

ЦИФРОВАЯ ОБРАБОТКА СИГНАЛОВ И ИЗОБРАЖЕНИЙ

DIGITAL PROCESSING OF SIGNALS AND IMAGES

УДК 616-073.756.8-027.44: 004.93

DOI: 10.17587/it.27.600-606

В. С. Осипович¹, канд. техн. наук, доц., e-mail: seth22@yandex.ru,
О. С. Медведев¹, магистр техн. наук, инженер, e-mail: o.med@bsuir.by;,
О. Н. Дудич², канд. мед. наук, доц., e-mail: oksana_s20@mail.ru,
В. Л. Краси́льникова², д-р мед. наук, проф, e-mail: seth22@mail.ru,
К. Д. Яшин¹, канд. техн. наук, доц., e-mail: yashin@bsuir.by,

¹Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, г. Минск,

²Белорусская медицинская академия последипломного образования, г. Минск

Технология преобразования результатов компьютерной томографии в трехмерные модели

Разработка относится к информационным технологиям и может быть использована для обработки медицинских изображений. Поставленная задача преобразования результатов компьютерной томографии в трехмерные модели достигается тем, что DICOM-файлы, содержащие результаты компьютерной томографии головы человека, подвергаются корректировке. В них меняют цвет пикселей в местах перехода от черного к серому или наоборот, а также заменяют черный пиксель на белый. В результате достигается сокращение процента потери информации о мелких костях с 22...31 % до 3...5 %, а следовательно, достигается увеличение точности трехмерной модели лицевых костей черепа человека. Все это способствует существенному улучшению качества лицевой хирургии.

Ключевые слова: преобразование результатов компьютерной томографии, DICOM-изображения, 3D-модель

Введение

Посттравматические дефекты и деформации нарушают привычную геометрию лица, приводят к развитию функциональных нарушений. В медицинскую практику внедряются современные компьютерные технологии производства персонализированных титановых имплантатов для устранения дефектов костей черепа [1–3]. Использование персонализированных имплантатов в реконструктивно-восстановительной хирургии лица продемонстрировало их неоспоримые достоинства, которые заключаются в высокой точности, уменьшении травматичности, сокращении длительности операции и, в конечном счете, в достижении предсказуемого стабильного функционального и косметического результата [4].

Для создания высокоточных персонализированных имплантатов определяющее значение имеет качество микроспиральной компьютерной томографии (МСКТ). Анализ полученных в результате МСКТ изображений [5–7] в формате DICOM [8] с последующей трехмер-

ной реконструкцией черепа дает возможность хирургу более достоверно оценить анатомические особенности лица пациента [9, 10].

Однако среди костей лицевого скелета нижняя и медиальная стенки глазницы являются очень тонкими структурами (толщина примерно 0,1...0,3 мм). Это меньше разрешающей способности существующих аппаратов (до 0,625 мм). В связи с этим построение 3D-моделей с использованием программного обеспечения (ПО) томографа не дает полной информации о состоянии нижней и медиальной стенок глазницы. На снимках они выглядят как ячеистая структура, имеющая поры. В результате преобразования файлов DICOM в 3D-модель теряется часть информации о тонких и мелких костях глазницы. Эти потери приводят к сложностям в определении геометрии поврежденных костей. Также следует отметить, что программное обеспечение существующих МСКТ не позволяет редактировать полученные 2D-изображения.

Известно программное средство 3D Sliser. Оно обеспечивает открытие и просмотр DICOM-файлов, а также конвертацию их в трехмерную

модель с сохранением в формате STL. Технология заключается в том, что набор изображений в формате DICOM преобразуют в массив с элементами, несущими информацию о пространственном расположении пикселя и его цвете. Затем формируют ячейки размером $2 \times 2 \times 2$ элементов массива. После этого осуществляют анализ элементов ячейки и формируют поверхность, отделяющую белые элементы массива от элементов остального цвета, в виде треугольника, ориентация которого в пространстве задается на основе таблицы шаблонов для ячейки. Координаты вершин треугольников используют для записи элементов поверхности в файл формата STL [11–14]. Ограничением этой технологии являются потери информации о тонких и мелких костях при конвертации.

Цель настоящего исследования — разработать алгоритм и технологию преобразования результатов компьютерной томографии в трехмерные модели лицевого черепа для снижения потерь информации о мелких костях. Для достижения цели решены следующие задачи: разработана технология преобразования результатов компьютерной томографии; разработан алгоритм обработки исходных DICOM-изображений.

Методика эксперимента

Изображения формата DICOM получены в результате МСКТ (Siemens Emotion 6, Германия) голов пациентов с повреждениями костей глазницы. Проанализированы данные пациентов обоих полов в возрасте от 20 до 40 лет, имеющих различные повреждения костей глазницы: от перелома одной кости, до более сложных переломов, затрагивающих верхнечелюстную кость.

DICOM-изображения отражают плотность исследуемых участков тела в виде среза: чем плотнее участок кости, тем насыщеннее белый цвет на изображении. Мягкие ткани отображены серым цветом, а пустоты имеют черный цвет. Анализ изображений трех проекций с использованием программного обеспечения 3D Slicer показал (рис. 1, см. четвертую сторону обложки), что тонкие кости глазницы дали поглощение рентгеновского луча меньше, чем должны давать кости. Они имеют на изображении DICOM, а также на остальных проекциях, цвет, отличный от белого.

Программное обеспечение 3D Slicer при построении трехмерной модели лицевых костей черепа фиксирует в качестве исходных данных

пиксели белого цвета. Получается, что при генерации трехмерной модели происходит потеря важной информации о костях глазницы. Потерю информации оценивали путем определения площади костей глазницы и суммы площадей дефектов (отверстий) в этих костях на трехмерной модели.

Таким образом, следует внести дополнения в исходные изображения в формате DICOM: необходимо сделать тонкие кости видимыми для алгоритмов программного обеспечения 3D Slicer. При этом нельзя внести искажения в результат построения 3D-модели костей головного черепа пациента. Должна сохраниться геометрия повреждения костей глазницы.

Анализ трех проекций показал, что тонкие кости глазницы граничат с пустотами в черепной коробке. В то же время при повреждении костей глазницы эти пустоты заполняются биологическими клетками, в основном жировыми клетками. Это приводит к изменению уровня поглощения рентгеновского излучения и изменению изображения DICOM относительно здоровой глазницы. Поэтому при разработке программного обеспечения, вносящего изменения в исходные DICOM-файлы, нужно и можно это учитывать.

Результаты и их обсуждение

Технология преобразования результатов компьютерной томографии. Разработанное программное средство функционирует следующим образом (рис. 2). Первый этап: программное средство загружает исходные DICOM-файлы и инициализирует пути их сохранения. Второй этап: программное средство осуществляет выбор и инициализацию значений пикселей белого цвета. Далее программное средство обрабатывает файлы по циклу, включающему этапы 3–7. Третий этап: программное средство открывает один из файлов комплекта. Четвертый этап: программное средство считывает пиксельные данные в массив. Пятый этап: программное средство осуществляет постолбцовый проход по массиву с присвоением черному пикселю значения белого на границе перехода

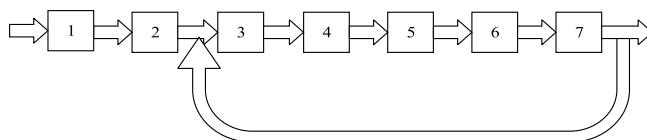


Рис. 2. Схема алгоритма работы программного средства

от черного к серому пикселям. Шестой этап: программное средство сохраняет массив пиксельных данных в DICOM-файл. Седьмой этап: программное средство проводит проверку на завершение обработки файлов (последний ли файл комплекта обработан либо следует повторить цикл для следующего файла). Информация о цвете пикселей в DICOM-файлах хранится в соответствии с форматом gray 16 [15–17]. Для определения черного, серого и белого цветов при разработке специального программного обеспечения был проанализирован спектр формата gray 16. В качестве критерия выбора при анализе спектра выступало определенное визуальное среднее число пикселей черного, белого и серого цветов, присущее областям на DICOM-изображении, отвечающим за пустоты, костную ткань, прочие ткани и жидкости тела человека, соответственно. Проверка выбора осуществлялась путем анализа DICOM-изображений после их обработки разработанным программным обеспечением.

Размерность массива пиксельных данных зависит от разрешения исходных файлов DICOM — ширины и длины изображения в пикселях, соответственно. Так как в gray 16 каждый пиксель состоит из двух байтов, значение старшего байта обозначили i , значение младшего байта — j . Тогда в качестве черного приняты следующие диапазоны значений i и j :

$$\begin{aligned} i &= 16n; \\ j &= [0; 255], \end{aligned}$$

где n — целое число от 0 до 15; i — номер элемента массива пикселей по горизонтали; j — номер элемента массива пикселей по вертикали.

В качестве белого цвета приняты следующие значения байтов пикселей формата gray 16:

$$\begin{aligned} i &= 12 + 16n; \\ j &= [144; 255]; \\ i &= [13; 15] + 16n; \\ j &= [0; 255]. \end{aligned}$$

Оставшиеся значения байтов пикселей формата gray16 приняты в качестве серого цвета.

Расчет оценки процента потерь информации при преобразовании из DICOM в STL осуществили путем расчета процента площади костей глазницы, исчезнувших при конвертации.

Для расчета ориентировочной площади глазницы в 3D-редакторе были созданы четыре треугольника, которые расположены в разных плоскостях глазницы (рис. 3, см. четвертую сторону обложки).

После измерения значений сторон всех треугольников были рассчитаны их площади с использованием формулы Герона[18–21]:

$$S = \sqrt{p(p-a)(p-b)(p-c)}, \quad (1)$$

где S — площадь глазницы, $p = \frac{a+b+c}{2}$ — полупериметр и a, b, c — стороны треугольника.

Приблизительная общая площадь нижней и медиальной костей глазницы составила 995,97 мм².

Для нахождения площадей отверстий были использованы круги и прямоугольники, которые вписывались в отверстия трехмерной модели (рис. 4, см. четвертую страницу обложки).

Для расчета площади треугольников была использована формула (1), а для расчета площадей прямоугольников и кругов — формулы

$$S = ab; \quad (2)$$

$$S = \pi r^2, \quad (3)$$

где a — ширина прямоугольника; b — длина прямоугольника; r — радиус круга.

Сложив данные значения, получаем площадь отверстий, равную 233,72 мм². Таким образом, процент потерь информации о костях составляет 23,467 %.

Аналогичные расчеты процента потери информации для трехмерной модели, полученной разработанным программным средством, дают значение 3,8 %.

В общей сложности расчет процента потери информации для конвертации DICOM-изображений в STL-формат с применением разработанной технологии и без него был осуществлен для 30 комплектов. Было установлено, что потери информации с применением данного способа составили 3...5 %, а без него — 22...31 %.

Блок-схема алгоритма обработки исходных DICOM-изображений. Результат построения трех проекций инструментами 3D Slicer на основании DICOM-изображений, обработанных специальным программным обеспечением, отражен на рис. 5.

В сравнении с рис. 2 видно следующее. Места, отмеченные на рис. 5 как фрагменты с неявной костью, преобразованы в явный белый цвет, характеризующий наличие костной ткани. Однако обнаружен существенный недостаток обработки DICOM-изображений разработанным программным обеспечением. К сожалению, алгоритм преобразует в костную ткань кожу

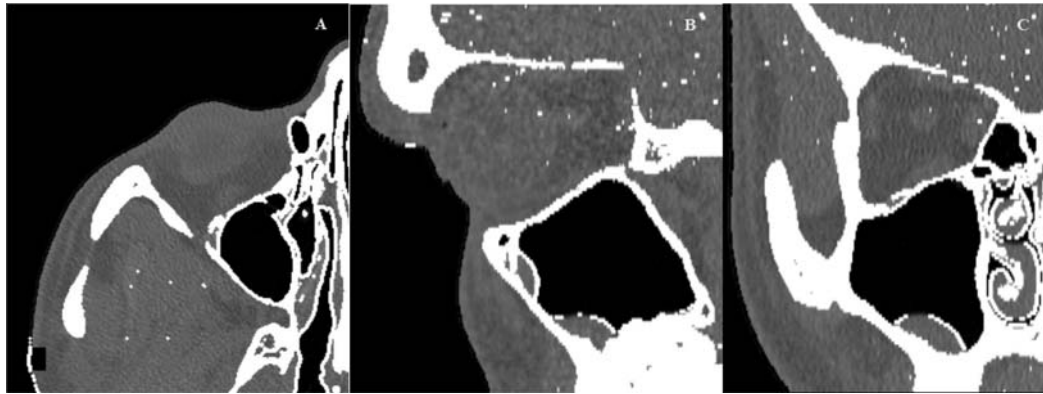


Рис. 5. Три проекции головы пациента, построенные на основе преобразованных специальным программным обеспечением исходных DICOM-изображений

на лице пациента. Это усложняет просмотр и дальнейшую работу по анализу и построению геометрии повреждения (для дальнейшего изготовления индивидуального импланта). В целях устранения этого недостатка были внесены изменения в алгоритм обработки специального программного обеспечения: были добавлены дополнительные действия по корректировке массива пиксельных данных (рис. 6).

Исходные результаты реконструкции лицевых костей черепа в виде трехмерной модели изображены на рис. 7. В результате обработки исходных DICOM-изображений модифицированным специальным программным обеспечением и выполнения операций 2—4 предложенной технологической цепочки получена трехмерная модель костей лицевого черепа (рис. 7). При анализе изображения на рис. 7 видно, что левая глазни-

ца трехмерной модели (рис. 7, а) имеет четкие, без отверстий, кости глазницы, в отличие от исходной трехмерной модели (рис. 7, б). Это позволяет однозначно идентифицировать глазницу с поврежденными костями. В дальнейшем, используя редакторы 3D-моделирования, возможно осуществлять построение трехмерной модели костей глазницы.

Расчет потерь информации о костях глазниц при построении трехмерной модели лицевых костей черепа показал, что при использовании DICOM-изображений без предварительной обработки среднее значение потерь составляет 22...31 % при шаге сканирования 0,625 мм, а при использовании DICOM-изображений после обработки разработанным программным обеспечением — 3...5 %.

Кроме того, проанализированы четыре варианта построения проекции и трехмерных моделей. Варианты отличались числом пикселей, преобразуемых специальным программным обеспечением в белый цвет (от одного до четырех пикселей). Результат оценки процента потери информации о костях глазницы в зависимости от числа преобразуемых пикселей отражен в таблице.

Таким образом, анализ вариантов построения трех проекций и трехмерных моделей на основании обработанных специальным программным обеспечением изображений показал,

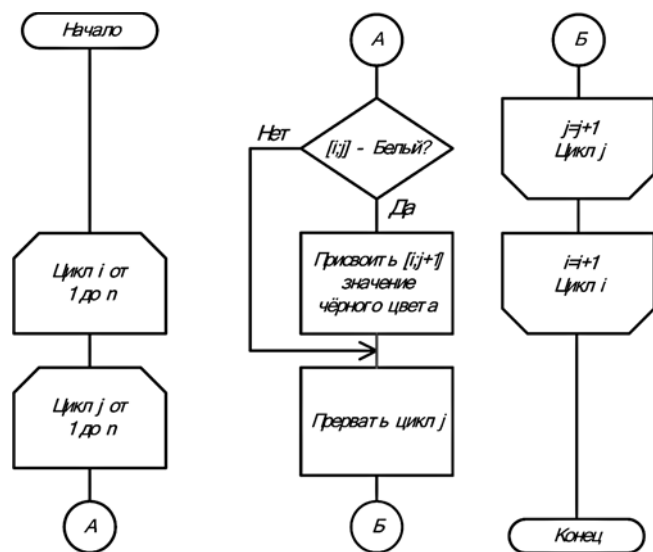


Рис. 6. Блок-схема алгоритма обработки DICOM-изображений

Результат оценки потери информации о костях глазницы в зависимости от числа преобразуемых пикселей

Оценка	Число преобразуемых пикселей			
	1	2	3	4
Потери информации о костях глазницы, %	4...7	3...5	3...5	3...5

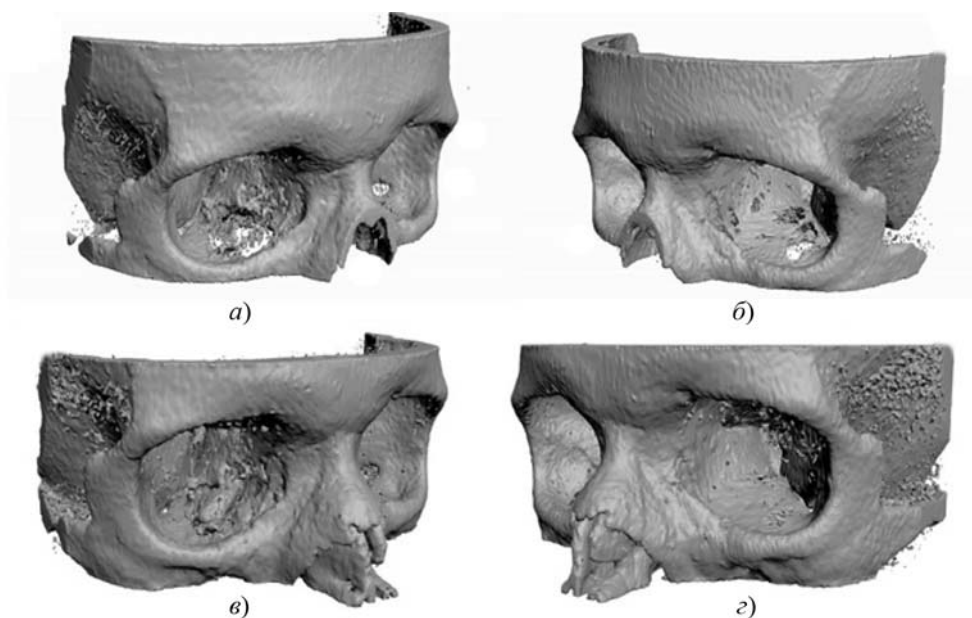


Рис. 7. Вид трехмерной модели лицевых костей черепа после обработки специальным программным обеспечением — результат построения 3D-редактором:

a — вид реконструкции правой глазницы; *б* — вид реконструкции левой глазницы; *в, г* — результаты реконструкции лицевых костей черепа после обработки программным средством

что для получения трехмерной модели с сохранением полной информации о структуре костей глазницы достаточно преобразования в белый цвет (цвет костной ткани) двух пикселей.

Сопоставительный анализ с известными техническими решениями указывает на то, что разработанная авторами технология отличается предварительной обработкой изображения в формате DICOM. Технология позволяет обеспечить сохранение информации о тонких и мелких костях глазницы при конвертации срезов в трехмерную модель.

Заключение

Установлено, что для построения трехмерной модели с сохранением полной информации о структуре костей глазницы требуется преобразование минимум двух пикселей в цвет костной ткани при предварительной обработке специальным программным обеспечением.

Установлено, что обработка исходных DICOM-изображений разработанным специальным программным обеспечением приводит к снижению потери информации о костях глазницы при построении трехмерной модели лицевых костей черепа с 22...31 % до 3...5 %, т. е. может быть осуществлена коррекция DICOM-изображений в автоматическом режиме.

Представлена технология преобразования результатов компьютерной томографии в трехмерную модель, включающая:

- преобразование DICOM-файлов в массив с элементами, несущими информацию о пространственном расположении пикселя и его цвете;
- формирование ячейки размером $2 \times 2 \times 2$ элементов массива;
- анализ элементов ячейки и формирование поверхности, отделяющей белые элементы массива от элементов остального цвета, в виде треугольника, ориентация которого в пространстве задается на основе таблицы шаблонов для ячейки;
- запись элементов поверхности в файл формата STL, отличающийся тем, что исходные DICOM-файлы подвергаются предварительной обработке путем замены черного пикселя на белый в местах перехода от черного пикселя к серому.

Сущность предложенной технологии заключается в предварительной обработке DICOM-файлов по следующему алгоритму: изменяется цвет пикселей в местах перехода от черного к серому — заменяется черный пиксель на белый. Далее набор изображений в формате DICOM преобразуется в массив с элементами, несущими информацию о пространственном расположении пикселя и его цвете. Затем формируются ячейки размером $2 \times 2 \times 2$ элементов

массива. После этого осуществляется анализ элементов ячейки и формируется поверхность, отделяющая белые элементы массива от элементов остального цвета, в виде треугольника, ориентация которого в пространстве задается на основе таблицы шаблонов для ячейки. Координаты вершин треугольников используется для записи элементов поверхности в файл формата STL.

Список литературы

1. Шаробаро В. И., Потапов А. А., Гаврилов А. Г., Мантурова Н. Е., Кравчук А. Д., Еолчийн С. А., Иванов Ю. В., Латышев Я. А., Чобулов С. А. Выбор метода реконструкции при обширных комбинированных дефектах мозгового черепа в зависимости от клинической ситуации // *Анналы пластической, реконструктивной и эстетической хирургии*. 2018. № 4. С. 3—14.
2. Стучилов В. А., Никитин А. А., Секирин А. Б., Филатова Е. В., Ларионов К. С. Компьютерное моделирование и лазерные технологии в реабилитации пациентов при травме средней зоны лица // *Альманах клинической медицины*. 2015. Т. 36. С. 82—89.
3. Schramm A., Suarez-Cunqueiro M. M., Rücker M., Kokemüller H., Bormann K. H., Metzger M. C., Gellrich N. C. Computer-assisted therapy in orbital and mid-facial reconstructions // *Int. J. Med. Robotics Comput. Assist. Surg.* 2009. N. 5. P. 111—124.
4. Davydov D. V., Levchenko O. V., Mikhaylyukov V. M. Surgical reconstruction of posttraumatic defects and deformities of the orbit using frameless navigation // *Вестник офтальмологии*. 2014. № 2. С. 20—26.
5. Masalitina N. N., Kurochka K. S. The automated classifier of computer tomography results for lumbar spine geometric modeling // *Doklady BGUIR*. 2017, Vol. 105, N. 3. P. 12—19.
6. Patent 2000125015/14 RF A61B 17/80, A61B 17/56, A61F 2/28. Rybalchenko's plate for reconstructing damaged bone structures of cheekbone, eye-socket and upper jaw complex and the way of reconstructing damaged bone structures of cheekbone, eye-socket and upper jaw complex with this plate. Rybalchenko G. N.; Closed Joint Stock Company "KONMET Incorporated", Rybalchenko G. N. Application № 2202302, 04.10.2000; published 20.04.2003.
7. Patent 2000116451/14 RF A61 F2/28. Method manufacturing an individual precision implant for compensation of complex subtotal polyostotic eye-socket defect / Shalumov A. Application № 2164392, 27.06.2000; published 27.03.2001.
8. Стандарт DICOM 3.0. 2016. URL: <http://www.courseas.ru/dicomdoc.html> (дата доступа: 18.02.2016).
9. Красильникова В. Л., Дудич О. Н., Залуцкий И. В. Обоснование выбора конструкции имплантата из титана, предназначенного для устранения костных дефектов стенок глазницы на основе морфогистологического исследования тканей // *Офтальмология. Восточная Европа*. 2017. № 1. С. 80—102.
10. Pgm — Netpbm grayscale image format. 2016. URL: <http://netpbm.sourceforge.net/doc/pgm.html> Дата доступа: 6.02.2018.
11. Стучилов В. А., Никитин А. А., Секирин А. Б., Филатова Е. В., Ларионов К. С., Гришин А. С., Кокорев В. Ю., Рябцева А. А. Компьютерное моделирование и лазерные технологии в реабилитации пациентов при травме средней

зоны лица // *Альманах клинической медицины*. 2015. Т. 36. С. 82—89.

12. Hussain T. ViPS: A novel visual processing system architecture for medical imaging // *Biomedical Signal Processing and Control*. 2017. Vol. 38. P. 293—301.

13. Mohana G., Subashini M. MRI based medical image analysis: Survey on brain tumor grade classification // *Biomedical Signal Processing and Control*. 2018. Vol. 39. P. 139—161.

14. Mitchell D. W. A Heron-type formula for the reciprocal area of a triangle // *Mathematical Gazette*. November 2005. N. 89. P. 494.

15. Asipovich V. S., Dudich O. N., Krasilnikova V. L., Karalko A. A., Radnionok A. L., Moroz P. A., Nikolaev A. Y., Konovalova M. A., Yashin K. D. Deep Learning in Processing Medical Images and Calculating the Orbit Volume // *ICNBME 2019: 4th International Conference on Nanotechnologies and Biomedical Engineering*, Chisinau, Moldova, 18 September 2019 — Part of the IFMBE Proceedings book series. Vol. 77. P. 519—522.

16. Дудич О. Н., Красильникова В. Л., Осипович В. С., Николаев А. Ю., Радненок А. Л., Яшин К. Д. Углубленный анализ больших данных инновационной лицевой хирургии // *Сборник материалов V международной научно-практической конференции "BIGDATA и анализ высокого уровня"* Республика Беларусь, Минск, 13—14 марта 2019 года. Минск: БГУИР, 2019. С. 54—68.

17. Radnionok A., Asipovich V., Dudzich A., Krasilnikova V., Nikolayev A., Yashin K. Algorithm of processing microspiral ct-scan results for constructing a three-dimensional model of orbit thin bones // *Journal of Engineering Science*. 2018. Vol. XXV, N. 4. P. 39—46.

18. Дудич О. Н., Красильникова В. Л., Осипович В. С., Николаев А. Ю., Радненок А. Л., Яшин К. Д. Компьютерное моделирование индивидуальных лицевых имплантов // *Доклады БГУИР*. 2018. № 7 (117). С. 106—111.

19. Осипович В. С., Николаев А. Ю., Радненок А. Л., Яшин К. Д. Система построения геометрических моделей лицевых имплантов // *Сборник материалов IV международной научно-практической конференции "BIG DATA and ADVANCED ANALYTICS"*, 3—4 мая 2018 г. Минск, БГУИР. С. 355—359.

20. Николаев А. Ю., Радненок А. Л., Осипович В. С., Яшин К. Д. Обработка больших массивов выходных файлов компьютерного рентгеновского томографа для реконструктивной лицевой хирургии // *Сборник материалов III международной научно-практической конференции "Third International Conference and Expo BIG DATA and ADVANCED ANALYTICS"*, 3—4 мая 2017 г. Минск, БГУИР. С. 238—241.

21. Osipovich V., Dudzich O., Krasilnikova V., Dzik S., Nikolaev A., Kovalenko U., Yashin K. Processing of large amounts of information for reconstructive facial surgery // *BIG DATA and Advanced Analytics. Optimising Business and IT: сборник материалов конференции*. Минск, Республика Беларусь, 15—17 июня 2016 г. Минск, БГУИР. 2016. С. 89—97.

22. Осипович В. С., Дудич О. Н., Яшин К. Д., Николаев А. Ю., Дик С. К., Медведев О. С. Технология получения 3D модели костей лицевого черепа // *Сборник научных статей IX международной научно-технической конференции "Медэлектроника — 2015. Средства медицинской электроники и новые медицинские технологии"*, 4—5 декабря 2015 г. Минск, БГУИР. С. 43—44.

V. S. Osipovich¹, Ph.D., Associate Professor, e-mail: v.osipovich@bsuir.by,
O. S. Medvedev¹, Master of Engineering, Graduate Student, e-mail: o.med@bsuir.by,
O. N. Dudzich², M. D., Associate Professor, Department of Ophthalmology,
V. L. Krasilnikova², M. D., Professor, Department of Ophthalmology,

K. D. Yashin¹, Head of the Department of Human Engineering and Ergonomics,

¹Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, Minsk, 220013, Republic of Belarus,

²Belarus Medical Academy of Postgraduate Education, Minsk, 220013, Republic of Belarus

Technology for Conversion of Computer Tomography Results into Three-Dimensional Models

The development relates to information technology and can be used to process medical images. This task is achieved by the fact that DICOM files containing the results of computed tomography of the human head are subject to correction. They change the color of the pixels at the transition points from black to gray or vice versa, and also replace the black pixel with white. As a result, the percentage of loss of information about small bones is reduced from 22-31 % to 3-5 %, and, therefore, the accuracy of the three-dimensional model of the facial skull of the human head is increased. All this contributes to a significant improvement in the quality of facial surgery.

Keywords: Transformation of computed tomography results, DICOM images, 3D model

DOI: 10.17587/it.27.600-606

References

1. Sharobaro V., Potapov A., Gavrilov A., Manturova E., Kravchuk A., Eolchiyan S., Ivanov Yu., Latyshev Ya., Chobulov S. Choosing a reconstruction method for extensive combined defects of the cerebral skull, depending on the clinical situation, *Annals of Plastic, Reconstructive and Aesthetic Surgery*, 2018, no. 4, pp. 3–14 (in Russian).
2. Stuchilov V., Nikitin A., Sekirin A., Filatova E., Larionov K. Computer modeling and laser technologies in the rehabilitation of patients with midface trauma, *Almanac of Clinical Medicine*, 2015, vol. 36, pp. 82–89 (in Russian).
3. Schramm A., Suarez-Cunquero M. M., Rucker M., Kokenmueller H., Bormann K. H., Metzger M. C., Gellrich N. C. Computer-assisted therapy in orbital and mid-facial reconstructions, *Int. J. Med. Robotics Comput. Assist Surg.*, 2009, no. 5, pp. 111–124.
4. Davydov D., Levchenko O., Mikhaylyukov V. Surgical reconstruction of posttraumatic defects and deformities of the orbit using frameless navigation, *Ophthalmology bulletin*, 2014, no 2, pp. 20–26.
5. Masalitina N., Kurochka K. The automated classificatory of computer tomography results for lumbar spine geometric modeling, *Reports BGUIR*, 2017, vol. 105, no. 3, pp. 12–19.
6. Patent 2000125015/14 RF A61B 17/80, A61B 17/56, A61F 2/28. Rybalchenkov's plate for reconstructing damaged bone structures of cheekbone, eye-socket and upper jaw complex and the way of reconstructing damaged bone structures of cheekbone, eye-socket and upper jaw complex with this plate. Rybalchenko G; Closed Joint Stock Company "KONMET Incorporated", Rybalchenko G. Application No 2202302, 04.10.2000; published 20.04.2003.
7. Patent 2000116451/14 RF A61 F2/28. Method manufacturing an individual precision implant for compensation of complex subtotal polyostotic eye-socket defect. Shalunov A. Application No 2164392, 27.06.2000; published 27.03.2001.
8. Standard DICOM 3.0, available at: <http://www.courseas.ru/dicomdoc.html> (date of access: 18.02.2016) (in Russian).
9. Krasilnikova V., Dudich O., Zalutskiy I. Substantiation of the choice of a titanium implant designed to eliminate bone defects in the walls of the orbit on the basis of morphohistological examination of tissues, *Ophthalmology. Eastern Europe*, 2017, no. 1, pp. 80–102 (in Russian).
10. Pgm — Netpbm grayscale image format, available at: <http://netpbm.sourceforge.net/doc/pgm.html> (date of access: 6.02.2018).
11. Stuchilov V., Nikitin A., Sekirin A., Filatova E., Larionov K., Grishin A., Kokorev V., Ryabtseva A. Computer modeling and laser technologies in the rehabilitation of patients with midface trauma, *Almanac of Clinical Medicine*, 2015, vol. 36, pp. 82–89 (in Russian).
12. Hussain T. ViPS: A novel visual processing system architecture for medical imaging, *Biomedical Signal Processing and Control*, 2017, vol. 38, pp. 293–301.
13. Mohana G., Subashini M. MRI based medical image analysis: Survey on brain tumor grade classification, *Biomedical Signal Processing and Control*, 2018, vol. 39, pp. 139–161.
14. Mitchell D. W. A Heron-type formula for the reciprocal area of a triangle, *Mathematical Gazette*, November 2005, no. 89, p. 494.
15. Asipovich V., Dudich O., Krasilnikova V., Karakulko A., Radnionok A., Moroz P., Nikolaev A., Konovalova M., Yashin K. *ICNBME 2019: 4th International Conference on Nanotechnologies and Biomedical Engineering, Chisinau, Moldova, 18 September 2019 — Part of the IFMBE Proceedings book series*, IFMBE, 2019, vol. 77, pp. 519–522.
16. Dudich O., Krasilnikova V., Osipovich V., Nikolaev A., Radnenok A., Yashin K. *Collection of materials of the V international scientific and practical conference "BIGDATA and high-level analysis"*, Republic of Belarus, Minsk, March 13-14, 2019, Minsk, BSUIR, 2019, pp. 54–68 (in Russian).
17. Radnionok A., Asipovich V., Dudzich A., Krasilnikova V., Nikolayev A., Yashin K. *Journal of Engineering Science*, 2018, vol. XXV, no. 4, pp. 39–46.
18. Dudich O., Krasilnikova V., Osipovich V., Nikolaev A., Radnenok A., Yashin K. *Reports of BSUIR*, 2018, no. 7 (117), pp. 106–111 (in Russian).
19. Osipovich V., Nikolaev A., Radnenok A., Yashin K. *Collection of materials of the IV international scientific-practical conference "BIG DATA and ADVANCED ANALYTICS"*, May 3-4, 2018, Minsk, BSUIR, pp. 355–359 (in Russian).
20. Nikolaev A., Radnenok A., Osipovich V., Yashin K. *Collection of materials of the III international scientific-practical conference "Third International Conference and Expo BIG DATA and ADVANCED ANALYTICS"*, May 3–4, 2017, Minsk, BSUIR, pp. 238–241 (in Russian).
21. Osipovich V., Dudzich O., Krasilnikova V., Dzik S., Nikolaev A., Kovalenko U., Yashin K. *BIG DATA and Advanced Analytics. Optimising Business and IT: collection of conference materials*, Minsk, Republic of Belarus, June 15–17, 2016, Minsk, BSUIR, 2016, pp. 89–97.
22. Osipovich V., Dudich O., Yashin K., Nikolaev A., Dick S., Medvedev O. *Collection of scientific articles of the IX international scientific and technical conference "Medelectronics — 2015. Means of medical electronics and new medical technologies"*, 4 — December 5, 2015, Minsk, BSUIR, pp. 43–44 (in Russian).

Рисунок к статье В. С. Осиповича, О. С. Медведева, О. Н. Дудич,
В. Л. Красильниковой, К. Д. Яшина

«ТЕХНОЛОГИЯ ПРЕОБРАЗОВАНИЯ РЕЗУЛЬТАТОВ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ В ТРЕХМЕРНЫЕ МОДЕЛИ»

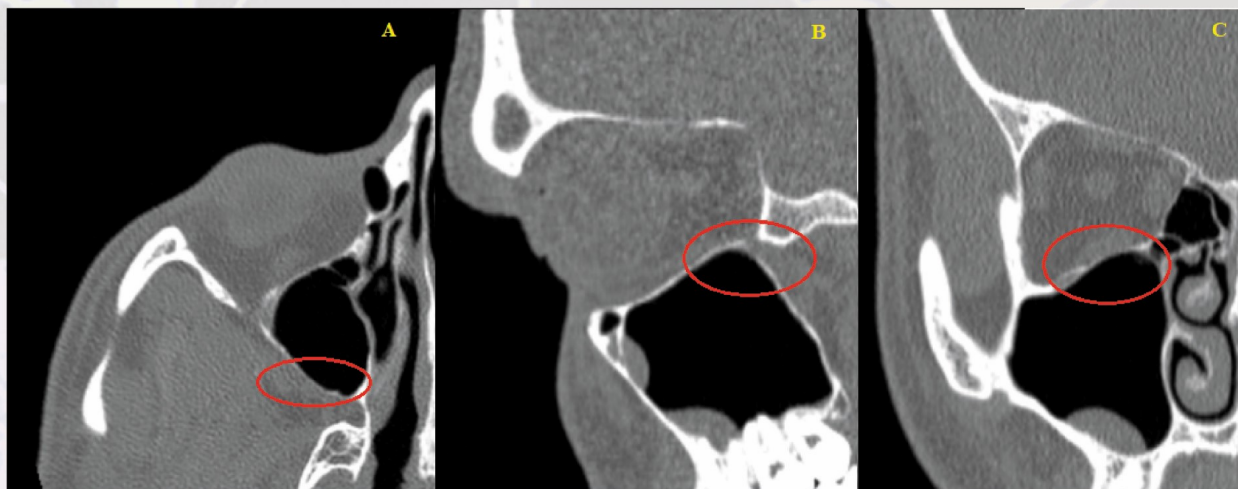


Рис. 1. Изображения трех проекций головы пациента

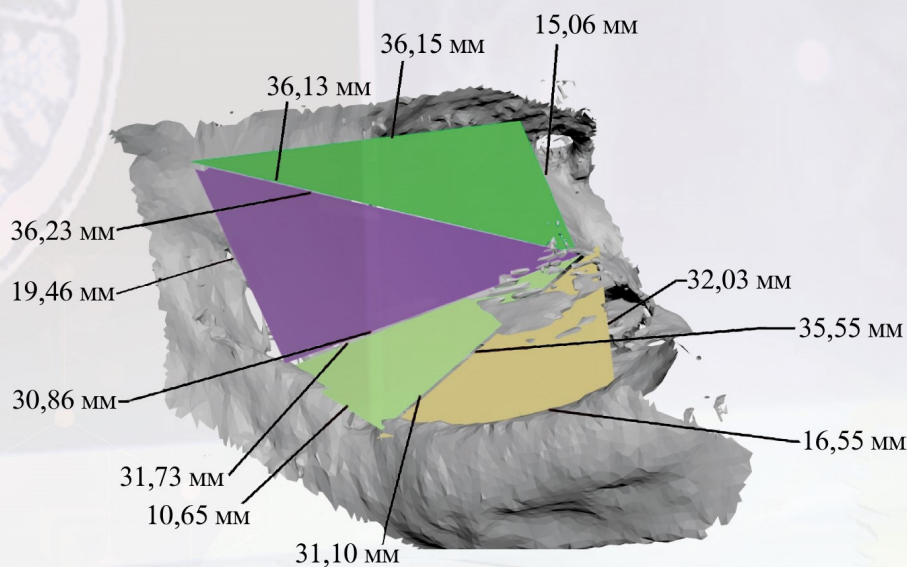


Рис. 3. Размещение треугольников для расчета ориентировочной плоскости

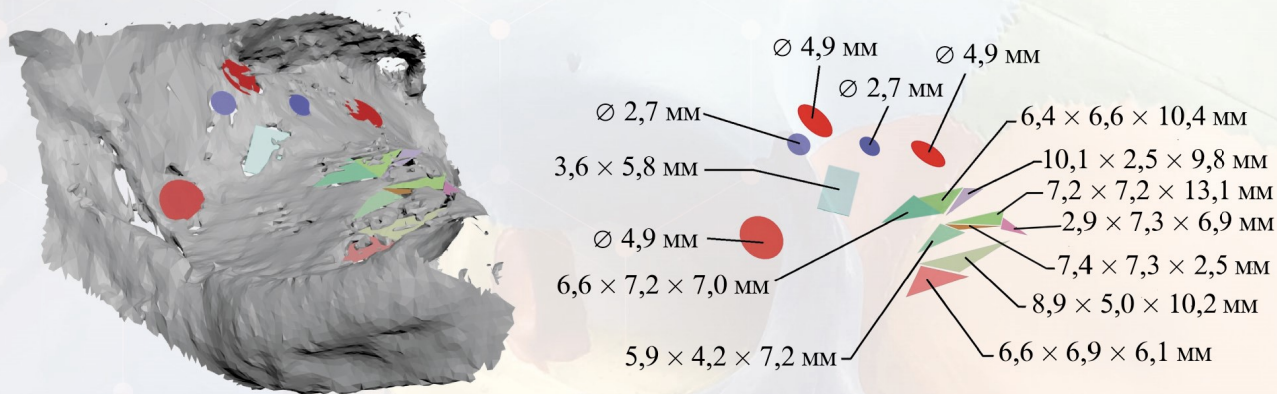


Рис. 4. Круги и прямоугольники, которые вписывались в отверстия трехмерной модели