vi@mail.ru

Предмет исследований обусловлен необходимостью разработки и использования высокочувствительных квантовых, волновых технологий, квантовых сенсоров в анализе данных, распознавании образов, автоматизированной диагностике типов болезней с использованием современных датчиков в макромире, медицинской визуализации органов человека [14], представленных в виде изображений $F(x,y)$, а также данных, снимаемых в виде временных рядов $f(t)$ и изображений $F(x,y)$ совместно, с использованием одномерных вейвлетных волновых функций двух типов a_1 и a_2 , изменяющихся в интервале $\pm\pi$, введенных и использованных в работе [2].

Цель исследования: разработка высокоэффективных алгоритмов и пакета программ для совместного анализа взаимообусловленных данных, представленных в виде временных рядов $f(t)$ и изображений $F(x,y)$, получаемых разными методами и датчиками: рентгеновских, ультразвуковых, разных видов томографии: компьютерной (КТ), магнитно-резонансной (МРТ), позитронно-эмиссионной (ПЭТ), в том числе и методами фотоники, многоканальных электрокардиографов (ЭКГ) и электроэнцефалографов (ЭЭГ), радиотермографов и других многоканальных приборов, используемых в функциональной диагностике, распознавании образов, диагностике типов болезней органов человека в медицине и других областях, отображаемых современными датчиками на основе квантовых технологий [11–13] с использованием волновых функций 2-х типов: изменений частотных и временных (пространственных) составляющих данных наблюдений по фазе – соответственно a_1 - и a_2 -волн, извлекаемых из «квантов информации» $f(t)$ и $F(x,y)$ [1], отражающих состояние органов человека в соответствующих наблюдениях.

Методы исследования: а) преобразование «квантов информации» $f(t)$ и $F(x,y)$, образов множеств исследуемых объектов в два вида волновых функций: фазо-частотные a_1 - и фазо-временные (пространственные) a_2 -характеристики [2; 7], вычисляемые путем последовательностей одноуровневого дискретного двумерного вейвлет-преобразования $dwt2$, – разделения видеообраза $F(x,y)$ на матрицы деталей [4; 6]: аппроксимации (cA), горизонтали (cH), вертикали (cV), диагонали (cD) для каждого из цветов (красный (R), зеленый (G), синий (B)), если изображение цветное, функции одномерного непрерывного вейвлет-преобразования $cwt(f(t), 1:k, 'cgau5')$ и многоканальные усредняющие операции матриц вейвлет-коэффициентов $\varphi(a,b)$, выходов вейвлет-преобразований cwt деталей видеообразов по столбцам и строкам, т. е. выполнение операций $a_1=\varphi(a,b)$ и $a_2=-\varphi(\bar{a},b)$; б) отбор на построенных в Surfer изображениях вейвлет-коэффициентов $\varphi(a,b)$ переменных $f(t)$ разночастотных пилообразных волновых функций типа a_2 4-х типов деталей AHVD, используемых для диагностики типов болезней; в) статистический анализ корреляций волновых функций типов a_1 или a_2 диагностируемой болезни с аналогичными характеристиками множеств болезней в известных типах болезней органа.

Объекты исследования: временные ряды $f(t)$ и изображения $F(x,y)$ исследуемых, в частности видеообразы дна глаза, диагностируемых типов болезней глаза, многоканальные фазо-частотные $a_1=\varphi(a,b)$ и

ALGORITHMS FOR VIDEO IMAGE ANALYSIS IN DIAGNOSING TYPES OF DISEASES BASED ON WAVELET WAVE FUNCTIONS

Valery I. Alekseev

Doctor of Engineering Science,
independent researcher,
Khanty-Mansiysk, Russia
E-mail: v.alekseev.vi@mail.ru

The subject of the research is dictated by the necessity to develop and utilize highly sensitive quantum, wave technologies, and quantum sensors in data analysis, pattern recognition, automated diagnostics of disease types using modern sensors in the macroworld, medical visualization of human organs [14], presented in the form of images $F(x,y)$ as well as data captured as time series $f(t)$ and images $F(x,y)$ together, using one-dimensional wavelet wave functions of two types a_1 and a_2 , varying within the interval $\pm\pi$ introduced and utilized in this work [2].

Purpose of research: the development of highly efficient algorithms and software packages for joint analysis of interrelated data presented in the form of time series and images obtained by various methods and sensors: X-ray, ultrasound, different types of tomography: computed (CT), magnetic resonance (MRI), positron emission (PET), including methods of photonics, multi-channel electrocardiographs (ECG) and electroencephalographs (EEG), radiothermographs, and other multi-channel devices used in functional diagnostics, image recognition, diagnosis of disease types in human organs in medicine, and much more, displayed by modern sensors based on quantum technologies [11–13] using wave functions of 2 types, – changes in frequency and temporal (spatial) components of observation data by phase, respectively, – a_1 and a_2 waves, extracted from «quanta of information» $f(t)$ and $F(x,y)$ [1], reflecting the states of human organs in the corresponding.

Research methods: a) transformation of «quanta of information» $f(t)$ and images $F(x,y)$ of sets of studied objects into two types of wave functions: phase-frequency $a_1=\varphi(a,b)$ and phase-time (spatial) $a_2=-\varphi(\bar{a},b)$ characteristics [1; 6], calculated through sequences of single-level discrete two-dimensional wavelet transformation $dwt2$, – separating the video image $F(x,y)$ into matrices of details [4; 6]: approximations (cA), horizontals (cH), verticals (cV), diagonals (cD) for each of the colors (red (R), green (G), blue (B)), if the image is colored, functions of one-dimensional continuous wavelet transformation $cwt(f(t), 1:k, 'cgau5')$ and multi-channel averaging operations of wavelet coefficient $\varphi(a,b)$ matrices from the outputs of wavelet transformations cwt of video image $F(x,y)$ details by columns and rows, i.e. performing operations $a_1=\varphi(a,b)$ and $a_2=-\varphi(\bar{a},b)$; b) selection on the constructed images in Surfer of wavelet coefficients $\varphi(a,b)$ of variable $f(t)$ multi-frequency sawtooth wave functions of type a_2 of 4 types of details AHVD, used for diagnosing types of diseases; c) statistical analysis of the correlations of wave functions of types a_1 or a_2 of the diagnosed disease with similar characteristics of sets of diseases in known types of organ diseases.

Objects of research: time series $f(t)$ and images $F(x,y)$ of the examined, particularly video images of the eye's fundus for diagnosed types of eye diseases, multichannel phase-frequency $a_1=\varphi(a,b)$ and phase-spatial $a_2=-\varphi(\bar{a},b)$ characteristics – wave functions of the original data and calculated using wavelet transforms $dwt2$ and cwt and matrix averaging $\varphi(a,b)$ operations across rows and columns.

Research findings: a) the possibility of transforming «quanta of information»: time series $f(t)$ used in medicine, video images $F(x,y)$ in particular, of eye diseases, into two types of wave functions a_1 and a_2 using wavelet transformations, corresponding to the corpuscular-wave nature of the micro-

фазо-пространственные $a2 = -\varphi(\bar{a}, b)$ характеристики, волновые функции исходных данных $f(t)$ и $F(x, y)$, вычисляемых применением вейвлет-преобразований dwt2 и cwt и операций усреднений матрицы $\varphi(a, b)$ по строкам и столбцам.

Основные результаты исследования: а) реализована возможность преобразования «квантов информации»: временных рядов $f(t)$, используемых в медицине видеообразов $F(x, y)$, в частности болезней глаза, в два вида волновых функций $a1$ и $a2$ с использованием вейвлет-преобразований, соответствующих корпускулярно-волновой природе микро- и макромира; б) реализована возможность автоматизированной диагностики типов глазных болезней с использованием корреляций вычисленных волновых функций типов $a1$ и $a2$ диагностируемой болезни с волновыми функциями $a1$ и $a2$ множеств известных типов болезней; в) показано, что при коррелировании волновых функций диагностируемой болезни определенного типа с волновыми функциями множеств известных типов болезней средние значения в столбиках матрицы корреляций имеют разные значения; в столбике корреляций однотипных болезней среднее значение mean максимальное, стандартное отклонение std не всегда минимальное, зависящее от составов изображений в типах, что является признаком обнаружения типа болезни в матрице корреляций; г) установлены корреляционные связи между типами болезней при диагностике типов болезней с использованием вейвлетных волновых функций $a1$ и $a2$, характеризующие силы связей между типами болезней, обусловленных общностью свойств структур тканей органа зрения, на которых развиваются типы болезней глаза, а также происхождением болезней; д) найден надежный способ локализации типа диагностируемой болезни в матрице корреляций характеристик $a1$ или $a2$ болезни с характеристиками множеств известных типов болезней, основанный на корреляции характеристик диагностируемой болезни и характеристик задаваемого исследователем изображения, типы болезней которых совпадают с характеристиками множеств известных типов болезней; е) найден надежный способ разделения типов болезней с вероятностью $p > 0,95$, основанный на максимизации наблюдаемого значения $t_{\text{набл}}$ критерия при проверке гипотезы о равенстве средних двух двух совокупностей путем элиминаций коэффициентов корреляций в двух частях столбика корреляций двух типов болезней; ж) установлены требования к формированию множеств исходных данных, «квантов информации», позволяющих получить надежные диагностики типов болезней; таковыми являются: увеличение мощностей множеств исходных данных в типах болезней; увеличение детальности в наблюдениях, в том числе и увеличение порядков вычисляемых $a1$ - и $a2$ -волн в вейвлет-преобразованиях.

Ключевые слова: вейвлетные волновые функции временных рядов и деталей видеообразов, согласованность корреляций $a1$ и $a2$ вейвлетных волн в изображениях однотипных болезней, многоканальный корреляционно-волновой сенсор в диагностике болезней и распознавании образов.

ВВЕДЕНИЕ

В современной науке и технике все наблюдаемые и измеряемые данные с использованием современных датчиков [14] представляются в виде временных рядов $f(t)$ случайных процессов и изображений $F(x, y)$. Модели и структуры таких данных описаны в [15]. Они являются источниками информации, объектами исследований, первичными

и макро миром, которые были реализованы; б) возможность автоматизированной диагностики типов глазных болезней с использованием корреляций вычисленных волновых функций типов $a1$ и $a2$ диагностируемой болезни с волновыми функциями $a1$ и $a2$ множеств известных типов болезней; в) показано, что при коррелировании волновых функций диагностируемой болезни определенного типа с волновыми функциями множеств известных типов болезней средние значения в столбиках матрицы корреляций имеют разные значения; в столбике корреляций однотипных болезней среднее значение mean максимальное, стандартное отклонение std не всегда минимальное, зависящее от составов изображений в типах, что является признаком обнаружения типа болезни в матрице корреляций; г) установлены корреляционные связи между типами болезней при диагностике типов болезней с использованием вейвлетных волновых функций $a1$ и $a2$, характеризующие силы связей между типами болезней, обусловленных общностью свойств структур тканей органа зрения, на которых развиваются типы болезней глаза, а также происхождением болезней; д) найден надежный способ локализации типа диагностируемой болезни в матрице корреляций характеристик $a1$ или $a2$ болезни с характеристиками множеств известных типов болезней, основанный на корреляции характеристик диагностируемой болезни и характеристик задаваемого исследователем изображения, типы болезней которых совпадают с характеристиками множеств известных типов болезней; е) найден надежный способ разделения типов болезней с вероятностью $p > 0,95$, основанный на максимизации наблюдаемого значения $t_{\text{набл}}$ критерия при проверке гипотезы о равенстве средних двух двух совокупностей путем элиминаций коэффициентов корреляций в двух частях столбика корреляций двух типов болезней; ж) установлены требования к формированию множеств исходных данных, «квантов информации», позволяющих получить надежные диагностики типов болезней; таковыми являются: увеличение мощностей множеств исходных данных в типах болезней; увеличение детальности в наблюдениях, в том числе и увеличение порядков вычисляемых $a1$ - и $a2$ -волн в вейвлет-преобразованиях.

Keywords: wavelet wave functions of time series and video image details, consistency of correlations of $a1$ and $a2$ wavelet waves in images of similar diseases, multichannel correlation-wave sensor in disease diagnosis and pattern recognition.

«квантами информации» о типе диагностируемой болезни и по принципам корпускулярно-волнового дуализма и дополнительности Н. Бора могут быть представлены в виде волн с последующим применением корпускулярно-волновых технологий, высокочувствительных квантово-корреляционных сенсоров, основанных на волновых методах анализа данных. Это обусловлено тем, что вся окружающая нас материя имеет волновую природу,

данная гипотеза высказана де Бройлем еще в 1924 г.

Связующим звеном перевода источников, «квантов информации» $f(t)$, $F(x,y)$ исследуемых объектов материального мира к волновой природе являются вейвлетные преобразования dwt2 и cwt [6] с последующими вычислениями векторов: фазо-частотных $a1=\varphi(a,b)$ и фазо-временных (пространственных) $a2=-\varphi(a,b)$ волновых функций [1], где матрицы $\varphi(a,b)$ – выходы вейвлетных преобразований cwt. Волновые функции $a1$ и $a2$ характеризуют особенности изменений частотных и временных (координатных) составляющих в исследуемых объектах.

Целью исследований является разработка высокоэффективных алгоритмов и пакета программ для анализа данных, представленных в виде временных рядов $f(t)$ и изображений $F(x,y)$, в распознавании образов и диагностике типов болезней органов человека, отображаемых современными датчиками на основе квантовых технологий [11–13], основанных на принципах квантово-волнового дуализма де Бройля и дополнительности Н. Бора, путем преобразований исследуемых образов объектов $f(t)$ и $F(x,y)$ в многоканальные вейвлетные фазо-частотные $a1$ и фазо-временные (пространственные) волновые функции $a2$ с использованием вейвлет-преобразований dwt2, cwt и операций усреднений матриц коэффициентов $\varphi(a,b)$ выходов преобразований cwt, по столбцам и строкам [1].

В статье как пример приведено исследование по диагностике типов болезней глаза анализом видеообразов $F(x,y)$ дна глаза с использованием волновых функций типов $a1$ и $a2$ видеообразов дна глаза [7].

Вейвлетные преобразования функций временных рядов $f(t)$ и изображений $F(x,y)$ в волновые функции $a1=\varphi(a,b), a2=-\varphi(a,b)$

Матрица $W(a,b)$ вейвлет-коэффициентов многомасштабной декомпозиции сигнала $s(t)$, в которой $a=(1:k)$ – задаваемые исследователем масштабы (уровни) используемого вейвлета, b – временной или пространственный интервал в одномерном непрерывном вейвлет-преобразовании cwt [7]:

$$W(a,b) = \int_R s(t)a^{-\frac{1}{2}}\psi((t-b)/a) \cdot dt, \quad (1)$$

где $s(t)$ – одномерная функция времени $f(t)$ или вектор $s(t)=F(:,)$, где $F(x,y)$ – матрица выходов преобразования dwt2 исходного снимка исследуемого объекта в каналах наблюдения сA, сH, сV, сD для каждого из цветов RGB, если изображение цветное; $\psi((t-b)/a)$ – комплексный вейвлет 'cgau5', необходимый для вычисления фаз (направленностей) изменений

сигнала по частотам и в пространстве в каналах наблюдений. Изменения частот и фаз переменных $a1$ и $a2$ чувствительны к изменениям изображений, характеризуют связи между элементами изображений; значение k – задаваемый исследователем масштаб вейвлета, определяет полосу изменений частот в $f(t)$ и $F(x,y)$, решается предварительным исследованием изображений $F(x,y)$ или функций $f(t)$.

Мгновенные волновые фазовые характеристики $a1$ и $a2$ в Matlab вычисляются по формулам: $\varphi(a,b)=angle[W(a,b)]$, $a1=\varphi(a,b)$, $a2=-\varphi(a,b)$ со знаками усреднений a и b [2]; знак минус в преобразовании $a2=-\varphi(a,b)$ поставлен для сохранения направлений изменений $s(t)$ и $a2$. В матрице $\varphi(a,b)$ столбцы ранжированы по масштабам а вейвлета. Масштабам авейвлета соответствуют частоты исследуемых $f(t)$ или $F(x,y)$, b – временная или пространственная характеристика в $f(t)$, $F(x,y)$. В преобразовании dwt2, при получении матриц коэффициентов сA, сH, сV, сD использован вещественный вейвлет 'sym5'.

Материалы (исходные данные)

Исследования проводились с использованием фотографий, видеообразов глазного дна при разных аномалиях, приведенных в [7]; использованы изображения в цветном, черно-белом и флюоресцентном ангиографическом (ФАГД) представлениях: всего 304, из них 114 серых, нецветных изображений. При исследовании материалы проанализированы отдельными типами – как в атласе [7] по классам заболеваний глаза: норма (norma, 25 шт.), аномалии глазного дна (anomaly, 15) (размер, положение и форма диска, колобомы зрительного нерва и др.), сосудистые патологии (SOS, 32), ангиоматозы генетического происхождения (genetich, 21), патологии макулярной области (macula, 38), воспалительные заболевания сетчатки и хориоидей (vosp. setchatky, 20), абиотрофии сетчатки наследственного характера (abiotrofy, 12), патологии зрительного нерва (pat. zrit. nerva, 17), фотографии глазного дна при лазерном лечении сосудистой патологии глаза (lazern.caogul, 9).

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Преобразование видеообразов, «квантов информации» в волновые функции: вейвлетные фазо-частотные $a1$ и фазо-пространственные $a2$ -характеристики деталей видеообразов

Перечисленные выше исходные материалы, видеообразы $F(x,y)$ глазного дна, согласно перечню квантовых технологий [11–13], могут быть проанализированы с использованием высокочувствительных квантовых сенсоров.

Такие сенсоры реализуются возможностью преобразования исходных квантов информации $F(x,y)$ в волновые функции $a1=\varphi(a,b)$ и $a2=-\varphi(a,b)$ с использованием вейвлетных преобразований [6] с вычислением фазо-частотных $a1=\varphi(a,b)$ и фазо-пространственных $a2=-\varphi(a,b)$ характеристик деталей $f(t)$ [1].

По причине используемого в работе вейвлетного метода анализа [6] цветные и нецветные изображения анализируются отдельно: цветные изображения 12-канальные, нецветные – 4-канальные. В цветных изображениях выделяются каналы изображений по цветам [4; 6]: красный (red (R)), зеленый (green (G)), голубой (blue (B)). При вейвлетном методе анализа этих изображений с применением вейвлет-преобразования $dwt2$ для каждого выбранного цвета вычисляются матрицы коэффициентов аппроксимации cA и детализирующие коэффициенты: cH, cV, cD по горизонтали, вертикали и диагонали изображения.

Применение волнового метода анализа функций $f(t)$ временных рядов, описанного в [1] к анализу изображений $F(x,y)$, основано на преобразовании деталей cA, cH, cV, cD изображения $F(x,y)$, полученных вейвлет-преобразованием $[cA, cH, cV, cD] = dwt2(F, 'sym5')$, в векторы $xA = cA(:), \dots, xD = cD(:)$ с их последующими cwt -преобразованиями с вычислениями волновых функций $a1=\varphi(a,b)$ и $a2=-\varphi(a,b)$ для каждого из каналов в цветных и нецветных изображениях $F(x,y)$.

Векторы $a1$ и $a2$, полученные вейвлетным преобразованием, отражают локальные, характерные изменения на исследуемом изображении или функции в интервале наблюдений: $a1$ отражает фазу, направленность, траекторию изменений частоты сигнала в каналах (A – аппроксимации, H – горизонтали, V – вертикали, D – диагонали). Интервал изменения частоты сигнала на изображении определяется задаваемым исследователем масштабом вейвлета $a=1:k$; в исследований задано $a=1:200$, вектор $a2$ отражает пространственные изменения фазы сигнала на изображениях в каналах AHVD.

Автоматизированная диагностика типа болезни по наблюдениям $f(t)$ и $F(x,y)$ основана на предположении, что плотности распределений волновых функций $a1$ и $a2$ наблюдений в типах болезней отличаются друг от друга. Отличия графиков гистограмм характеристик $a1$ и $a2$ в возможных каналах вейвлет-анализа в типах болезней, приведенных на рисунке 1, а также диагностика типов болезней врачами-профессионалами дают надежду их диагностики цифровым анализом.

Представляется, что совместный анализ $a1$ - и $a2$ -волн временных рядов $f(t)$ и

изображений $F(x,y)$ в медицине, информативных характеристик функционирования органов человека будет весьма полезным в сфере высокоточной автоматизированной диагностики болезней органов человека, оценивания его состояния при обследовании больных, установления взаимообусловленностей функционирования органов и систем больного, разделении и диагностике типов болезней, выявлении аномалий на ранних этапах их возникновения, профилактических осмотрах населения, т. к. появляется возможность оперативного установления согласованностей изменений волновых характеристик деталей видеообразов органов конкретного человека; отличий изменений от нормы. Появляется возможность использования знаний и опыта коллективов врачей при лечении многочисленных заболеваний, представленных в виде изображений $F(x,y)$ болезней органов человека, хранящихся в базах данных. Могут использоваться не только в статьях, журналах и отчётах, применяемых преимущественно в специализированных лечебных учреждениях, в которых работают врачи высокого класса, но и в рядовых медицинских организациях с доступом к базам данных типов заболеваний как к рабочим объектам для постановки диагнозов на местах и самоконтроля врачей при диагностике болезней.

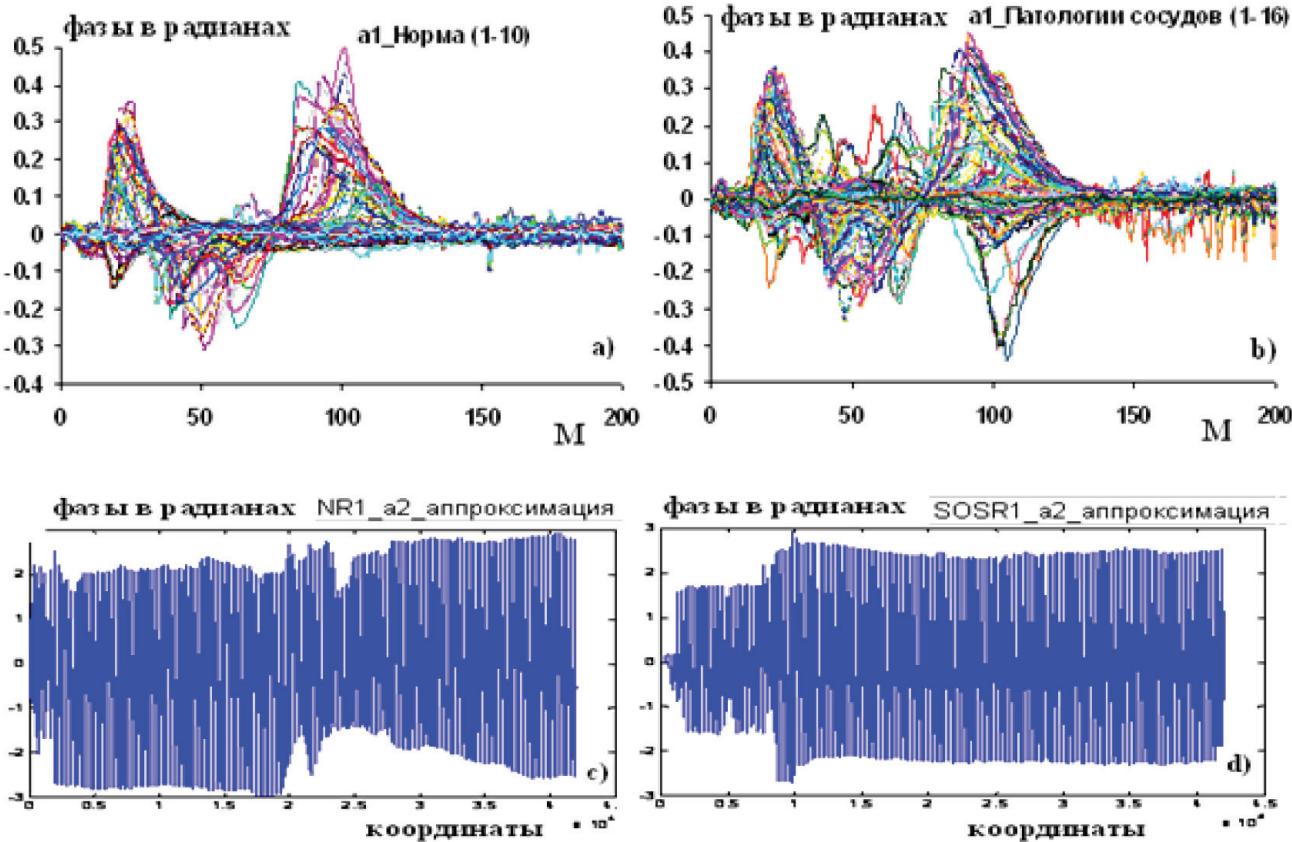
Алгоритмы и программы предназначены для их использования в лечебных диагностических центрах на местах для анализа графиков $f(t)$ и изображений $F(x,y)$, образов, отображаемых на экранах современных мониторов, для получения правильной диагностики болезней путем преобразования этих образов в волновые функции $a1$ и $a2$ с последующим анализом согласованностей изменений волновых функций деталей видеообраза диагностируемой болезни определенного типа с волновыми функциями деталей множества видеообразов того же типа болезни.

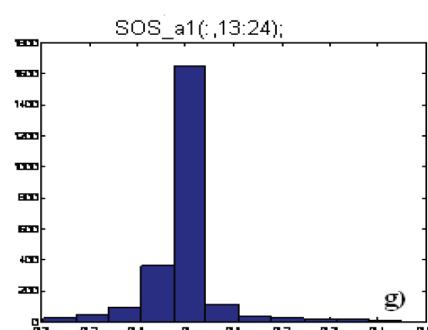
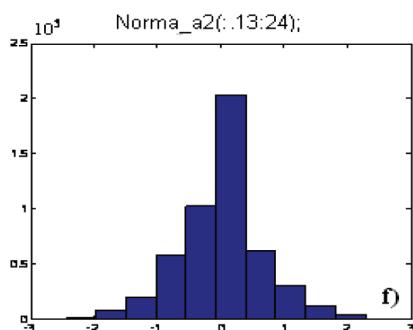
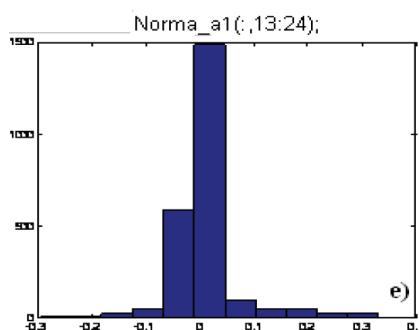
В множествах характеристиках $a1$ - и $a2$ -волн изображений однотипных болезней заложены всевозможные существенные связи между элементами изображений, их волновыми характеристиками, присущими определённым типам заболеваний, а также связи между различными типами заболеваний.

Метод может быть использован в лечебных учреждениях как связующее звено между предложениями разработчиков ИИ и врачами в лечебных учреждениях, повышая доверие к предложениям разработчиков ИИ по диагностике болезней [5; 9], может быть использован как инструмент для глубоких сравнительных исследований, в обучении студентов.

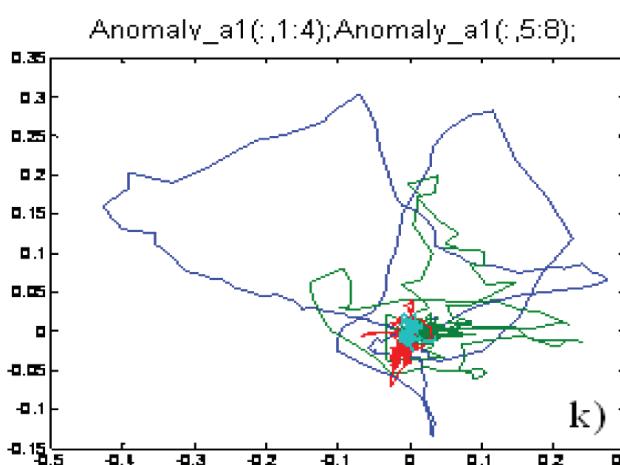
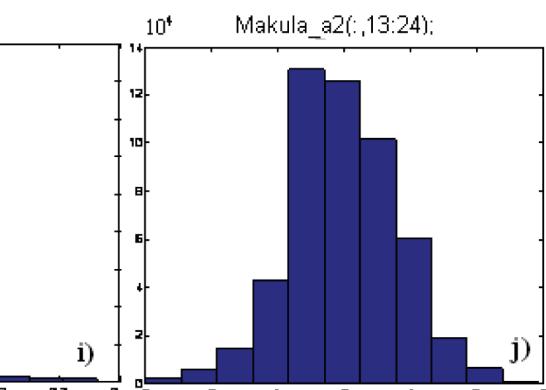
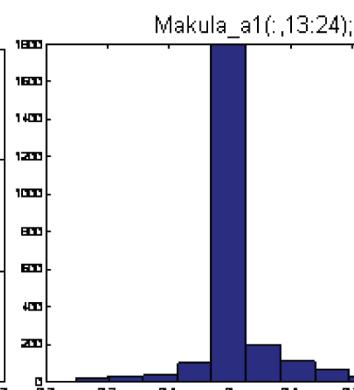
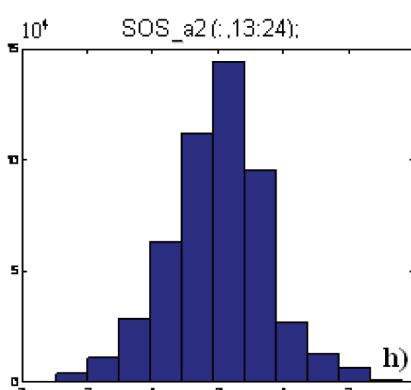
На графиках рисунка 1 как примеры отражены кривые вейвлетных фазо-частотных $a1$ и фазо-пространственных $a2$ -характеристик, волновых функций, а также гистограммы и диаграммы рассеяний распределений некоторых совокупностей исследуемых исходных изображений, характеристик плотностей распределений. Они являются информативными образами исходных изображений и используются в диагностике патологий глаза. На графиках проявляются следующие особенности изменений информативных признаков: 1) трансформация изображений в изменения кривых волновых функций; случайный, индивидуальный характер изменений кривых как в норме, так и при патологиях; волновые функции $a1$ и $a2$ исходных изображений $F(x,y)$ или функций $f(t)$ оригиналов, «квантов информации», являются дополнительными характеристиками этих оригиналлов аналогично принципу дополнительности Бора, который используется для полного описания атомных объектов как частиц и волн [12]; дополнительными информативными характеристиками деталей изображений $F(x,y)$ могут быть и последующие порядки вейвлет-преобразования характеристик $a1$ и $a2$, приведенных на графиках о и р рисунка 1, позволяющие расширить полосу информативных частот в $f(t)$ и $F(x,y)$; 2) в изменениях кривых $a1$ - и $a2$ -характеристик первого и в их последующих порядках

вейвлетного разложения в норме и в патологии в каналах наблюдений обнаруживаются отличия в изменениях фаз (направленностей) и частот, распределений кривых в наблюдениях, отличия в изменениях их плотностей распределений; 3) существование нелинейных связей между характеристиками пар разных изображений; 4) в вейвлетных разложениях изображений болезней проявляется совокупность признаков, частотных составляющих, позволяющая оценить возможность принадлежности болезни к тому или иному типу, разделимости типов болезней; 5) разнообразие форм кривых на графиках увеличивается с повышением разрешающих возможностей датчиков, порядка вейвлет-разложения вейвлет-деталей, расстет детальность, частотный состав анализируемых изображений; 6) волновые функции $a1$ и $a2$, в отличие от фурье-частот, спектральных образов сигналов, примечательны тем, что при сопоставлении волновых функций двух типов сигналов сравниваются функции, изменяющиеся в некотором интервале, а при сопоставлении фурье-частот – отдельные частоты, числа; 7) детальность, широкополосность частот на изображениях $F(x,y)$ диагностируемых болезней могут быть улучшены, расширены применением методов современной фотоники [8] при получении изображений $F(x,y)$.

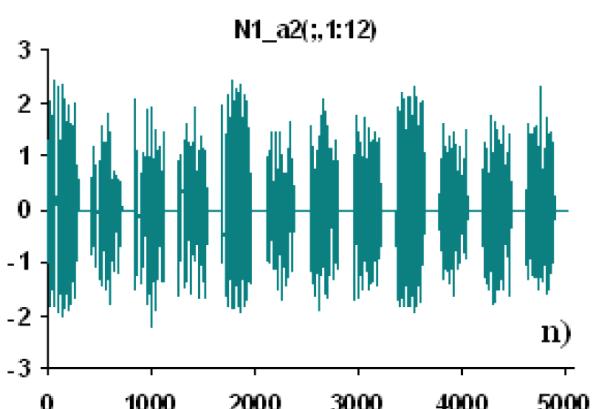
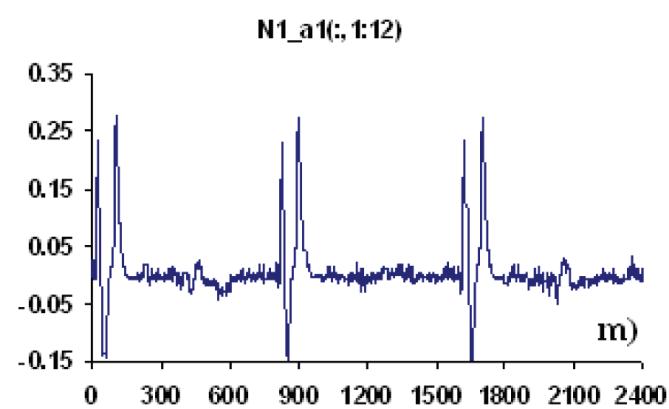
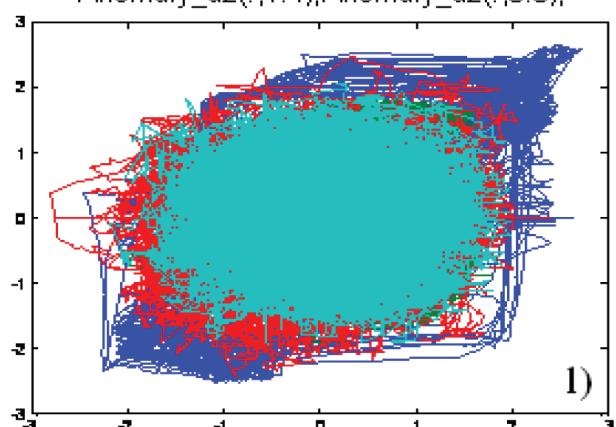




Автоматизация анализа фотоизображений глазного дна



Anomaly_a2(.1:4);Anomaly_a2(.5:8);



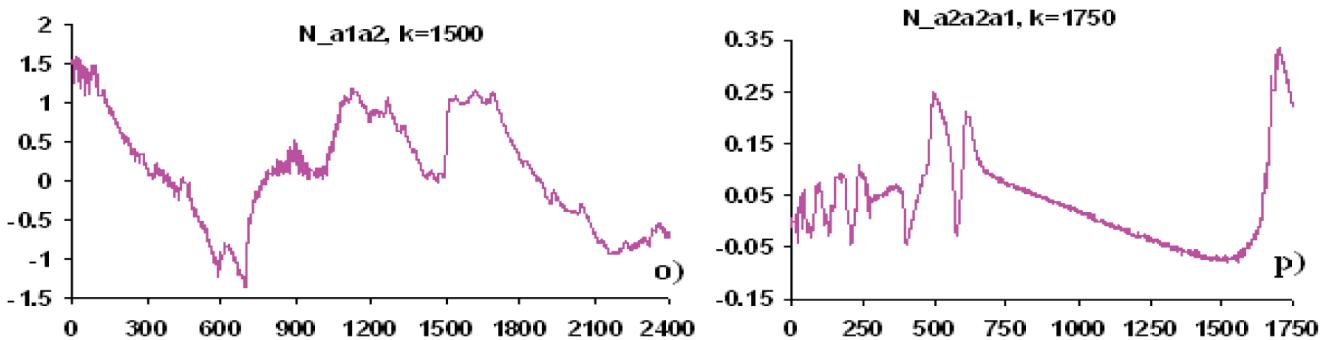


Рисунок 1. Графические отображения вейвлетных a_1 – фазо-частотных характеристик цветных фотографий глазного дна, волновых функций a_1 и a_2 : а) в норме N (10 фотографий); б) при сосудистых патологиях SOS (16 фотографий) в 12 каналах RGB (AHVD), М – масштаб вейвлета; в) и д) – фазо-координатные характеристики, аппроксимации (A) глазного дна в норме N и при сосудистой патологии SOS на соответствующих первых изображениях; е), ф), г), х), и), ж) – гистограммы вейвлетных фазовых 12-канальных характеристик a_1 и a_2 в типах болезней, представленных в 11 ячейках: в норме (Norma), сосудистой патологии (SOS) и патологии макулярной области (Makula), расположенных в массивах с координатами $X(:,13:24)$; к), л) диаграммы рассеяний 4-канальных характеристик $a_1(:,1:4)$, $a_1(:,5:8)$ и $a_2(:,1:4)$, $a_2(:,5:8)$ первого и второго изображений болезней глаза аномального типа; м), н) – 12-канальные вейвлетные характеристики a_1 и a_2 одного из изображений в норме; о), р) – фазо-пространственные характеристики N_a1a2 и фазо-частотные характеристики N_a1a2a1 графиков N_a1 и N_a2 соответственно, изображения в норме, где k – задаваемый масштаб вейвлета 'sgau5'. Графики о и р получены соответствующими преобразованиями графиков m и n

На графиках а и б рисунка 1, а также на графиках характеристик a_2 однотипных болезней проявляется их запутанность в относительных изменениях. Это может быть обусловлено близостью проявлений однотипных болезней, структурами тканей, на которых развиваются одни же болезни у разных людей, или более глубокими причинами генетического происхождения.

Решение задачи автоматизированного разделения болезней по типам, отнесение болезни к тому или иному типу возможно как при использовании изображений в цвете, при 12-канальных наблюдениях, так и при анализе черно-белых изображений, 4-канальных, с использованием информативных характеристик a_1 и a_2 соответствующих изображений – заменителей изображений, образов. В диагностике болезней весьма информативны совместные анализы a_1 и a_2 вейвлетных волн, извлекаемых из $f(t)$ и $F(x,y)$, характеризующих согласованность работ разных систем, органов человека.

Построением графических зависимостей между факторами a_1 и a_2 , диаграмм рассеяний, внутри типов и между типами болезней установлено, что эти зависимости нелинейные, состоящие из линейных и нелинейных составляющих. Теснота связей между характеристиками a_1 - и a_2 -волн в типах болезней устанавливается вычислениями линейных коэффициентов корреляций Пирсона и корреляционных отношений [10].

Проверка гипотезы H_0 о незначимости линейной корреляционной связи между характеристиками a_1 и a_2 изображений в генеральной совокупности, т. е. $H_0: \rho=0$ производится

с использованием t -распределения Стьюдента с $k=n-2$ степенями свободы, n – число отсчетов в каналах наблюдений.

Гипотеза H_0 отвергается, если

$$|t_{\text{набл}}| = \frac{|r|\sqrt{n-2}}{\sqrt{1-r^2}} > t_{1-\alpha,k},$$

где $t_{1-\alpha,k}$ – критическое значение критерия при заданном значении вероятности $\alpha=0,05$ с $t_{\text{крит}}=1,96$. Установлено, что вычисляемые коэффициенты $r>0,07$ значимы при $n=4*200$ и $r>0,003$ при $n=12*42000=504000$.

Проверка гипотезы о значимости корреляционного отношения

$$\eta_{xy} = \sqrt{\frac{\delta_{iy}^2}{s_y^2}},$$

где δ_{iy}^2 и s_y^2 – межгрупповая и общая дисперсия переменной y , характеристик a_1 или a_2 двух 12- или 4-канальных сравниваемых изображений производится с использованием статистики $F=\eta^2(n-m)/(1-\eta^2)(m-1)$, F – распределение Фишера – Сnedекора с $k_1=m-1$ и $k_2=n-m$ степенями свободы. Здесь $m=24$ – число групп (каналов) наблюдений, характеризующих связь между двумя болезнями глаза определенного типа.

Установлено, что вычисляемые значения параметра $\eta>0,025$ в F значимы с вероятностью $p=0,95$ с $F_{\text{кр}}=1,52$ при $n=12*42000$ и незначимы при $n=12*200$; $\eta>0,09$ значимы при $n=12*42000$, $\eta>0,13$ значимы при $n=4*200$.

Наблюдается, что значения линейных корреляций между характеристиками a_1 и a_2 изображений на порядок превышают значения корреляционных отношений.

В исследованиях коэффициенты корреляций между одноименными каналами в множествах сравниваемых изображений определенных типов болезней вычисляются по формулам:

$$R(12) = \sum_{j=13}^{24} \sum_{i=1}^{12} \text{Corr}(i,j)/12, R(4) = \sum_{j=5}^8 \sum_{i=1}^4 \text{Corr}(i,j)/4, \quad (2)$$

где $\text{Corr}(i,j)$ – взаимные линейные корреляции между сравниваемыми каналами двух изображений при анализе цветных и нецветных изображений соответственно, характеризующие тесноту связей между сравниваемыми переменными в Matlab. По этой причине на графиках максимальные значения корреляций между каналами двух сравниваемых изображений равны 1, что позволяет точно оценить границу (точку) перехода двух сравниваемых множеств типов болезней при решении задачи разделимости множеств двух типов болезней, а также при решении задачи определения принадлежности неизвестной болезни к тому или иному известному типу.

На приведенных гистограммах распределений 12-канальных характеристик a_1 и a_2 трех типов болезней, графиках e^{-j} на рисунке 1 наблюдается распределение характеристик не по нормальному закону. Эти наблюдения проверены и с использованием непараметрического критерия Колмогорова λ [10], соответствующего максимальному расстоянию между наблюдаемыми и теоретическими кривыми распределений, вычислением накопленных и теоретических частот. При уровне значимости $\alpha=0,05$ с критическим значением $\lambda_{\text{кр}}=1,96$ и $\lambda_{\text{набл}}$ наблюдается выполнение неравенств $\lambda_{\text{набл}} > \lambda_{\text{кр}}$ с вероятностью $p=1-0,05=0,95$ с принятием гипотезы о ненормальности распределений исследованных характеристик a_1 и a_2 типов болезней глаза.

Известно [3; 10], что чем больше объем выборки, тем менее критичны требования к выбору формулы вычисления коэффициента корреляции между выборками (по центральной предельной теореме). В формулах (2) массивы исходных коррелируемых переменных X и Y имели значения $12*42000$ и $4*200$ соответственно, и коэффициенты корреляций между характеристиками a_1 и a_2 вычисляются по Пирсону.

Установлен алгоритм автоматизированной диагностики типов болезней глаза с использованием многоканальных вейвлетных волновых функций a_1 и a_2 множеств изображений болезней в известных типах болезней глаза. Алгоритм состоит из двух этапов. На первом этапе вычисление матрицы корреляций волновых характеристик a_1 или a_2

диагностируемой болезни с аналогичными характеристиками множеств изображений в известных типах болезней глаза с целью локализации типов болезней, с которой наиболее согласованы волновые функции диагностируемой болезни. На втором уровне решается задача разделения типов болезней в статистическом смысле.

Предварительное исследование задачи диагностики типа заболевания путём вычисления матрицы корреляций волновых функций диагностируемого заболевания с соответствующими характеристиками множеств изображений известных типов болезней глаза показало, что в этой матрице средние значения mean диагональных элементов имеют максимальные значения, а стандартные отклонения std не всегда минимальные по причине ограниченного числа изображений в типах болезней и других условий, т. е. при коррелировании характеристик однотипных заболеваний наблюдается выраженный максимум среднего значения.

Надежность диагностики типа болезни может быть улучшена путем добавления к составу диагностируемой болезни определенного типа одного или нескольких изображений, принадлежащих к типу диагностируемой болезни. При этом возникает необходимость решения задачи.

Локализация типов болезней глаза в матрице корреляций волновых функций диагностируемой болезни с волновыми функциями множеств изображений в известных типах болезней с поиском главного экстремума многоэкстремальной функции в поисковой системе с двумя степенями свободы

Необходимость решения такой задачи возникает при последовательном коррелировании множеств характеристик a_1 или a_2 диагностируемой болезни и множеств характеристик a_1 или a_2 задаваемого исследователем одного или нескольких изображений с одинаковыми типами болезней с аналогичными характеристиками множеств изображений в известных типах болезней. Число экстремумов (максимумов средних) в вычисляемой матрице корреляций равно числу известных типов болезней глаза; всего таких типов в работе [7] выделено девять.

При этом в вычисленной матрице корреляций волновых функций выделяется столбец с типом болезни, которому принадлежит тип диагностируемой болезни. Таким признаком является единица в столбике корреляций волновых функций. В этом же столбике среднее значение множества его элементов

должно принимать максимальное значение. Оценивание значения такой средней величины, главного экстремума в матрице корреляций, сводится к решению многоэкстремальной задачи с одновременной локализацией всех экстремальных значений средних в столбиках. Число столбиков в матрице корреляций равно числу типов болезней. Решение такой задачи необходимо для последующего решения задачи разделения типов болезней.

Для успешного оценивания значения этой средней, $\text{max}(\text{mean})$ и локализации всех экстремальных средних в столбиках матрицы корреляций вводятся две управляемые степени свободы (способ решения многоэкстремальных задач). Первой из них является формирование входных переменных, состоящих из a_1 - или a_2 -характеристик диагностируемой болезни и задаваемой исследователем характеристики a_1 или a_2 изображения с типом болезни, совпадающим с типом диагностируемой болезни. Выбранные входные характеристики последовательно коррелируются с соответствующими характеристиками множеств изображений всех известных типов болезней, формирующих матрицу корреляций

волновых функций. В этой матрице существует столбец, тип заболевания коррелируемых волновых функций которого совпадает с меткой «единица» одного из коэффициентов корреляции. При этом среднее значение корреляций элементов в этом столбце должно принимать максимальное значение. Если это не так, то это обусловлено присутствием помех в анализируемых изображениях в типах болезней.

С целью устранения этих погрешностей вводится второй тип степени свободы. Таким является исключение малых значений коэффициентов корреляций в матрице корреляций волновых функций. В таблице 1 приведены результаты применений введенных степеней свободы при анализе девяти вычисленных матриц корреляций с разными составами входных переменных и разными типами болезней.

Примечательно то, что при использовании этих двух операций при локализации типов болезней в матрице корреляций волновых функций одновременно изменяются значения всех локальных откликов в нужных направлениях с выделением главного из них.

Таблица 1. Средние значения mean и стандартные отклонения std (вторые строки в типах болезней) матриц корреляций a_2 -волн входных данных с диагностируемыми типами болезней с a_2 -характеристиками множеств изображений в известных типах болезней глаза

	Norma	Anomal	SOS	Genetih	Makula	Vosp	Abiatrofy	PatZrNerva	Lazern
Norma (2)	0.49	0.37	0.30	0.14	0.04	0.33	0.24	0.26	0.31
	0.05	0.04	0.04	0.07	0.04	0.03	0.07	0.06	0.07
Anomal (2)	0.36	0.47	0.33	0.23	0.08	0.43	0.37	0.40	0.36
	0.02	0.03	0.04	0.06	0.02	0.04	0.05	0.04	0.08
SOS (2)	0.20	0.17	0.34	0.09	0.03	0.23	0.19	0.28	0.12
	0.06	0.05	0.17	0.10	0.02	0.06	0.08	0.04	0.06
Genetih (2)	-0.01	0.01	0.04	0.53	0.36	0.03	0.02	0.02	0.02
	0.01	0.01	0.01	0.31	0.02	0.03	0.02	0.01	0.01
Makula (2)	-0.04	0.00	0.00	0.30	0.42	0.00	0.00	0.00	-0.06
	0.03	0.03	0.02	0.06	0.15	0.04	0.03	0.03	0.05
Vosp (3)	0.36	0.42	0.39	0.29	0.12	0.59	0.46	0.48	0.42
	0.02	0.02	0.02	0.04	0.02	0.26	0.05	0.03	0.05
Abiatr (2)	0.35	0.42	0.32	0.28	0.12	0.46	0.64	0.46	0.35
	0.06	0.04	0.06	0.04	0.01	0.05	0.32	0.02	0.02
PatZrN (2)	0.23	0.28	0.32	0.22	0.10	0.34	0.36	0.49	0.28
	0.05	0.05	0.04	0.04	0.02	0.06	0.06	0.20	0.07
Lazern (2)	0.26	0.31	0.34	0.32	0.07	0.34	0.35	0.39	0.50
	0.03	0.02	0.03	0.02	0.02	0.02	0.03	0.05	0.25

В таблице – в первом столбике названий типов болезней – в скобках указано число использованных входных изображений, одно из которых является диагностируемым типом болезни. В методе оптимизации многоэкстремальной задачи введение следующего изображения с известным типом болезни используется, когда среднее значение в столбике корреляций волновых функций однотипных болезней не максимальное по сравнению с другими средними в столбиках.

Как видно, максимальные значения средних $\text{max}(\text{mean})$ корреляций волновых функций a_2 разных типов болезней находятся на диагональных элементах матрицы, т. е. при совпадении типов болезней. При этом значения стандартных отклонений std на вторых строках с названиями типов болезней таблицы становятся не минимальными.

Таблица 2. Взаимокорреляции средних значений (mean) волновых функций a_2 -изображений диагностируемых типов болезней с характеристиками множеств изображений в известных типах болезней, приведенных в таблице 1

	Norma	Anomal	SOS	Genetih	Makula	Vosp	Abiatr	PatZrN	Lazern
Norma	1.00	0.93	0.84	-0.56	-0.84	0.85	0.73	0.74	0.81
Anomal		1.00	0.86	-0.41	-0.77	0.95	0.87	0.86	0.89
SOS			1.00	-0.59	-0.94	0.89	0.79	0.92	0.85
Genetih				1.00	0.70	-0.35	-0.25	-0.41	-0.23
Makula					1.00	-0.74	-0.64	-0.79	-0.75
Vosp						1.00	0.90	0.92	0.88
Abiatr							1.00	0.91	0.82
PatZrN								1.00	0.86
Lazern									1.00
Mean	0.50	0.57	0.51	-0.12	-0.42	0.59	0.57	0.56	0.57

В строке Mean таблицы s2 проявляется отличие распределений a_2 -волн в изображениях болезней генетического происхождения (Genetich) и в макулярной области (Makula) по сравнению с распределениями a_2 -волн в других типах болезней; проявляется близость распределений a_2 -волн типов болезней Genetich и Makula с $r=0,70$, что характеризует наследственное происхождение глазных болезней в макулярной области.

В таблице взаимокорреляций средних (mean) – волновых функций a_1 изображений в типах болезней, не приведенных в работе, также проявляется слабая близость распределений a_1 -волн генетического происхождения с распределениями этих волн в изображениях других типов болезней с

Аналогичная таблица получена и для случая входных переменных с волновыми функциями типа a_1 , т. е. когда входное множество состоит из a_1 -волн диагностируемой болезни и задаваемых исследователем a_1 -волн некоторого изображения из множества известных типов, всего 9 вариантов.

Информативна матрица корреляций средних значений (mean) a_2 -волн входных данных с диагностируемыми типами болезней с a_2 -характеристиками множеств изображений в известных типах болезней глаза, первых строк в типах болезней, сформированная из таблицы 1. Результаты взаимокорреляций столбиков этой матрицы приведены в таблице 2. В этой таблице отражаются особенности откликов множеств a_2 -характеристик изображений в типах болезней на a_2 -характеристики диагностируемой болезни.

$r=-0,1$; близость распределений a_1 -волн болезней генетического происхождения и болезней глаза в макулярной области оценивается положительным значением $r=0,33$, тогда как с другими типами болезней эта связь отрицательная с $r=(-0,05 \div -0,67)$.

Разделение типов болезней в автоматизированной системе диагностики болезней с вычислением вектора корреляций волновых функций a_1 или a_2 разных типов болезней

Решение задачи разделения типов болезней глаза с вероятностью $p>0,95$ производится проверкой гипотезы о равенстве двух совокупностей [11] типов болезней X и Y со значениями средних x, y , дисперсий σ_x^2 ,

σ_y^2 , объемами наблюдений n_1, n_2 с вычислением наблюдаемого значения статистики $t_{\text{набл}} = (\text{mean}(x) - \text{mean}(y)) / \sqrt{\sigma_x^2/n_1 + \sigma_y^2}$.

При этом вычисляются векторы корреляций волновых характеристик а1- или а2-изображения диагностируемой болезни определенного типа болезни с множествами аналогичных характеристик а1- или а2-изображений двух типов болезней. Тип диагностируемой болезни совпадает с типом одного из множеств сравниваемых типов.

Таблица 3. Разделимость типов болезней глаза с вероятностью $p>0,95$ в отношении a/b ; a и b – число разделенных и неразделенных типов болезней соответственно по вычислениям $t_{\text{набл}}$ на корреляциях а1- и а2-волн по исходным изображениям в типах болезней

	Norma	Anomal	SOS	Genet-ih	Makula	Vospal	Abiatrof	PatZrN	Lazern
A1	6/3	2/7	2/7	1/8	4/5	4/5	0/9	2/7	1/8
A2	6/3	6/3	7/2	7/2	8/1	5/4	5/4	4/6	5/3

В таблице 3 записи названий типов болезней, например Anomaly, обозначают последовательную корреляцию волн с типом Anomaly диагностируемой болезни и множеством волновых характеристик других болезней этого же типа с характеристиками изображений других типов болезней. Результатом вычислений является таблица корреляций, каждый столбец которой состоит из двух частей: например, корреляций характеристик диагностируемой болезни Anomaly с характеристиками других болезней этого же типа в первой части; вторая часть столбика получена корреляцией характеристик диагностируемой болезни типа Anomaly с характеристиками множества болезней других типов. Такие таблицы состоят из восьми столбиков. Столбики корреляций с одноименными типами болезней не вычисляются, они не разделяются, так как $t_{\text{набл}}=0$.

Неразделимость типов болезней, приведенных в таблице 3, имеющих место при анализе исходных множеств типов болезней в фазо-частотной а1 и фазо-временных а2-областях, обусловлена малыми значениями корреляций характеристик некоторых однотипных болезней и большими значениями корреляций характеристик разнотипных болезней в столбиках корреляций в первых и вторых частях столбиков корреляций, соответственно полученных при вычислениях $t_{\text{набл}}$ в критериях проверки статистических гипотез о равенстве средних двух совокупностей.

Следовательно, увеличение значений $t_{\text{набл}}$, удовлетворяющих условиям $t_{\text{набл}}>0,96$

Получены матрицы разделимостей типов болезней коррелированием а1- и а2-характеристик исходного количества изображений в типах болезней. Результатами полученных матриц являются наблюдаемые значения статистик $t_{\text{набл}}$, полученных коррелированием волновых характеристик а1- или а2-изображений двух типов болезней. Очевидно, что $t_{\text{набл}}=0$ при коррелировании волновых характеристик двух одинаковых множеств однотипных болезней. Два типа болезней разделяются с вероятностью $p>0,95$, если $t_{\text{набл}}>1,96$.

с вероятностью $p>0,95$ при решении задачи диагностики типа болезни глаза, сводится к изменению составов множеств в сравниваемых типах болезней. Это достигается путем исключения малых значений корреляций характеристик а1 или а2 диагностируемой болезни определенного типа с характеристиками множеств изображений того же типа болезни в первой части столбика корреляций или исключения больших значений корреляций во второй части столбика корреляций, вычисляемых при проверке статистической гипотезы о равенстве средних двух совокупностей. Результатом таких выборочных вычислений является то, что в таблице 3 во всех типах болезней выполняются условия: $t_{\text{набл}}>0,96$ с вероятностью $p>0,95$; все диагностируемые типы болезней разделяются друг от друга с вероятностью $p>0,95$.

В таблице 3 проявляется более высокая информативность использования а2-характеристик изображений по сравнению с использованием а1-волн при решении задачи разделения типов болезней.

Таким образом, уверенное статистическое решение задачи диагностики типа болезни с вероятностью $p = 0,95$, в частности типа болезни глаза с максимальным средним в типе, сводится к распознаванию типа болезни с использованием одного или нескольких однотипных изображений в типах болезней с последующим уточнением результата проверкой гипотезы о равенстве двух совокупностей путем оптимизации составов типов болезней.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ И ВЫВОДЫ

1. Проведено исследование с целью автоматизированной диагностики типов болезней глаза человека с использованием вейвлетных фазо-частотных и фазо-пространственных а1- и а2-волн множеств видеообразов дна глаза известных типов болезней, которое укладывается в рамки использования квантовой технологии высокочувствительного к изменениям кванто-корреляционного сенсора. При этом детали видеообразов, временные ряды, «кванты информации», с использованием двух видов вейвлетных преобразований dwt2 и cwt, а также операций усреднений матриц вейвлет-коэффициентов, выходов cwt-преобразований по столбцам и строкам преобразуются в многоканальные вейвлетные волновые функции а1 и а2 по числу задаваемых исследователем каналов в вейвлет-преобразовании, отличающиеся друг от друга.

2. В рамках использования вейвлетных а1- и а2-волн видеообразов дна глаза решена задача надежной автоматизированной диагностики типов болезней глаза человека, состоящая в решении двух взаимосвязанных подзадач: а) локализация главного максимума матрицы корреляций а1- или а2-характеристик диагностируемой болезни с соответствующими характеристиками множеств изображений всех известных типов болезней. При этом как входные данные коррелятора используются характеристики диагностируемой болезни и характеристики двух или более изображений, типы болезней которых совпадают; понижение уровня помех при локализации максимального среднего значения в столбике корреляций однотипных болезней достигается элиминацией минимальных значений матрицы корреляций; б) надежное разделение двух типов болезней достигается путем последовательной проверки статистической гипотезы о равенстве средних двух совокупностей диагностируемой болезни с множествами характеристик изображений других типов болезней, максимизацией наблюдаемого значения критерия $t_{\text{набл}}$, удовлетворяющего условию $t_{\text{набл}} > 1,96$ с вероятностью $p=0,95$ путем элиминации части коэффициентов корреляции в столбике корреляций характеристик изображений в сравниваемых типах болезней, состоящем из двух частей; оптимизации составов изображений в типах болезней.

3. Установлены корреляционные связи между типами болезней, обусловленных общностью свойств структур тканей органа зрения, на которых развиваются типы болезней глаза, а также их происхождением. Такие связи устанавливаются коррелированием

матрицы, сформированной из таблицы средних значений mean корреляций а1-, а2-волн входных данных с диагностируемыми типами болезней с а1-, а2-характеристиками множеств изображений известных типов болезней глаза. При этом проявляются однотипные отклики в типах болезней: в норме, при аномалии, сосудистой патологии (SOS), воспалительных заболеваниях сетчатки и хориоидей (Vospaleny), абиотрофии сетчатки (Abiotrofy), патологии зрительного нерва (Pat.Zrit.nerv) и изменениях при лазерном лечении сосудистых патологий (Lazrnay) на входящие воздействия. Они отличаются от откликов ангиоматозов сетчатки и патологий макулярной области глаза, имеющих наследственное, генетическое происхождение. Отличаются между собой отклики болезней генетического происхождения и патологий в макулярной области.

4. Реализована и подтверждена гипотеза де Бройля об универсальном характере корпускулярно-волновой природы материи в макро- и микромире на примере автоматизированной системы диагностики заболеваний глаза, основанной на базе видеообразов глазного дна при различных патологиях. Данный подход позволяет использовать накопленные знания и компетенции высококвалифицированных врачей. Эффективность системы определяется мощностью множества диагностируемых типов заболеваний, степенью их детализации и широтой спектральных характеристик, используемых данных.

Выражаю благодарность Полищуку Юрию Михайловичу за обсуждение темы исследований.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Алексеев, В. И. Исследование изменений глобального климата как сложной системы с использованием вейвлетных фазо-частотных функций, фазо-частотных и фазо-временных характеристик гелиокосмических и климатических переменных. Часть 1 / В. И. Алексеев // Известия Томского политехнического университета. Инжиниринг георесурсов. – 2020. – № 331 (7). – С. 238–250.
2. Алексеев, В. И. Прогнозирование изменений климатической системы Земли по инструментальным измерениям и палеоданным в фазо-временной области, согласованных с изменениями барицентрических движений Солнца. Часть 2 / В. И. Алексеев // Вестник Югорского государственного университета. – 2025. – Т. 21, № 1. – С. 48–62. – EDN ITTQWP.
3. Баврина, А. П. Современные правила применения корреляционного анализа / А. П. Баврина, И. Б. Борисов // Биофизика. – 2021. – № 3 (68). – С. 70–78. – URL:

- <https://cyberleninka.ru/article/n/sovremennoye-pravila-primeneniya-korrelatsionnogo-analiza/viewer> (дата обращения: 12.02.2025).
4. Гонсалес, Р. Цифровая обработка изображений / Р. Гонсалес, Р. Вудс. – Издание 3-е, исправленное и дополненное. – Москва : Техносфера, 2019. – 1104 с.
 5. Девять преград на пути искусственного интеллекта в медицине // Supermed. – URL: <https://supermed.pro/9-obstacle.html?ysclid=lvnv85pwbu716453578> (дата обращения: 12.02.2025).
 6. Дьяконов, В. П. Вейвлеты. От теории к практике / В. П. Дьяконов. – Москва : Солон-Пресс, 2010. – 400 с.
 7. Кацнельсон, Л. А. Клинический атлас патологии глазного дна / Л. А. Кацнельсон, В. С. Лысенко, Т. И. Балишанская. – Москва : ГЭТАР-Медиа, 2013. – 268 с. – URL: <https://e-library.sammu.uz/uploads/books/Rus%20tilidagi%20adabiyotlar/Гигиена/клиническая%20атлас.pdf> (дата обращения: 12.02.2025).
 8. Киберфотоника / под ред. В. А. Сойфера. – Самара : Новая техника, 2025. – 248 с.
 9. Кошечкин, К. А. Регулирование искусственного интеллекта в медицине / К. А. Кошечкин // Пациентоориентированная медицина и фармация. – 2023. – № 1 (1). – С. 32–40.
 10. Кремер Н. Ш. Теория вероятностей и математическая статистика: учебник и практикум для вузов. – М. : Юрайт, 2024. – 538 с. – Текст: непосредственный.
 11. Мартинсон, Л. К. Квантовая физика / Л. К. Мартинсон, Е. В. Смирнов // Фундаментальные науки. – URL: <http://fn.bmstu.ru/data-physics/library/physbook/tom5/front.html> (дата обращения: 12.02.2025).
 12. Ситникова, П. С. Перспективы применения квантовых технологий в диагностике заболеваний // П. С. Ситникова, А. Е. Чепкасова // Студенческий научный форум – 2023. – URL: <https://scienceforum.ru/2023/article/2018032304> (дата обращения: 12.02.2025).
 13. Федоров, А. К. Квантовые технологии: от научных открытий к новым приложениям / А. К. Федоров // Фотоника. – 2019. – Т. 13, № 6. – С. 574–583.
 14. Физические основы визуализации медицинских изображений: учебное пособие / В. В. Войтин, А. А. Курдяйко [и др.]. – Уфа : ФГБОУ ВО БГМУ Минздрава России, 2022. – 143 с.
 15. Хименко, В. И. Случайные данные: модели, структура и анализ / В. И. Хименко. – Москва : Техносфера, 2024. – 576 с.
 16. Эткин, В. О волновой природе материи / В. Эткин // Европейская академия естественных наук. – URL: <http://etkin.iri-as.org/volna.pdf> (дата обращения: 12.02.2025).