

В. Ю. Иванов, М. Б. Путрик, М. Б. Козлов

**ИЗУЧЕНИЕ ПРИНЦИПОВ ОБРАБОТКИ ИЗОБРАЖЕНИЙ, ПОЛУЧЕННЫХ  
МЕТОДОМ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ, ДЛЯ РЕШЕНИЯ ПРАКТИЧЕСКИХ  
ЗАДАЧ БИОМЕДИЦИНСКОЙ ИНЖЕНЕРИИ**

*Иванов Владимир Юрьевич*

*v.ivanov@urfu.ru*

*Путрик Максим Борисович*

*Pmb-88@mail.ru*

*Козлов Михаил Борисович*

*ФГАОУ ВПО «Уральский федеральный университет имени первого Президента России  
Б.Н.Ельцина», Россия, г. Екатеринбург,*

**STUDY OF COMPUTED TOMOGRAPHY IMAGE PROCESSING FOR SOLVING  
PRACTICAL TASKS OF BIOMEDICAL ENGINEERING**

*Ivanov Vladimir Yurievitch*

*Putrik Maksim Borisovich*

*Kozlov Mikhail Borisovich*

*Ural Federal University, Russia, Yekaterinburg*

*Аннотация.* Описана концепция изучения принципов обработки изображений в современных высокотехнологичных комплексах медицинской диагностики для получения навыков применения томограмм при решении практических задач биомедицинской инженерии на примере прототипирования (изготовления современных медицинских изделий) в стоматологии.

*Abstract.* Conception of the study image processing in a modern high-tech medical diagnostic's installation to solve practical problems of biomedical engineering on the example of prototyping in the dentistry (manufacture of modern medical products) is described.

*Ключевые слова:* формат DICOM, томографический срез, фильтрация изображений, прототипирование

*Keyword:* DICOM format, tomographic slice, image filtering, prototyping

Различные виды томографии (ультразвуковая, компьютерная, магниторезонансная и др.) являются на сегодняшний день мощным инструментом медицинской диагностики. Информативность томографических методов заключается в возможности отображения анатомических или функциональных особенностей объектов исследования неинвазивным методом. В частности, компьютерная томография позволяет визуализировать костные структуры и мягкие ткани, просматривать сечения объекта в любой плоскости, а также реконструировать трехмерные изображения. Физический принцип формирования изображения заключается в детектировании рентгеновского излучения, прошедшего сквозь исследуемый объект, при различных ориентациях системы «источник излучения – датчик» относительно объекта. Далее к полученному набору «проекций» исследуемого объекта применяется обратное преобразование Радона с целью восстановления функции сечения.

Массив «первичных данных» в КТ представляет набор изображений в формате DICOM, число которых может превышать 1 000 штук. Для построения и просмотра различных сечений и 3D-изображений объекта в современных компьютерных томографах используются готовые (как правило, закрытые) программные продукты, плохо подходящие для целей обучения принципам реконструкции изображений и последующей их обработки (фильтрация, контрастирование и др.) для прикладных задач диагностики или биомедицинской инженерии. В настоящей работе для макетирования операций обработки изображений, используемых в ПО современных томографов, в учебных целях использован пакет MATLAB (Matrix Laboratory).

Исходные данные для учебной реконструкции были получены на компьютерном томографе с коническим лучом GALILEOS [1], укомплектованном специализированным ПО SIDEXIS/GALAXIS с возможностью экспорта срезов в универсальный формат DICOM [2] для хранения медицинских изображений с размером вокселя 300x300x300 мкм. Пример томографического среза челюстно-лицевой области, полученного на томографе с коническим лучом, приведен на рис.1.

Срез компьютерной томографии представляет собой цифровое растровое изображение, которое содержит множество квадратов (пикселей) с определенной цветовой характеристикой. Такое изображение описывается матрицей  $A$  размером  $[m \times n]$ , каждый элемент которой  $A(i,j)$  несет информацию о цвете соответствующего пикселя. Пример подобной матрицы с указанием значений и цветов элементов приведен на рис. 2.

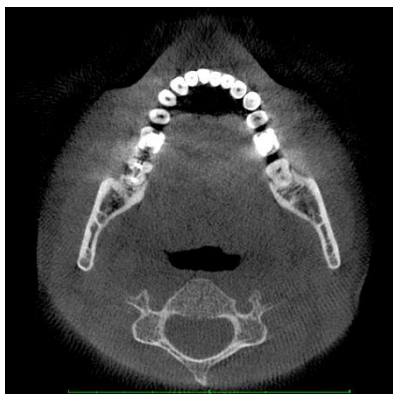


Рисунок 1 – Томографический срез челюстно-лицевой области, полученный на компьютерном томографе с коническим лучом

1388	1794	2321	2753	3128	3505	3765	3765	3765	3765	3762	3500	3384	3483	3300	3024
1330	1452	1879	2410	2816	2901	3497	3765	3765	3765	3765	3765	3765	3765	3752	3649
1162	1389	1512	1625	2186	2598	2942	3299	3765	3765	3765	3765	3765	3765	3765	3765
901	1128	1232	1150	1305	1833	2243	2634	2958	3309	3691	3765	3765	3765	3765	3765
906	982	907	879	932	906	1018	1576	1970	2107	2289	2726	3175	3684	3765	3765
886	973	864	661	572	179	114	492	899	1050	1305	1587	1672	1784	2049	2258
1317	1073	1089	1017	904	945	780	556	570	317	221	590	646	525	772	694
1593	1487	1501	1449	1292	1255	1134	994	1043	862	256	85	14	0	16	0
1771	1720	1656	1575	1401	1456	1506	1396	1360	1301	1088	893	618	231	127	0
1764	1717	1547	1685	1545	1439	1584	1722	1680	1695	1434	1291	1388	1229	819	759
1590	1594	1679	1683	1490	1498	1692	1831	1750	1663	1519	1403	1504	1610	1502	1308

Рисунок 2 – Матрица изображения с указанием значения и цвета каждого из элементов

Цвет каждого из элементов матрицы определяется в соответствии с выбранной шкалой. Для градаций серого цвета, которые используются при отображении цифровых рентгеновских срезов томографа GALILEOS, принят следующий интервал (рис.2): от 0 (черный цвет) до 4095 (белый цвет). Любое изменение изображения с целью подавления шумов, адаптации контраста

или иного преобразования сводится к операции над матрицей данного изображения. Пакет MATLAB специально ориентирован для работы с матрицами и содержит отдельный модуль для обработки изображений Image Processing Toolbox.

В специализированном модуле Image Processing Toolbox существует ряд функций для изменения контрастности изображения:

- функция `imadjust` «расширяет» исходный диапазон значений градаций серого цвета на весь возможный диапазон градаций, усиливая контрастность изображения;
- функция `histeq` улучшает контраст изображения путем преобразования исходной яркостной гистограммы пикселей к равномерной яркостной диаграмме;
- функция `adapthisteq` выполняет адаптивное выравнивание гистограммы яркости исходного изображения, но в отличие от функции `histeq` выравнивание яркостной диаграммы происходит не для всего изображения сразу, а для малых квадратных участков, на которые разбивается исходное изображение.

При учебной реконструкции изображений обучающиеся знакомятся с результатами действия каждой из встроенных функций. Экспертами в выборе лучшего варианта улучшения контраста выступили практикующие врачи-стоматологи. Согласно их оценкам наиболее эффективным является повышение контрастности изображения при помощи функции `imadjust`.

При анализе рентгеновских срезов врачом – стоматологом границы анатомических особенностей (челюстных костей, корней зубов и коронок) определяются визуально. Вместе с тем, построение автоматизированных алгоритмов оценки степени патологий, решение некоторых задач биомедицинской инженерии (например, зубное протезирование) с использованием прототипирования, требуют алгоритмизации распознавания границ объектов на томограммах. Необходимым условием для распознавания объектов и их границ на изображении, как правило, является перепад яркости.

Применение различных фильтров к исходному изображению позволяет определить перепады яркости программным способом. Функция  $H$ , определяющая фильтр, называется ядром фильтра и обычно задается матрицей при анализе изображений. Применение фильтра  $H$  к исходному изображению  $F$  производится посредством операции дискретной свертки:

$$F_1(x, y) = \sum_i^n \sum_j^m H(i, j) \cdot F(x + i, y + j) \quad (1)$$

Пределы суммирования  $m$  и  $n$  являются размером окрестности точек изображения. Поскольку изображение является конечным, то при вычислении точек, лежащих на границах изображения переменные функции  $F(x+i, y+j)$  могут выходить за пределы изображения. В этом случае могут быть использованы «зеркальные» границы для вычисления значений граничных точек. Определение градиента функции позволяет выявить перепады яркости на исходном изображении. Выражения для функций, соответствующих фильтрам градиента по оси  $x$  и по оси  $y$  равны:

$$F_x(x, y) = -1/2 \cdot F(x - 1, y) + 0 \cdot F(x, y) + 1/2 \cdot F(x + 1, y) \quad (2)$$

$$F_y(x, y) = -1/2 \cdot F(x, y - 1) + 0 \cdot F(x, y) + 1/2 \cdot F(x, y + 1) \quad (3)$$

При вычислении операции дискретной свертки выражения для фильтров градиента записываются в виде следующих матриц:

$$H_x = (-1/2 \quad 0 \quad 1/2) \quad (4)$$

$$H_y = \begin{pmatrix} -1/2 \\ 0 \\ 1/2 \end{pmatrix} \quad (5)$$

Модуль градиента функции определяется по формуле:

$$|\nabla F| = \sqrt{F_x^2 + F_y^2} \quad (6)$$

Определение границ на изображении происходит путем применения фильтра градиента и отбора пикселей, превышающих определенный порог значения градиента. Существует возможность установки порога как вручную, так и автоматически, когда порог определяется относительно максимального значения градиента для данного изображения.

Результат применения различных встроенных фильтров Image Processing Toolbox к одному и тому же исходному изображению приведен на рис.3.

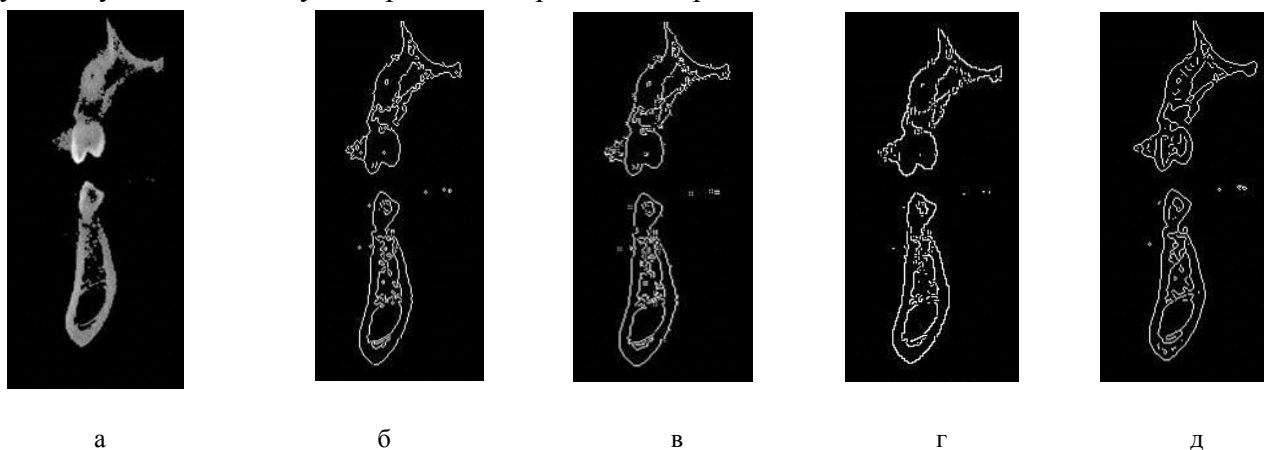


Рисунок 3 – Применение различных фильтров с целью определения границ костных структур среза компьютерной томографии (а): б – фильтр Собеля; в – фильтр Превитта; г – фильтр Робертса; д – фильтр Канни

Применение каждого из фильтров к поперечному срезу, содержащему только костные структуры, выявило достоверное распознавание границ челюстной кости и коронок зубов. Более предпочтительным для дальнейшей обработки изображения представляется выбор фильтра Канни, поскольку этот фильтр подавляет шумы и определяет связанные границы на изображении.

Срезы компьютерной томографии неизбежно содержат в себе шумы. Для срезов челюстно – лицевой области их источники – различные стоматологические материалы, искусственные коронки, имплантаты. Применение встроенных фильтров (фильтр Гаусса, фильтр среднего, медианный фильтр) позволяет качественно улучшить изображение и провести диагностическое обследование челюстно-лицевой области максимально эффективно.

Просмотр трехмерного изображения осуществляется посредством экспорта «обработанных» томографических срезов в одну из программ для просмотра файлов формата DICOM (3D Doctor, Osirix и др.).

Освоение совокупности «рутинных» операций над томографическими срезами позволяет перейти к решению практических задач биомедицинской инженерии. Примерами решения таких задач могут служить метод быстрого прототипирования в стоматологии [3], автоматизированный алгоритм распознавания зон патологической резорбции в челюстных костях человека [4] и др. Так, метод быстрого прототипирования последовательно реализует следующие этапы:

- моделирование поверхности зубного ряда с исключением наличия поднутрений, базирующееся на алгоритме определения границ зубов на основе значений яркости пикселей (рис.4). На месте отсутствующих зубов расположены отверстия цилиндрической формы, предназначенные для прохождения сверла при подготовке к размещению имплантата. Вокруг отверстий можно «нарастить» кольцо с целью ограничения глубины погружения сверла внутрь кости;

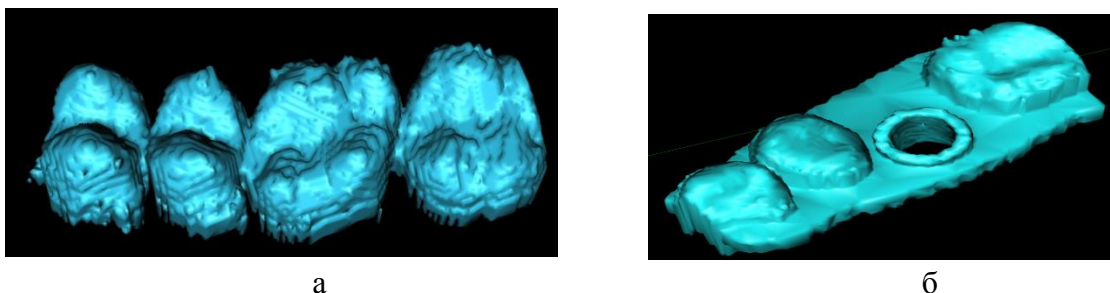


Рисунок 4 – Трехмерное изображение слепка участка зубного ряда: а – вид «снаружи», б – на месте отсутствующего зуба (будущей позиции имплантата) выполнено отверстие

- позиционирование (ориентация) направляющего отверстия в проектируемом шаблоне,
- обеспечивающего «соосность» будущего имплантата по отношению к будущей ортопедической конструкции;
- конвертацию файлов с данными трехмерной поверхности с ориентированным отверстием и изготовление прототипа на 3D принтере (рис.5).



Рисунок 5 – Образец стоматологического шаблона, изготовленный методом быстрого прототипирования

#### **Список литературы**

1. *Ряховский, А. Н.* Цифровая стоматология. М. : ООО «Авантис», 2010. 282 с.
2. *Pianykh, O.S.* Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM): A Practical Introduction and Survival Guide. Berlin: Springer – Verlag, 2009. 383 p.

3. *Putrik M.B.* Processing System of Jaws Tomograms for Pathology Identification and Surgical Guide Modeling / M.B.Putrik, Yu.E.Lavrentyieva, V.Yu.Ivanov – AIP Conference Proceedings, 2015. 1688, 040003.

4. *Путрик, М. Б.* Автоматизированное распознавание зон патологической резорбции в челюстных костях человека по данным компьютерной томографии / М.Б.Путрик, Ю.Э.Лаврентьева, И.Н.Анцыгин – Медицинская техника, 2014. №3. С.21 – 24.

УДК 004:378

**М. Н. Иванов, Н. Н. Иванова**

**ПОДГОТОВКА УЧЕБНЫХ МАТЕРИАЛОВ В ЭЛЕКТРОННОЙ СИСТЕМЕ  
ДИСТАНЦИОННОГО ОБУЧЕНИЯ**

*Иванов Михаил Николаевич*

*ivanov@sde.ru*

*Иванова Наталья Николаевна*

*ivanova@sde.ru*

*ФГБОУ ВО «Московский государственный машиностроительный университет (МАМИ)»,  
Россия, г. Москва*

**LEARNING MATERIALS' PREPARATION IN LEARNING MANAGEMENT SYSTEM**

*Ivanov Mikhail Nikolaevich*

*Ivanova Natalia Nikolaevna*

*Moscow state university of mechanical engineering, Russia, Moscow*

*Аннотация.* В статье рассмотрены основные аспекты подготовки учебных материалов в электронной системе дистанционного обучения.

*Abstract.* The main sides of learning materials' preparation in learning management system are reviewed in the article.

*Ключевые слова:* высшее образование; дистанционные образовательные технологии.

*Keywords:* higher education; distance education technologies.

На протяжении последних нескольких лет в системе образования все большее внимание уделяется заочной форме обучения и, как следствие, дистанционным образовательным технологиям. Одной из наиболее распространенных систем управления обучением является LMS Moodle: только зарегистрированных сайтов, построенных на базе Moodle, в мире насчитывается более 65 000. Данный свободно-распространяемый программный продукт позволяет создавать сайты для дистанционного обучения и надстраивать функциональность в случае необходимости.

Для создания нового курса (дисциплины) преподавателю достаточно быть зарегистрированным в системе и иметь роль «Создатель курсов». В этом случае он может создать свою дисциплину и наполнять ее необходимым контентом. Однако, создание дисциплины, выдача прав на ее просмотр и участие в образовательном процессе студентам, требует от преподавателя соответствующих знаний и навыков.