

19. Герзанич, С. О. Тироїдна патологія вагітних в умовах зобної ендемії [Текст] / С. О. Герзанич // Педіатрія акушерство та гінекологія. – 2011. – Т. 73, № 4. – С. 192–195.
20. Parsaye, K. OLAP and Data Mining: Bridging the Gap [Text] / K. Parsaye // Database Programming and Design. – 1997. – Vol. 2. – P. 36–42.
21. Файнзильберг, Л. С. Математические методы оценки полезности диагностических признаков [Текст]: монография / Л. С. Файнзильберг. – К.: «Освите України», 2010. – 152 с.
22. Блюмин, С. Л. Модели и методы принятия решений в условиях неопределенности [Текст] / С. Л. Блюмин, И. А. Шуйкова. – Липецк: ЛЭГИ, 2001. – 138 с.
23. Миронюк, І. С. Застосування інформаційних технологій для вирішення задачі оцінки чисельності представників груп високого ризику інфікування ВІЛ [Текст] / І. С. Миронюк, О. Ю. Мулеса // Вісник соціальної гігієни та організації охорони здоров'я України. Науково-практичний журнал. – 2013. – № 3 (57)/2013. – С. 55–63.
24. Мулеса, О. Ю. Послідовний аналіз варіантів в нечітких задачах кластеризації та ідентифікації [Текст] / О. Ю. Мулеса // Вісник Київського національного університету імені Тараса Шевченка. Серія фізико-математичні науки. – 2013. – Вип. 2. – С. 205–209.

*Розглянуті шумопригнічуючі і згладжуючі фільтри. Досліджені результати їх роботи на томографічних знімках. Розібрані особливості диференціальних операторів першого і другого порядків. Проаналізовані алгоритми виявлення границь за допомогою диференціальних операторів, а також метод Канні. Встановлені впливи застосувань операцій морфології Серра на інформативність медичних зображень. Визначено алгоритм виявлення морфологічних ознак патологій черепно-лицевої області за допомогою дзеркального відображення здорової сторони*

*Ключові слова: згладжуючі фільтри, диференціальні оператори, виділення границь, математична морфологія Серра*

*Рассмотрены шумоподавляющие и сглаживающие фильтры. Исследованы результаты их работы на томографических снимках. Разобраны особенности дифференциальных операторов первого и второго порядков. Проанализированы алгоритмы обнаружения границ с помощью дифференциальных операторов, а также метод Канни. Установлены влияния применений операций морфологии Серра на информативность медицинских изображений. Определен алгоритм обнаружения морфологических признаков патологий черепно-лицевой области с помощью зеркального отражения здоровой стороны*

*Ключевые слова: сглаживающие фильтры, дифференциальные операторы, выделение границ, математическая морфология Серра*

УДК 004.932.4:001.891.57:617.51

DOI: 10.15587/1729-4061.2015.43334

## МЕТОДЫ ОБРАБОТКИ МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ ПАТОЛОГИЙ ЧЕРЕПНО-ЛИЦЕВОЙ ОБЛАСТИ

**О. С. Шкурат\***

E-mail: shkurat.ksusha@gmail.com

**А. В. Соломин**

Кандидат  
физико-математических наук, доцент\*

E-mail: andr-sol@i.ua

\*Кафедра биобезопасности  
и здоровья человека

Национальный технический университет Украины  
«Киевский политехнический институт»  
пр. Победы, 37, г. Киев, Украина, 3056

### 1. Введение

Современный уровень медицинского исследования черепно-лицевой хирургии позволяет заглянуть внутрь объекта, тем самым диагностировать различные патологии на разных стадиях. К таким видам исследований относится мультиспиральная компьютерная томография (МСКТ). Она позволяет получить набор томографических срезов в трех плоскостях, с помощью которых можно получать трехмерные имитационные модели объектов для детального исследования [1].

В рассмотренном случае основную информацию о состоянии исследуемого объекта несет изображение. На сегодняшний день вопрос о методах обработки и анализа медицинских изображений является актуальным и важным в связи с применением к различным этапам диагностики современной вычислительной техники.

Учитывая особенности медицинских снимков, необходимо разработать комплекс методов, позволяющих выделить объективную (создается путем регистрации аппаратными средствами) информацию,

проанализировать полученную информацию и предоставить достаточно точный результат исследования.

---

## 2. Анализ литературных данных и постановка проблемы

---

При регистрации биологических параметров неизбежно возникают помехи различной природы. Причинами искажений являются диагностические приборы, а также каналы передачи информации и даже небольшие движения исследуемого объекта. Поэтому первоначальным этапом обработки изображения является фильтрация, позволяющая максимально очистить снимок от шума. Важность этого этапа работы подтверждается научной литературой, рассматривающая цифровую обработку цветных и серошальных изображений, в том числе фильтрацию рентгеновских изображений [2], снимков ультразвукового и магнитно-резонансного исследования [3]. Был предложен алгоритм избавления от белого шума, использующий комбинацию вейвлет преобразования и медианной фильтрации [4], а также метод линейного увеличения порога [5]. Проведенная оценка различных методов фильтрации говорит об удовлетворительном результате применения пространственной фильтрации для цифровых изображений [6]. Анализ литературы показывает, что в изображении часто встречается аддитивный гауссовский шум. Методы линейной фильтрации показывают неплохие результаты подавления таких помех [2]. Однако существует вероятность наличия других видов шума [7, 8].

Одним из важных методов обработки медицинских изображений является выделения границ объекта. Существует алгоритм выделения границ с помощью различных градиентных операторов. Среди них оператор Мара, использующий комбинацию фильтров Гаусса и Лапласа [9]. Известны работы по реконструкции изображений лица, применяющие этот оператор для выделения границ [10]. Также используются операторы Робертса, Превитта и Собеля. Проведена визуальная оценка качества работы этих операторов на серошальных изображениях снимках [11]. Отдельно рассматривается алгоритм выделения границ Канни, который включает фильтр Превитта, а также подавление «ложных» максимумов, пороговую фильтрацию, трассировку области [12]. В результате применения всегда получаем непрерывную границу объекта исследования [13]. Применение алгоритма Канни предполагает временные затраты для настройки детектора границ, поэтому была предложена модификация алгоритма, использующая данные гистограммной обработки снимка [14], а для лучшего определения границ объекта расчет градиента, опираясь на восемь соседних пикселей [15]. Однако вопрос о выборе того или иного оператора для решения конкретных прикладных задач выделения границ остается открытым.

При анализе изображения, операции математической морфологии Серра рассматривают некое пространство, элементами которого являются целые изображения [16]. Существуют разработанные методы подавления шума с использованием данных операций [17]. Математическая морфология эффективно показала себя на бинарных изображениях, для распозна-

вания номеров [18], а также компонент картографических объектов [19].

Для обнаружения патологии в черепно-лицевой хирургии применяются различные подходы. В одном из них предлагается автоматический метод, позволяющий визуализировать и анализировать в трех измерениях форму двух черепов [20]. Однако один и тот же вид патологии может иметь разные морфологические характеристики, и сравнение двух черепов становится некорректным. Другой метод использует операции зеркального отражения здоровой стороны [21].

Следует учесть, что медицинские изображения в отличие от других имеют особенности. При реализации различных методов обработки изображений существует вероятность удаления данных, которые необходимы для принятия решения специалистом. Поэтому результат действия различных алгоритмов обработки медицинских изображений, не искажающих основную и необходимую информацию для выявления патологий в черепно-лицевой хирургии, обуславливает необходимость исследования в этом направлении.

---

## 3. Цель и задачи исследования

---

Проведенные исследования поставили цель – установить алгоритм исследования томографических снимков для определения и трехмерной визуализации морфологических характеристик патологий в черепно-лицевой области, не искажая при этом основную информацию про объект.

Для достижения поставленной цели решались следующие задачи:

- определить максимально эффективные шумоподавляющие фильтры;
- установить особенности работы операторов для выделения границ;
- определить возможность применения операций морфологии Серра для выделения наиболее информативных объектов.

---

## 4. Материалы и методы исследований работы алгоритмов обработки изображений

---

### 4. 1. Программное обеспечение для реализации методов обработки томографических срезов

Исследования проводились при помощи графической среды разработки LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) компании National Instruments. Наряду с универсальными средствами для моделирования измерительно-контрольных систем, National Instruments предлагает широкий спектр программных модулей. Среди них платформа машинного зрения NI Vision, с помощью которой проводились построения виртуальных приборов, которые реализовывали методы обработки медицинских изображений.

Методы обработки изображений подразумевают работу с растровыми изображениями, наименьшей единицей которого является пиксель. Он характеризуется интенсивностью или глубиной цвета. Снимки томографических срезов относятся к серошальным изображениям, распределение интенсивности пикселя относится к градации серого цвета. То есть, пиксель

может быть белый, черный или же иметь некоторый оттенок серого цвета (от 0 до 255).

Наборы томографических срезов реальных пациентов предоставила кафедра хирургической стоматологии и челюстно-лицевой хирургии Национального медицинского университета им. О. О. Богомольца.

#### 4. 2. Методы и алгоритмы обработки томографических срезов

Ослабление воздействия шума различной природы достигается путем применения операции «фильтрация». В общем случае под фильтрацией стоит понимать применение процедур, с помощью которых изображение избавляется от недостоверной (иногда неважной) информации. Процедура, входными данными для которой являются значения интенсивности геометрически центрального пикселя, его ближайших соседей, а также в некоторых случаях весовые коэффициенты маски, заключается в расчете значения новой интенсивности центрального пикселя. Существует различные виды фильтрации, однако для решения прикладной задачи обработки томографических срезов была рассмотрена медианная, «скользящее среднее в окне» и гауссовская фильтрация.

Нелинейная ранговая фильтрация заключается в упорядочивании по возрастанию интенсивности пикселей элементов апертуры. Апертурой называют область, которая определена центральным пикселем и его соседями. Ранговый фильтр порядка  $r$  ( $1 < r < N$ , где  $N$  – число элементов в апертуре) выбирает из полученного ряда элемент с номером  $r$  и присваивает его значение центральному пикселю. Медианным называется ранговый фильтр порядка:

$$r = \frac{N+1}{2}. \quad (1)$$

Линейная фильтрация изображения представляет собой вычисление линейной комбинации значений интенсивности пикселей со значениями весовых коэффициентов матрицы фильтра, которая называется также маской или ядром. Маска фильтра имеет вид:

$$\begin{array}{ccc} \text{Mask}[-1,-1] & \text{Mask}[-1,0] & \text{Mask}[-1,1] \\ \text{Mask}[0,-1] & \text{Mask}[0,0] & \text{Mask}[0,1], \\ \text{Mask}[1,-1] & \text{Mask}[1,0] & \text{Mask}[1,1] \end{array} \quad (2)$$

а соответствующий фрагмент входного изображения с центральным пикселем  $I(x,y)$  представляет:

$$\begin{array}{ccc} I(x-1,y-1) & I(x-1,y) & I(x-1,y+1) \\ I(x,y-1) & I(x,y) & I(x,y+1) \\ I(x+1,y-1) & I(x+1,y) & I(x+1,y+1) \end{array} \quad (3)$$

Результат фильтрации данного фильтра и фрагмента изображения описывается формулой:

$$I[x,y] = \sum_i \sum_j (I[x+i,y+j] \times \text{Mask}[x+i,y+j]), \quad (4)$$

$$i = -h\text{WinX} \dots h\text{WinX}, j = -h\text{WinY} \dots h\text{WinY},$$

где  $h\text{WinX} = \text{WinX} / 2, h\text{WinY} = \text{WinY} / 2$  – полуширина и полувысота окна фильтрации соответственно. Результат применения операции (4) называется сверткой изображения с маской  $\text{Mask}$ .

Простым видом фильтрации является «скользящее среднее в окне». Результатом фильтрации служит математическое ожидание, вычисленное по всем пикселям апертуры. Иными словами это свертка изображения с маской, все элементы которой равны:

$$\text{Mask}[x+i,y+j] = \frac{1}{N}, \quad (5)$$

где  $N$  – число элементов апертуры.

Другим видом линейной фильтрации является гауссовская фильтрация. Идея состоит в свертке изображения с маской, элементы которой распределены по нормальному закону. Следует отметить, что фильтрующие маски линейных фильтров имеют сумму равную 1, это условие нормировки.

Для решения задачи выделения контура объекта применяется алгоритм, который подразумевает нахождения модуля градиента. В цифровых изображениях эта задача решается с помощью применения дифференциальных операторов, где аналогом частных производных являются дискретные разницы.

Первые частные производные в точке  $I(x,y)$  изображения (3) оператор Превитта рассчитывает следующим образом:

$$G_x = (I(x+1,y-1) + I(x+1,y) + I(x+1,y+1)) - (I(x-1,y-1) + I(x-1,y) + I(x-1,y+1)), \quad (6)$$

$$G_y = (I(x-1,y+1) + I(x,y+1) + I(x+1,y+1)) - (I(x-1,y-1) + I(x,y-1) + I(x+1,y-1)). \quad (7)$$

Это операция эквивалентна свертке изображения с соответствующей маской. В результате операций (6-7) получаем составляющие градиента. Для его расчета и получения границ воспользовались формулой:

$$G = \sqrt{G_x^2 + G_y^2}. \quad (8)$$

Оператор Собеля достаточно похож на Превитта, отличие состоит в использовании весового коэффициента 2. Градиент рассчитывается по формуле (8), а первые частные производные при использовании оператора Собеля в точке  $I(x,y)$  изображения (3) имеют вид:

$$G_x = (I(x+1,y-1) + 2I(x+1,y) + I(x+1,y+1)) - (I(x-1,y-1) + 2I(x-1,y) + I(x-1,y+1)), \quad (9)$$

$$G_y = (I(x-1,y+1) + 2I(x,y+1) + I(x+1,y+1)) - (I(x-1,y-1) + 2I(x,y-1) + I(x+1,y-1)). \quad (10)$$

Градиент при использовании оператора Робертса также рассчитывается по формуле (8), однако использует при этом апертуру размером  $2 \times 2$ . Для точки  $I(x,y)$  изображения (3) первые частные производные имеют вид:

$$G_x = I(x+1,y+1) - I(x,y), \quad (11)$$

$$G_y = I(x+1,y) - I(x,y+1). \tag{12}$$

Для выделения перепадов яркости и тем самым определения границ объекта также применяются дифференциальные операторы второго порядка. Применение оператора Лапласа в точке  $I(x,y)$  изображения (3) имеют вид:

$$G' = 4I(x,y) - I(x-1,y) - I(x,y-1) - I(x,y+1) - I(x+1,y). \tag{13}$$

Следует отметить, что в отличие от дифференцируемых операторов первого порядка, оператор Лапласа – скалярная величина, что говорит о результате подчеркивания границ, а не нахождении их. Оператор Мара основан на свертке оператора Лапласа и фильтра Гаусса, поэтому еще его называют Лапласиан от фильтра Гауса.

Применения метода Канны для выделения границ включает в себя следующие этапы: сглаживание изображения фильтром Гаусса, нахождение границ изображения (оператор Собеля), установление направления и угла градиента в каждой точке, округление значения угла, определение является ли точка локальным максимумом в конкретном направлении, обработка изображения двумя порогами.

Математическая морфология Серра позволяет обрабатывать изображения с учетом формы и размера находящихся объектов на изображении. Базовыми операциями математической морфологии являются дилатация и эрозия, производными – операции открытия (open) и закрытия (close). Особенностью математической морфологии является то, что изображение рассматривается как элемент некоторого пространства и операции совершаются не над отдельными пикселями, а над целыми изображениями. Тем не менее, результат операции дилатации можно описать для точки  $I(x,y)$  изображения (3) следующим образом:

$$\begin{aligned} \dot{I}(x,y) = & \max\{I(x-1,y-1); I(x-1,y); \\ & I(x-1,y+1); I(x,y-1); I(x,y); \\ & I(x,y+1); I(x+1,y-1); I(x+1,y); I(x+1,y+1)\}. \end{aligned} \tag{14}$$

Соответственно операция эрозия описывается выражением:

$$\begin{aligned} \dot{I}(x,y) = & \min\{I(x-1,y-1); I(x-1,y); \\ & I(x-1,y+1); I(x,y-1); I(x,y); \\ & I(x,y+1); I(x+1,y-1); I(x+1,y); I(x+1,y+1)\}. \end{aligned} \tag{15}$$

Производная операция Open – это последовательное применение операций эрозии и дилатации, поэтому результат ее применения для точки  $I(x,y)$  изображения (3) имеет вид:

$$\begin{aligned} \dot{I}(x,y) = & \max\{\min\{I(x-1,y-1); I(x-1,y); \\ & I(x-1,y+1); I(x,y-1); I(x,y); \\ & I(x,y+1); I(x+1,y-1); I(x+1,y); I(x+1,y+1)\}\}. \end{aligned} \tag{16}$$

Производная операция Close – это последовательное применение операций дилатации и эрозии, результат операции имеет вид:

$$\begin{aligned} \dot{I}(x,y) = & \min\{\max\{I(x-1,y-1); I(x-1,y); \\ & I(x-1,y+1); I(x,y-1); I(x,y); \\ & I(x,y+1); I(x+1,y-1); I(x+1,y); I(x+1,y+1)\}\}. \end{aligned} \tag{17}$$

Также в математической морфологии существуют операции Gradient (разница между результатами операции дилатации и эрозии), Gradient in (разница входного изображения и операции Open), Gradient out (разница операции Close и входного изображения).

### 5. Результаты применения методов обработки изображений

Разграничить процедуры обработки изображений в зависимости от вида и качества выполнения той или иной задачи невозможно. Возможность применения различных фильтров, операторов, операций, алгоритмов, комбинация которых позволяет извлекать нужную информацию, напрямую зависит от предметной области исследования. Поэтому необходимо проводить анализ работы методов обработки изображений, для того, чтобы выделить основные средства, позволяющие получить необходимый результат.

При анализе результатов обработки входного изображения (рис. 1, а) сглаживающими фильтрами, стоит отметить медианный фильтр с размером апертуры 3 (рис. 1, б). Обработанное изображение сохраняет мелкоразмерные объекты, при этом не искажаются такие параметры, как граница и интенсивность изображения. При размере апертуры 7 происходит снижение четкости снимка (рис. 1, в).

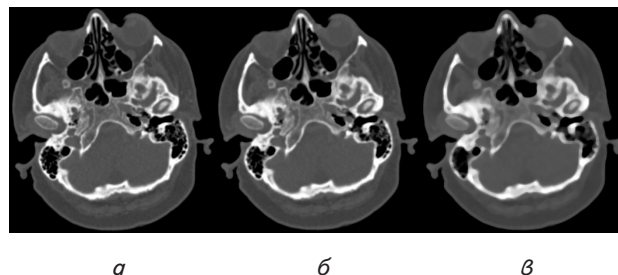


Рис. 1. Результат медианной фильтрации: а – входное изображение; б – медианная фильтрация размером апертуры 3x3; в – размер апертуры 7x7

Результат работы фильтра «скользящее среднее в окне» дает эффект «расфокусировки» при увеличении размера апертуры (рис. 2, а, б).

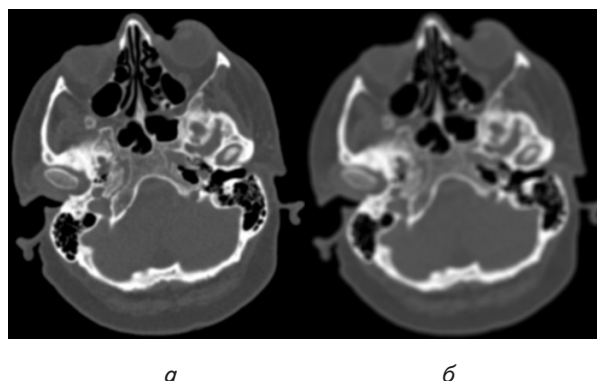


Рис. 2. Результат работы фильтра «скользящее среднее в окне»: а – фильтрация с размером апертуры 3x3; б – фильтрация с размером апертуры 7x7

Для того чтобы сгладить изображение и при этом придать большее влияние на окончательный результат близким точкам, чем дальним используется фильтр Гаусса (рис. 3, *а-в*). При увеличении размера апертуры наблюдается относительно небольшое размытие снимка.

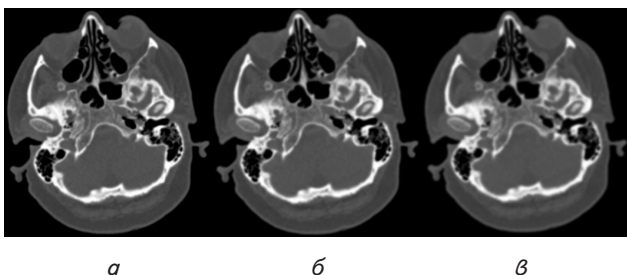


Рис. 3. Результат фильтра Гаусса: *а* – размер маски 3x3; *б* – размер маски 5x5; *в* – размер маски 7x7

Результат выделения контуров при помощи дифференциальных операторов первого порядка показан на рис. 4, *а-в*.

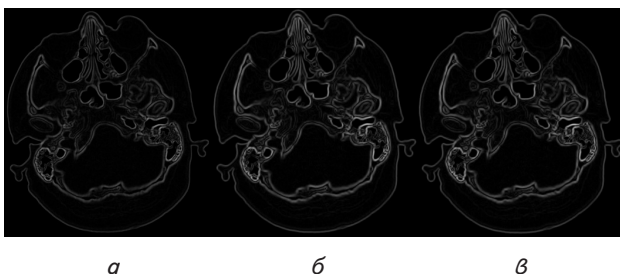


Рис. 4. Результаты выделения границ: *а* – оператор Роберта; *б* – оператор Превитта; *в* – оператор Собеля

Следует отметить, что недостаток оператора Роберта состоит в использовании размера маски  $2 \times 2$ . При его реализации нет четко выраженного центрального пикселя. В отличие от оператора Превитта, использование оператора Собеля позволяет уменьшить эффект сглаживания.

Для выявления границ объектов изображения оператор Лапласа использует вторую производную. Это является недостатком для медицинских снимков, так как он подчеркивает максимальные перепады яркости, а «малозаметные» по интенсивности границы объектов имеют вид локальных пиков. Результат работы операторов Лапласа и Мара приведены на рис. 5, *а, б*.

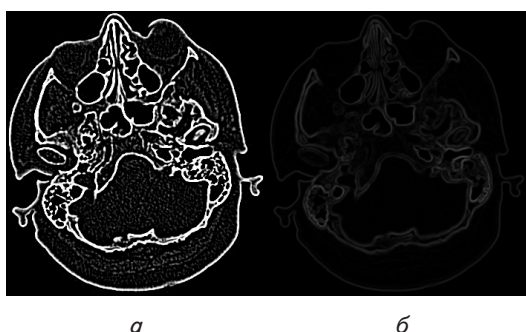


Рис. 5. Результаты выделения границ: *а* – оператор Лапласа; *б* – оператор Мара

Результатом работы алгоритма Канны являются связанные контуры снимка. В зависимости от заданных значений порогов общая картина контуров меняется. Результат работы алгоритма Канны показан на рис. 6, *а, б*.

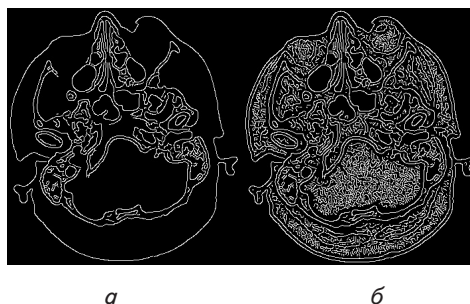


Рис. 6. Алгоритм Канны: *а* – границы (0,90;0,40); *б* – границы (0,60;0,40)

Операции дилатации и эрозии увеличивают и уменьшают томографический снимок соответственно на величину половины размера апертуры. Поэтому первоначальное изображение искажается. Этот недостаток компенсируют производные операции открытия и закрытия, при этом выделяя темные и светлые детали соответственно. Результаты морфологических операций приведены на рис. 7, *а-е*.

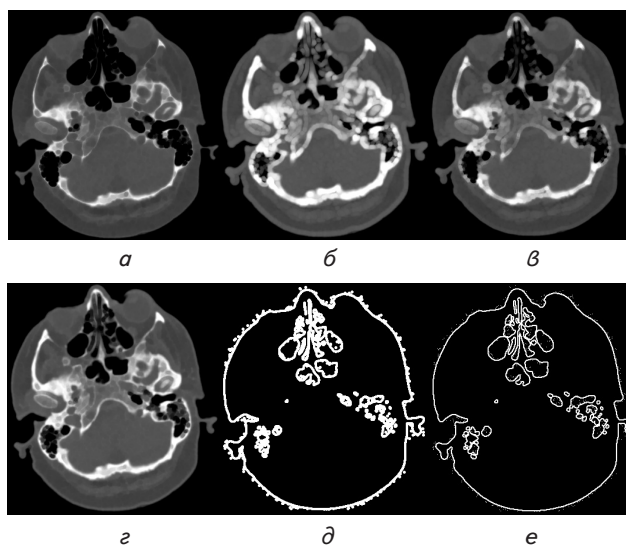


Рис. 7. Математическая морфология: *а* – операция эрозия; *б* – дилатация; *в* – open; *г* – close; *д* – Gradient; *е* – Gradient in

Результаты операций Gradient и Gradient in изображены на рис. 7, *д, е*. В результате их применения отображается «лишняя» информация, и для ее устранения необходимо минимизировать размеры апертуры, а также вычислять ее формы в зависимости от вида патологии черепно-лицевой хирургии.

## 6. Анализ методов обработки томографических снимков

Критерии качества предназначены для оценки эффективности операций. Помимо оценивания скорости

работы, определения среднеквадратического отклонения (СКО), была проведена субъективная, визуальная оценка. Для вычисления среднеквадратического отклонения томографические снимки были искусственно зашумлены. Следует отметить, что при оценивании дифференциальных операторов, критериями выступали временные и визуальные показатели, так как использовать среднеквадратическое отклонение некорректно. Результаты критериев приведены в табл. 1, 2.

Таблица 1

## Результаты критериев сглаживающих фильтров

| Фильтр                                 | СКО     | Время, мс |
|--|---------|-----------|
| Медианный фильтр 3x3                   | 29,8131 | 59        |
| Медианный фильтр 5x5                   | 15,6843 | 102       |
| Фильтр «Скользящее среднее в окне» 3x3 | 24,6289 | 23        |
| Фильтр «Скользящее среднее в окне» 5x5 | 22,3502 | 31        |
| Фильтр Гауса 3x3                       | 25,6133 | 42        |
| Фильтр Гауса 5x5                       | 23,1034 | 51        |
| Фильтр Гауса 7x7                       | 22,3208 | 59        |

Таблица 2

## Результаты критериев дифференциальных операторов

| Фильтр               | Время, мс |
|----------------------|-----------|
| Оператор Робертса    | 44        |
| Оператор Превитта    | 43        |
| Оператор Собеля      | 43        |
| Оператор Лапласа     | 49        |
| Оператор Канни       | 88        |
| Операция Gradient in | 48        |

Исходя из полученных данных, можно сделать несколько выводов. Субъективный взгляд на фильтрацию снимков позволяет отметить, что медианный фильтр гораздо хуже справляется с восстановлением входного изображения, чем гауссовский, поскольку изображение на его выходе более размыто. Преимущество гауссовской фильтрации также состоит в скорости работы и по критерию минимума среднеквадратического отклонения. Следует обратить внимание, что разница значений критериев фильтров «скользящее среднее в окне» и Гаусса незначительна, но с логической точки зрения наиболее корректный результат получаем с помощью гауссовской фильтрации, так как влияние на окончательный результат фильтрации уменьшается при увеличении расстояния от точки до центрального пикселя.

Особенность операций математической морфологии заключается в чувствительности к шуму. Для обработки томографических снимков, где кости (светлые объекты) несут основную информацию, следует вы-

делять операции Close и Gradient in. Операция закрытия удаляет темные детали изображения, а Gradient in оставляет светлые, тем самым подчеркивая важную диагностическую информацию (форму и размер костей), которую несет в себе снимок компьютерной томографии. Однако из-за особенностей реализации алгоритма градиентные операции математической морфологии несут в себе много «лишней» информации, поэтому «проигрывают» дифференциальным операторам.

Выбирая дифференциальный оператор, важно понимать, что их применение напрямую зависит от поставленной задачи, а в конкретном случае от вида патологии.

Результаты оценки критериев совпала с субъективной оценкой, показывая то, что критерии могут быть применены с достаточной эффективностью.

---

## 7. Выводы

---

Проведено исследование возможности применения методов обработки изображений для определения морфологических характеристик патологий в черепно-лицевой области. При этом учитывались особенности медицинских снимков, а также риски потери важной для принятия решения информации.

Опираясь на визуальную оценку качества работы, а также критерий времени срабатывания и среднеквадратическое отклонение, был выбран фильтр Гаусса для сглаживания и подавления шума на изображении. Для решения задачи выделения границ объектов на снимках было предложено решение, заключающееся в использовании операторов Собеля, Робертса, Лапласа, а также метода Канни, применение которых напрямую зависит от вида исследуемой патологии черепно-лицевой хирургии. Анализируя результаты применений операций математической морфологии Серра, была выбрана операция Close для выделения наиболее информативных объектов изображения.

В результате работы был предложен алгоритм получения морфологических признаков патологий для этапа диагностики в черепно-лицевой хирургии. Суть алгоритма заключается в отнимании первоначальной информации от получившейся модели. Получение первоначальной информации заключается в избавлении от шума набора томографических срезов фильтром Гаусса, выделении наиболее информативных объектов изображения операцией математической морфологии Close, и в зависимости от вида патологии выделении границ снимков дифференциальными операторами Собеля, Робертса, Лапласа, а также методом Канни. Построение модели включает в себя операцию зеркального отражения здоровой стороны, а также обработку получившейся информации методами, указанными выше.

---

## Литература

1. Lo, L.-J. Three-Dimensional Computed Tomography Imaging in Craniofacial Surgery: Morphological Study and Clinical Applications [Text] / L.-J. Lo, Y.-R. Chen // Chang Gung Med J. – 2003. – Vol. 26, Issue 1. – P. 1–11.
2. Gonzalez, R. C. Digital Image Processing [Electronic resource] / R. C. Gonzalez, R. E. Woods. – Prentice Hall, 2002. – Available at: [http://users.dcc.uchile.cl/~jsaavedr/libros/dip\\_gw.pdf](http://users.dcc.uchile.cl/~jsaavedr/libros/dip_gw.pdf)
3. Dougherty, G. Digital Image Processing for Medical Applications [Text] / G. Dougherty. – Cambridge university press, 2010.

4. Boyat, A. Image Denoising using Wavelet Transform and Median Filtering [Text] / A. Boyat, B. K. Joshi // IEEE Nirma University International Conference on Engineering. Ahmedabad, 2013. doi: 10.1109/nuicone.2013.6780128
5. Luisier, F. Image denoising in mixed Poisson-Gaussian noise [Text] / F. Luisier, T. Blu, M. Unser // IEEE Transactions on Image Processing. – 2011. – Vol. 20, Issue 3. – P. 696–708. doi: 10.1109/tip.2010.2073477
6. Patil, J. A Comparative Study of Image Denoising Techniques [Text] / J. Patil, S. Jadhav // International Journal of Innovative Research in Science, Engineering and Technology. – 2013. – Vol. 2, Issue 3. – P. 787–793.
7. Kamboj, P. A Brief study of various noise models and filtering techniques [Text] / P. Kamboj, V. Rani // Journal of Global Research in Computer Science. 2013. – Vol. 4, Issue 4.
8. Boyat, A. A Review paper: noise models in digital image processing [Text] / A. Boyat, J. Brijendra // Signal & Image Processing: An International Journal (SIPIJ). – 2015. – Vol. 6, Issue 2. – P. 63–75. doi: 10.5121/sipij.2015.6206
9. Chen, J. S. Fast convolution with Laplacian-of-Gaussian masks [Text] / J. S. Chen, A. Huertas, G. Medioni // IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. – 1987. – Vol. 9, Issue 4. – P. 584–590. doi: 10.1109/tpami.1987.4767946
10. Sharif, M. Single Image Face Recognition Using Laplacian of Gaussian and Discrete Cosine Transforms [Text] / M. Sharif, S. Mohsin // The International Arab Journal of Information Technology. – 2012. – Vol. 9, Issue 6. – P. 562–570.
11. Shrivakshan, G. A Comparison of various Edge Detection Techniques used in Image Processing [Text] / G. Shrivakshan, C. Chandrasekar // IJCSI International Journal of Computer Science Issues. – 2012. – Vol. 9, Issue 1. – P. 269–276.
12. Canny, J. A computational approach to edge detection [Text] / J. Canny // IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence. – 1986. – Vol. 8, Issue 6. – P. 679–698. doi: 10.1109/tpami.1986.4767851
13. Sharifzadeh, S. Edge Detection Techniques: Evaluations and Comparisons [Text] / S. Sharifzadeh, H. Hassanpour // Applied Mathematical Sciences. – 2008. – Vol. 2, Issue 31. – P. 1507–1520.
14. Власов, А. В. Модификация алгоритма Канны применительно к обработке рентгенографических изображений [Текст] / А. В. Власов, И. В. Цапко // Вестник науки Сибири. – 2013. – № 4 (10). – С. 120–127.
15. Zhou, P. An Improved Canny Algorithm for Edge Detection [Электронный ресурс] / P. Zhou, W. YE, Y. Xia, Q. Wang // Journal of Computational Information Systems. – 2011. – Available at: [http://www.jofcis.com/publishedpapers/2011\\_7\\_5\\_1516\\_1523.pdf](http://www.jofcis.com/publishedpapers/2011_7_5_1516_1523.pdf).
16. Serra, J. An overview of morphological filtering [Text] / J. Serra, L. Vincent // Circuits, Systems and Signal Processing. – 1992. – Vol. 11, Issue 1. – P. 47–108. doi: 10.1007/bf01189221
17. Baghshah, M. S. An FPCA-Based Color Morphological Filter for Noise Removal [Text] / M. S. Baghshah, S. Kasaei // Scientia Iranica. – 2008. – Vol. 16, Issue 1. – P. 8–18.
18. Афонасенко, А. В. Быстрые морфологические преобразования для задач коррекции и преобразования бинарных изображений [Текст] / А. В. Афонасенко // Известия ТПУ. – 2006. – № 8. – С. 122–126.
19. Буча, В. В. Математическая морфология на сжатом бинарном растре: применение в ГИС [Текст] / В. В. Буча, С. В. Абламейко // Научно-теоретический журнал "Искусственный интеллект". – 2006. – № 2. – С. 21–24.
20. Subsol, G. 3D Image Processing for the Study of the Evolution of the Shape of the Human Skull: Presentation of the Tools and Preliminary Results [Text] / G. Subsol, B. Mafart, H. Delingette // Three-Dimensional Imaging in Paleoanthropology and Prehistoric Archaeology. 2002. – P. 37–45.
21. Мураев, А. А. Оптимизация метода планирования пластических операций в челюстно-лицевой области [Текст] / А. А. Мураев, А. Б. Дымников, Н. Л. Короткова, К. К. Кобец, С. Ю. Иванов // Современные технологии в медицине. – 2013. – № 3. – С. 57–62.