

для проведения экстракорпорального очищения крови у пациентов с печеночной недостаточностью методами альбуминовой и цитозольной детоксикации. Дальнейшее проведение НИОКР и клинических исследований позволит расширить показания для применения аппарата и рекомендовать его для экстракорпорального очищения крови в специализированных медицинских учреждениях с целью замещения функции пораженной печени и нормализации обменных процессов при интоксикациях различного генеза.

Список литературы:

1. Писаревский А.А., Онищенко Н.А., Перминова З.А. Аппарат для детоксикации крови при критических состояниях больных // Медицинская техника. 1995. № 4. С. 14-18.
2. Chamuleau R.A. Future of bioartificial liver support // World J. Gastrointest. Surg. 2009. № 1. PP. 21-25.
3. Рябинин В.Е., Полевицкова Е.Е., Пушкарев С.А., Попков П.Н., Куренков Е.Л., Стасюк А.А., Дубасов А.Ю., Мухаметжанова Р.И. Изучение возможности использования цитозоля печени свиней в качестве биоматериала для экстракорпоральной детоксикации при печеночной недостаточности // Фундаментальные исследования. 2013. № 10. Ч. 1. С. 125-129.
4. Третьяков Б.В. Альбуминопосредованный метод гемодиализации – система MARS в лечении печеночной недостаточности // Российский журнал гастроэнтерологии, гепатологии, колопроктологии. 2001. № 4. С. 17-21.
5. Hessel F.P., Bramlage P., Wasem J., Mitzner S.R. Cost-effectiveness of the artificial liver support system MARS in patients with acute-on-chronic liver failure // Eur. J. Gastroenterol. Hepatol. 2010. Vol. 22. № 2. PP. 213-220.

6. Рябинин В.Е., Супрун В.И., Ткачев С.И. Использование искусственных систем жизнеобеспечения и клеточных технологий при лечении заболеваний печени. – Челябинск, 2007. 131 с.
7. Габриэлян Н.И., Липатова В.И. Опыт использования показателя средних молекул в крови для диагностики нефрологических заболеваний у детей // Лабораторное дело. 1984. № 3. С. 138-140.
8. Белкин А.Л., Осадчая Л.П. Определение концентрации амиака в небольших количествах крови // Лабораторное дело. 1977. № 3. С. 177.
9. Коренман И.М. Фотометрический анализ. Методы определения органических соединений. – М.: Изд-во «Химия», 1970. С. 343.
10. Падалко В.И., Леонова И.С., Козлова Е.В. Влияние 2,4-динитрофенола на интенсивность окислительных процессов в печени крыс в длительном эксперименте // Успехи геронтологии. 2010. № 1. С. 98-103.

Вячеслав Евгеньевич Рябинин,
д-р биол. наук, профессор,
Елена Евгеньевна Полевицкова,
ст. преподаватель,
кафедра биохимии,

ГБОУ ВПО «Южно-Уральский государственный
медицинский университет» Минздрава РФ,
г. Челябинск,

Владимир Иванович Супрун,
директор,

Александр Павлович Егоров,
ведущий конструктор,

ООО «Миасский завод медицинского оборудования»,
Челябинская область, г. Миасс,
e-mail: cct49@mail.ru

Ю.А. Ротц, В.М. Мусалимов

Оценка динамической остроты зрения с помощью высокоскоростной видеосъемки движения глаз

Аннотация

Разработан новый метод оценки динамической остроты зрения (ДОЗ). Реализован подход к определению величины ДОЗ на основе расчета времени движения зрачка по координатной сетке. Измерена ДОЗ у группы испытуемых. Разработана методика расчета величины ДОЗ.

Введение

Статическая острота зрения (СОЗ) – способность различать детали неподвижных объектов. Динамическая острота зрения – способность различать детали движущихся объектов [1].

Существует проблема оценки динамической остроты зрения, являющейся ценным показателем квалификации лиц, связанных с восприятием движущихся предметов (водителя, летчика, космонавта и др.). Разработка методов оценки ДОЗ необходима для оценки профессиональной пригодности, скорости реакции, адаптационных возможностей человека, оптимизации зрительной работы, коррекции зрения в условиях активного развития техники.

Широкое применение методов определения ДОЗ сдерживается отсутствием специального оборудования, стандартизированных методов исследования, нормативных показателей ДОЗ, недостаточной осведомленностью об

этом показателе зрения врачей и другими причинами. Остаются недостаточно изученными механизмы мозга, отвечающие за ДОЗ.

Величину ДОЗ выражают показателями предельной скорости движения – градус в секунду и минимальное время предъявления объекта, при которых испытуемый способен различать его детали.

Целью рассматриваемой работы является разработка нового способа оценки ДОЗ и средства для его реализации, получение опытных данных о ДОЗ.

Средства оценки ДОЗ

В 2005 году А.И. Кубарко и И.В. Лукашевич применили свой способ определения ДОЗ [2]. Принцип эксперимента: после адаптации зрения к темноте испытуемым предлагалось распознать направление дефекта кольца Ландольта во время его движения по темному экрану монитора. Для исследования скорости обработки зрительных сигналов оценивался минимальный временной

интервал между предъявлением двух визуальных стимулов, достаточный для различения последовательности их презентации на экране. Среднее значение ДОЗ – 90 мс.

На основе патента РФ 2462174 авторами реализован опытный образец прибора для определения ДОЗ (рис. 1), позволяющий повысить точность измерения ДОЗ за счет использования непрерывно движущихся оптоотипов.

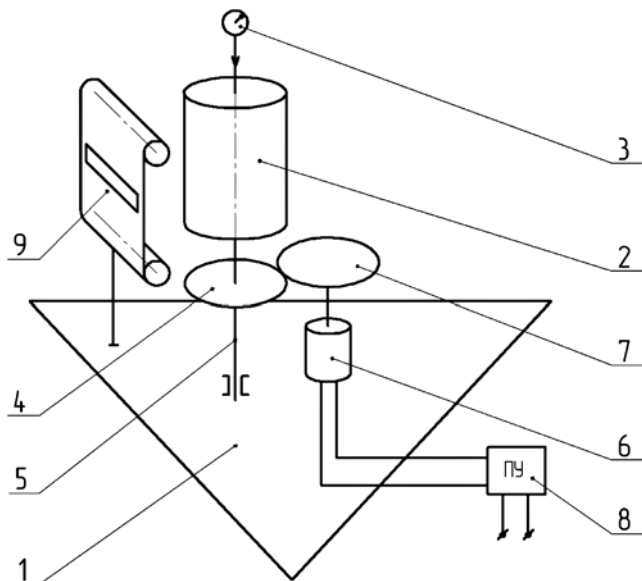


Рис. 1. Схема устройства для измерения динамической остроты зрения: 1 – горизонтальное основание; 2 – цилиндр с таблицей оптоотипов на внешней поверхности; 3 – датчик угловой скорости; 4 – элемент передачи вращения; 5 – вертикальная ось; 6 – электродвигатель; 7 – элемент передачи вращения; 8 – пульт управления (компьютер); 9 – маска (непрозрачная гибкая пластина шириной не менее диаметра цилиндра 2, закрепленная на двух роликах и содержащая горизонтальную щель, которая может перемещаться по вертикали за счет наматывания материала пластины на ролики)

Принцип получения данных: цилиндр с таблицей оптоотипов приводится во вращение с постепенно увеличивающейся скоростью до момента, когда оптоотипы выбранной линии станут для испытуемого неподвижными. Регистрируется соответствующая этому моменту угловая скорость вращения, и рассчитывается время перемещения оптоотипа выбранной линии на следующую позицию, соответствующее времени перемещения на величину, равную двойной стороне оптоотипа-квадрата:

$$t = \frac{2 \cdot a}{r \cdot \omega},$$

где t – время (искомое значение) ДОЗ; a – сторона квадрата-оптоотипа; r – радиус цилиндра; ω – текущая скорость вращения цилиндра [3]-[6].

С применением прибора измерена ДОЗ у 42 человек в возрасте 21-55 лет (средний возраст – 31 год). Получено среднее значение ДОЗ, равное 22,03 мс.

Оборудование

Структурная схема измерительной установки для реализации нового метода представлена на рис. 2.

Устройство включает в себя шаблон для бесконтактных измерений с отверстием круглой формы 1, жестко соединенный с фиксатором головы (на рисунке не показан), размещаемый в одной плоскости с глазом испытуемого и сопряженный с регистрирующим устройством 2; регистрирующее устройство 2, выполненное в виде вы-

сокоскоростной видеокамеры, размещаемой на зрительной оси испытуемого, которую задают, закрепляя положение головы испытуемого с помощью фиксатора, и подключенной к блоку управления и обработки информации 3 (компьютер с пакетом прикладных программ MATLAB и программой обработки изображений Osprey) через преобразователь сигналов 4, запоминающий и обрабатывающий каждый кадр видеоряда в цифровой форме (по пикселям); блок предъявления оптоотипов 5, выполненный в виде двух мониторов, расположенных на одинаковых угловых расстояниях α относительно оптической оси высокоскоростной видеокамеры 2, подключенный к блоку управления и обработки информации 3. Управление работой устройства осуществляется оператором с помощью блока управления 3.

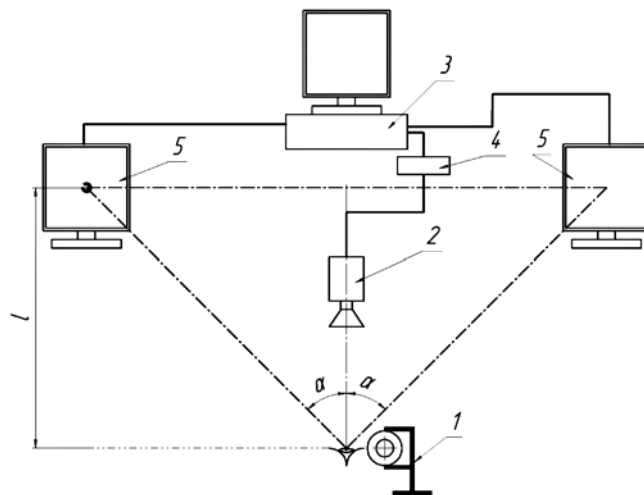


Рис. 2. Установка для оценки ДОЗ: 1 – шаблон; 2 – высокоскоростной видеорегистратор; 3 – устройство управления и вычислений; 4 – фреймграббер; 5 – боковые мониторы

Условия эксперимента

Испытуемый усаживается перед высокоскоростной камерой. Голова его фиксируется в строго заданном положении. Соблюдается постоянное расстояние от глаз до объектива.

Расстояние от видеорегистрируемого глаза до объектива камеры (точки фиксации взгляда) $l = 300$ мм; до центра боковых экранов $L = 1,118$ м.

Скорость видеосъемки: 90 кадр/с; разрешение кадров: 1280×1024 пикселей. Начало видеозаписи синхронизировано с началом теста.

Размер отверстия шаблона соизмерим с диаметром радужной оболочки глаза: $d = 14$ мм. Масштабирование кадров выполняется по изображению шаблона.

Величина оптоотипа подбирается аналогично толщине колец Ландольта, используемым в классических таблицах для определения статической остроты зрения, с погрешностью 5 % [7]. Для выбранного расстояния от глаза до оптоотипа расчетная величина оптоотипа 2,32 мм.

Эксперимент проводился в хорошо освещенном помещении (не менее 500 лк) для обеспечения получения четких высококонтрастных снимков.

Так как степень утомленности влияет на величину ДОЗ, испытания проводились с людьми, не подвергавшимися предварительной физической нагрузке. Испытания проводились в дневное время, так как время суток может повлиять на результат эксперимента (ввиду психофизиологических особенностей индивида).

Измерение

Были обследованы 9 испытуемых (10 измерений для каждого). Для последующей настройки параметров программы Osprey [8] была получена серия калибровочных снимков (рис. 3). Рядом с глазом испытуемого закрепляли шаблон таким образом, чтобы в кадре отверстие имело форму круга.

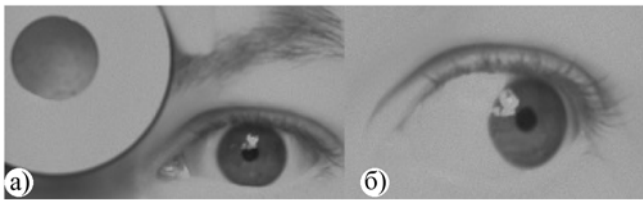


Рис. 3. Динамика взгляда:
а) исходное положение; б) взгляд на оптотип

После калибровки испытуемому предлагали выполнить следующее задание: не моргая смотреть в объектив видеокамеры, после команды к началу измерений посмотреть и распознать оптотип, предъявляемый на экране одного из двух боковых мониторов одновременно с командой и началом видеозаписи, после распознавания оптотипа снова перевести взгляд на объектив видеокамеры.

Объективными способами оценки зрения считаются способы, позволяющие исключить симуляцию состояния зрения.

Описанный способ является объективным, поскольку после выполнения задания анализируется правильность ответов касательно оптотипа, и при неправильных ответах результаты эксперимента отбраковываются.

При правильном распознавании оптотипа серия снимков подлежит дальнейшей обработке программой для определения координат местоположения зрачка. Образцы снимков взгляда в динамике показаны на рис. 3, где вид слева отражает исходное положение взгляда, а справа мы видим взгляд, перемещенный на оптотип.

Расчет величины ДОЗ

Изображения обрабатывались в программе Osprey, позволяющей на изображении в формате .bmp распознавать и измерять несложные геометрические объекты, определять линейные и угловые размеры, формировать массивы данных измерений и т. п.

Отклонение координаты x от исходного положения (мкм)

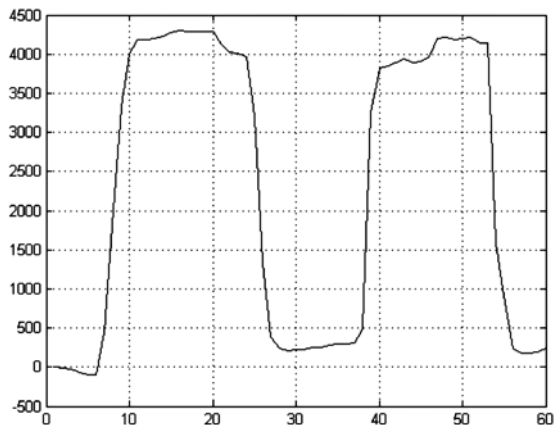


Рис. 4. Определение координаты x ЦЗ на серии из 60 кадров

По итогам измерений были сформированы массивы значений положения центра зрачка (ЦЗ) при перемещении по определенной тестом траектории. В качестве дополнительной информации были получены массивы радиуса радужной оболочки, отклонения формы и др. Массивы были статистически обработаны в среде MATLAB. Массив значений координаты x ЦЗ графически представлен на рис. 4.

Оценка отклонения взгляда

На раскадрованном видеоряде, характеризующем траекторию движения центра зрачка, соответствующую правильной идентификации оптотипа, определяли положение центра шаблона на кадре и принимали его за начало координат. Вычисляли коэффициент масштаба изображения после измерения диаметра шаблона на кадре по формуле

$$k = \frac{d_p}{d_k},$$

где k – коэффициент масштаба; d_p – реальный диаметр шаблона; d_k – диаметр шаблона на кадре. Было получено значение коэффициента масштаба $k = 1,24$.

После калибровки масштаб по умолчанию применялся для всех остальных изображений. Определяли координату положения центра зрачка на каждом кадре относительно начала координат и формировали массив X значений координат центра зрачка на каждом кадре, вычисляли для каждого кадра отклонение координаты зрачка относительно первого кадра Δx_n по формуле

$$\Delta x_n = k \cdot [x_0 + (x_n - x_1)],$$

где k – коэффициент масштаба; x_0 – начало координат (координата центра шаблона); x_1 – координата зрачка на первом кадре; x_n – координата зрачка на каждом последующем кадре; $n = 1, 2, \dots$ – номер каждого последующего кадра.

Таким образом были сформированы массивы значений положения центра при перемещении по определенной тестом траектории. В качестве дополнительной информации были получены массивы радиуса радужной оболочки, отклонения формы и др.

Далее определяли максимальное перемещение центра зрачка Δx_{\max} , соответствующее максимальному элементу массива отклонений положения зрачка ΔX , определяли «окрестность» исходного положения центра зрачка, равную 15 % от Δx_{\max} .

Оценка времени перемещения зрачка

Измеряли время перемещения центра зрачка, привязанное к координатной сетке, формировали массив T значений времени, каждый элемент которого имеет соответствие элементу массива X ; по массиву отклонений положения зрачка ΔX определяли номер элемента n_ϵ массива X , соответствующего последнему кадру, на котором отклонение положения зрачка Δx находится в области ϵ от x_0 : $\Delta x \leq x_0 \pm \epsilon$. Авторами было получено среднее значение $n_\epsilon = 16$. Находили соответствие этого элемента массива X элементу массива T , являющемуся значением времени, затраченного на перемещение центра зрачка из начальных координат на оптотип, распознавание оптотипа и возвращение в исходное положение. Это время соответствует величине ДОЗ.

Для реализации математического алгоритма была написана программа в MATLAB. Программа позволяет

вычислить число кадров, затраченных на перемещение взгляда из исходного положения на оптотип и обратно, число кадров задержки взгляда на опто типе и выдает номера значимых для исследования кадров.

По сопоставлению измеренных координат и времени сохранения кадра видеоряда можно судить о характеристике глазодвигательной функции (время движения взгляда и направление движения относительно исходного положения), скорости обработки визуальной информации (время задержки взгляда на опто типе). Число кадров до начала движения – 4...5 кадров (65 мс). Число кадров движения взгляда (характеристика глазодвигательной функции) – 3...5 кадров (32...50 мс). Задержка взгляда на опто типе (скорость обработки визуальной информации) – 13 кадров (175 мс). ДОЗ – сумма времени до начала движения, времени движения взгляда и времени задержки взгляда на опто типе: $t = t_{нач.} + t_{движ} + t_{зад} = 65 + 32 + 175$ мс.

По данным белорусских исследователей [2], средняя величина динамической остроты зрения у здорового человека составляет 90 мс.

По данным, полученным при помощи прибора для оценки ДОЗ, изготовленном авторами и испытанном на группе из 42 человек, средняя величина ДОЗ равна 24,85 мс [5].

Величина ДОЗ согласно методу видеорегистрации движений глаз равна 272 мс [9].

Количественно данные различаются, но качественно виды распределений экспериментальных данных совпадают, что подтверждено проверкой статистическими критериями согласия. Количественное согласование измеренной величины ДОЗ – задача отдельного исследования.

Анализ экспериментальных данных

В среде MATLAB была разработана программа для расчета основных параметров распределений и проверки соответствия экспериментального распределения наиболее распространенным законам распределения по принципу максимального правдоподобия, а также проверки гипотезы критерием Колмогорова-Смирнова. Для

расчета использовались смещенные оценки распределения. Результаты работы программы (рис. 5):

$$x_{min} = 263,392; x_{max} = 296,468;$$

выборочное математическое ожидание $Mx = 272,483$;

дисперсия $Dx = 57,693$;

среднеквадратичное отклонение $Sx = 7,595$;

асимметрия $Ax = 1,218$; эксцесс $Ex = 1,258$;

число интервалов $k = 6$; ширина интервала $h = 5,512$.

Параметры различных распределений по принципу максимального правдоподобия:

двойное экспоненциальное распределение: $\mu = 13,201$; $\mu = 9,154$;

экспоненциальное распределение: $\mu = 9,09$;

нормальное распределение: $\mu = 9,09$; $\sigma = 7,5$;

равномерное распределение: $a = 0,001$; $b = 33,075$;

распределение Рэлея: $A = 8,333$;

по критерию согласия Колмогорова: лучше всего подходит распределение Вейбулла ($A = 9,221$; $B = 1,044$) с критическим уровнем значимости 0,847.

Заключение

Разработан новый способ оценки динамической остроты зрения.

Разработана измерительная установка для реализации способа, которая позволяет проводить высокоскоростную съемку движений зрачков.

Реализован подход к определению величины ДОЗ на основе расчета времени движения зрачка, исходя из анализа координат его перемещения.

Получено среднее значение ДОЗ, равное 272 мс.

Гипотеза о распределении ДОЗ по закону Вейбулла подтверждена проверкой статистическими критериями. Это позволяет моделировать распределение ДОЗ по закону Вейбулла и корректно проводить оценку ДОЗ.

Список литературы:

1. Офтальмология [электронный ресурс]. Медицинский портал Glazamed.ru, информационно-справочный ресурс / <http://glazamed.ru/oftalmologiya/>.

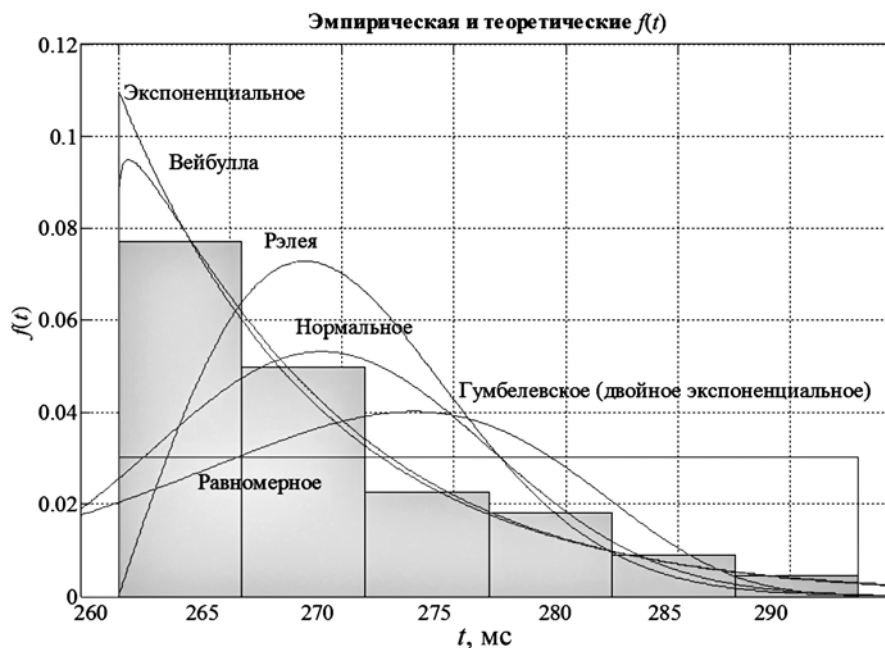


Рис. 5. Подбор оптимального аппроксимирующего закона

2. Кубарко А.И., Лукашевич И.В. Анализ механизмов динамической остроты зрения // Медицинский журнал. 2007. 19. № 1. 8 с. / <http://www.bsmu.by/files/publikacii/fiziologiya/analiz.pdf>.
3. Ротц Ю.А., Мусалимов В.М. Экспериментальная оценка динамической остроты зрения (ДОЗ) / Труды VII Международной конференции молодых ученых и специалистов «Оптика-2011». – СПб: СПбГУИТМО, 2011.
4. Ротц Ю.А. Проблема экспериментальной оценки динамической остроты зрения (ДОЗ) // Сборник материалов XI Международной научно-практической конференции «Неделя науки СПбГПУ». Санкт-Петербург, 2011.
5. Ротц Ю.А. Методика и технология оценки динамической остроты зрения // Приборостроение. 2012. № 6. С. 63-66.
6. Воронцов Е.А., Мусалимов В.М., Саенко А.П. Способ определения динамической остроты зрения и устройство для его осуществления / Патент 2462174 РФ: МКП7 А61В3/032.
7. ISO 8596 Оптика и оптические приборы. Проверка остроты зрения. Стандартный оплотип и его предъявление.
8. Польше Г.А. Повышение точности систем бесконтактных оптических измерений / Автореферат канд. тех. наук. – СПб., 2011. 22 с.
9. Ротц Ю.А. Система оценки динамической остроты зрения / Сборник трудов участников V сессии научной школы «Проблемы механики и точности в приборостроении» / Под ред. В.М. Мусалимова. – СПб., 2012. С. 305-306.

Юлия Андреевна Ротц,
аспирант,
кафедра мехатроники,
Виктор Михайлович Мусалимов,
д-р техн. наук, профессор,
Санкт-Петербургский национальный исследовательский
университет информационных технологий,
механики и оптики,
г. С.-Петербург,
e-mail: leadensky@yandex.ru

М.Б. Путрик, Ю.Э. Лаврентьева, И.Н. Анцыгин

Автоматизированное распознавание зон патологической резорбции в челюстных костях человека по данным компьютерной томографии

Аннотация

В статье представлены результаты исследования реализации способа автоматического распознавания участков патологической резорбции внутри изображения челюстной кости. Критерий наличия патологической резорбции внутри кости сформулирован на основании проведенного статистического исследования. Метод поиска патологической резорбции описан последовательностью алгоритмических шагов.

Введение

При анализе результатов обследования челюстно-лицевой области, выполненного методом компьютерной томографии, объективная идентификация патологической резорбции костной ткани, проявляющаяся в локальном уменьшении плотности костной ткани челюстных костей, имеет важное значение. На рентгеновском изображении подобные области проявляются локальным дефектом участка челюстной кости [1].

В подавляющем большинстве случаев определение патологии врачом-стоматологом происходит на основе визуального анализа (т. е. «на глаз»), без использования инструмента программного обеспечения, позволяющего отобразить значение яркости (либо значение единицы Хаунсфилда) пиксела, принадлежащего области потемнения. При этом, как правило, кортикальная пластинка исключается из зоны интереса (если речь не идет о патологиях, при которых происходит разрушение кортикальной пластинки), а основное внимание уделяется анализу губчатого вещества кости. Ключевым критерием, на основании которого делается вывод о наличии патологической резорбции, является присутствие локального потемнения костной ткани губчатого вещества *на фоне* остального изображения челюстной кости.

Необходимо подчеркнуть, что глаз человека способен одновременно различать не более 900 различных градаций серого цвета [2], в то время как число градаций серого цвета для изображения, полученного на компьютерном томографе, составляет 4096. Идентификация данной патологии осложняется тем, что здоровая костная ткань имеет неоднородную структуру, плотность и распределение яркости пикселей [3].

Цель рассматриваемой работы – разработка способа объективной идентификации патологической резорбции костной ткани челюстных костей человека [4]. Для реализации указанной цели были поставлены и решены следующие задачи:

- 1) разработан метод выделения изображения *губчатого вещества* челюстных костей;
- 2) определен критерий наличия патологической резорбции в челюстных костях на основании проведенного статистического исследования результатов обследований челюстно-лицевой области пациентов различных возрастных и половых групп;
- 3) реализован алгоритм программы поиска патологической резорбции в челюстных костях человека [5].

Материалы и методы

Результат обследования челюстно-лицевой области, выполненного методом компьютерной томографии, является наиболее информативным для врача-стоматолога, так как возможно построение сечения исследуемого объема любой плоскостью.

В рассматриваемой работе использовался компьютерный томограф с коническим лучом «GALILEOS» (производство «Sirona GmbH», Германия). Этот тип компьютерных томографов разработан с учетом особенностей практики врачей-стоматологов. Основными преимуществами данного аппарата являются: высокое разрешение изображений с размером воксела 0,3x0,3x0,3 мм и низкая лучевая нагрузка на пациента в сравнении со спиральным компьютерным томографом. Яркость пикселей изображений, полученных на компьютерном томографе с коническим лучом, привязки к единицам Хаунсфилда [6] не имеет [7] и измеряется в относительных единицах.

Полученные изображения могут быть подвергнуты обработке с целью улучшения их качества и дальнейшего анализа. Рассмотрим фильтры Гаусса [8] и Кэнни [9]. Фильтр Гаусса является сглаживающим фильтром и применяется к изображению для повышения уровня сигнал/шум. После применения данного фильтра изображение выглядит «размытым». Приме-