

РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ОБРАБОТКИ РЕЗУЛЬТАТОВ МУЛЬТИСПИРАЛЬНОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ ГЛАЗНИЦЫ В АВТОМАТИЧЕСКОМ РЕЖИМЕ ДЛЯ ПОСТРОЕНИЯ ТРЕХМЕРНОЙ МОДЕЛИ ГЛАЗНИЦЫ И ОРБИТАЛЬНОГО ИМПЛАНТАТА



В. С. Осипович¹, О. Н. Дудич², В. Л. Красильникова²

¹Белорусский государственный институт информатики и радиозлектроники, Минск, Беларусь

²Институт повышения квалификации и переподготовки кадров в здравоохранении УО «Белорусский государственный медицинский университет», Минск, Беларусь

Цель: разработка технологии построения 3D модели нижних и медиальных костей лицевого черепа с сохранением полной информации об их геометрии на основе результатов мультиспиральной компьютерной томографии (файлы DICOM).

Материал и методы. Во время исследования были проанализированы DICOM-изображения пациентов.

Результаты. Разработан алгоритм подготовки DICOM-изображений для построения трехмерной модели костей лицевого черепа. Алгоритм обработки DICOM-изображений снизил уровень потери данных о тонких костях орбиты при построении трехмерной модели костей лицевого черепа с 22-31% до 3-5%. Разработанное программное обеспечение автоматически изменяет цвет пикселей тонких костей орбиты с серого на белый. Тонкие кости орбиты были расширены на один пиксель с помощью алгоритма обработки DICOM-изображений.

Выводы. Анализ результатов обработки изображений разработанным программным обеспечением проведен с использованием программного обеспечения 3D Slicer. В результате разработки данного программного средства удалось получить полноразмерную 3D модель глазницы с дефектом костей и 3D модель индивидуального орбитального имплантата.

Ключевые слова: мультиспиральная компьютерная томография, перелом глазницы, 3D модель, DICOM изображения

Для цитирования: Осипович, В. С. Разработка алгоритма обработки результатов мультиспиральной компьютерной томографии глазницы в автоматическом режиме для построения трехмерной модели глазницы и орбитального имплантата / В. С. Осипович, О. Н. Дудич, В. Л. Красильникова // Журнал Гродненского государственного медицинского университета. 2024. Т. 22, № 4. С. 349-359. <https://doi.org/10.25298/2221-8785-2024-22-4-349-359>.

Введение

Посттравматические дефекты и деформации нарушают привычную геометрию лица, приводят к развитию функциональных нарушений, образованию косметических дефектов и, как следствие, к нарушению социальной адаптации пациентов. Основное место в системе реабилитации пациентов с посттравматическими изменениями костей лицевого скелета занимают реконструктивные и восстановительные операции, цель которых – восстановление нормальной анатомии поврежденной области для достижения хороших функциональных и эстетических результатов.

Для устранения посттравматических дефектов костей черепа используются разные материалы как биологического, так и синтетического происхождения. Однако основная проблема при использовании большинства существующих материалов – необходимость интраоперационного моделирования имплантата, что не только увеличивает продолжительность вмешательства, но и при обширных повреждениях не позволяет хирургу точно реконструировать трехмерную форму глазницы и достичь желаемого космети-

ческого результата при устранении посттравматического энтофтальма и гипотофтальма [1].

В настоящее время в медицинскую практику внедряются современные компьютерные технологии производства персонализированных имплантатов для устранения дефектов костей черепа [2, 3]. Использование персонализированных имплантатов в реконструктивной хирургии лица продемонстрировало их неоспоримые преимущества, которые, благодаря высокой точности, снижают травматичность, сокращают продолжительность операции и в конечном итоге позволяют достичь предсказуемого стабильного функционального и косметического результата [4].

Для создания таких высокоточных персонализированных имплантатов решающее значение имеет качество мультиспиральной компьютерной томографии (MSCT) [5-7]. Анализ изображений, полученных при MSCT в формате DICOM, и трехмерная реконструкция черепа позволяют хирургу более надежно оценить анатомические особенности конкретного пациента, локализацию, границы и распространенность патологического процесса, а также планировать объем операции [2, 8, 9].

Однако среди всех костей лицевого скелета нижние и медиальные стенки орбиты – особо тонкие структуры (толщина ~ 0,1-0,3 мм), что меньше разрешающей способности существующих аппаратов (до 0,625 мм). В связи с этим построение 3D модели с использованием программного обеспечения томографии не дает полной информации о состоянии нижних и медиальных стенок орбиты, они выглядят как ячеистая структура, имеют поры. В результате преобразования файлов DICOM в 3D модель часть информации о тонких и мелких костях орбиты теряется.

Эти потери приводят к трудностям в определении геометрии поврежденных костей. Следует также отметить, что программное обеспечение существующих MSCT не позволяет редактировать полученные 2D изображения, 3D модели результата реконструкции, что приводит к необходимости использования дополнительного программного обеспечения. Программная обработка и анализ изображений приобретают большое значение в медицине в целом и в травматологии в частности [10, 11].

Цель работы заключается в разработке технологии построения 3D модели нижних и медиальных костей лицевого черепа с сохранением полной информации об их геометрии на основе результатов мультиспиральной компьютерной томографии (файлы DICOM).

Материал и методы

Во время исследования были проанализированы DICOM-изображения пациентов. DICOM-изображения содержали данные MSCT-сканирования головы пациентов, включая поврежденную часть глазницы. DICOM-изображения получены с помощью устройства Siemens Emotion 6. На первых этапах исследования проанализировали данные разных пациентов обоих полов в возрасте от 20 до 40 лет с повреждением костей глазницы.

DICOM-изображения показывали срезы головы человека, используя плотность тканей тела. Чем выше плотность, тем интенсивнее белый цвет на DICOM-изображении. Мягкие части окрашены в серый цвет, пустоты – в черный цвет.

Среди всех костей лицевого скелета нижняя и медиальная стенки глазницы – особо тонкие структуры (толщина ~ 0,1-0,3 мм), что меньше разрешающей способности существующих аппаратов (до 0,625 мм). В этой связи построение 3D модели с использованием программного обеспечения (ПО) томографа не дает полной информации о состоянии нижней и медиальной стенок глазницы, они выглядят как ячеистая структура, имеют поры (рис. 1). В результате преобразования файлов DICOM в 3D модель теряется часть информации о тонких и мелких костях глазницы. Эти потери приводят к сложности в определении геометрии поврежденных костей.

Кроме того, эти потери информации усложняют использование таких DICOM-изображений при построении модели повреждения путем

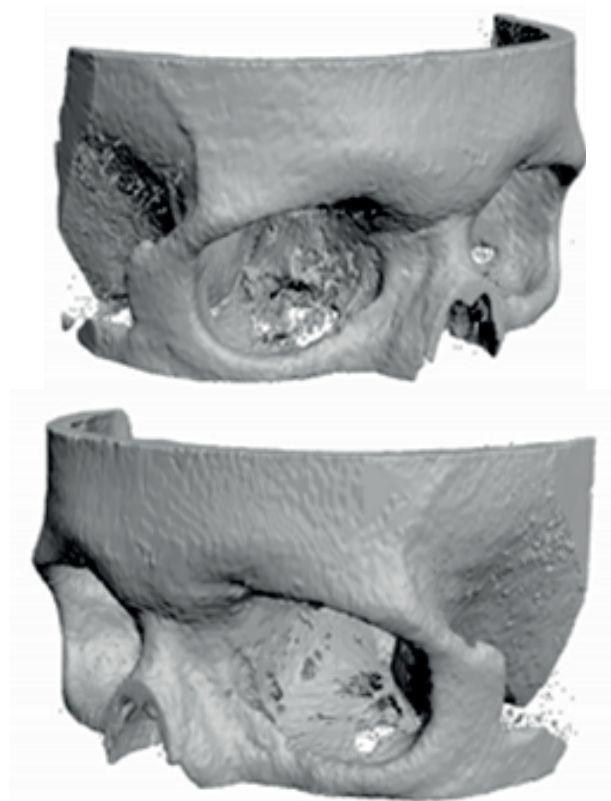


Рисунок 1. – Вид трехмерной модели костей лицевого черепа: результат построения 3D редактором
Figure 1. – View of a three-dimensional model of the bones of the facial skull: the result of construction by a 3D editor

последующего отзеркаливания костей здоровой глазницы в область поврежденной глазницы с вычитанием. В связи с этим был осуществлен детальный анализ изображений послойного сканирования глазниц и проведены экспериментальные исследования алгоритма предобработки данных изображений для сохранения информации о тонких костях глазницы.

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 показал, что в некоторых местах тонкие кости глазницы дали поглощение рентгеновского луча меньше, чем должны давать кости, имеют, соответственно, на изображении DICOM, а также на остальных проекциях цвет, отличный от белого (рис. 2). Однако любое программное обеспечение при построении трехмерной модели костей лицевого черепа использует в качестве исходных данных пиксели белого цвета. Таким образом, при генерации трехмерной модели происходит потеря информации о костях глазницы. Потерю информации оценивали путем определения площади костей глазницы и суммы площадей дефектов (отверстий) в этих костях на трехмерной модели. Результаты оценки представлены ниже.



Рисунок 2. – Изображения трех проекций черепа пациента
 Figure 2. – Images of three projections of the patient's skull

Таким образом, необходимо было внести дополнения в исходные изображения в формате DICOM, сделать тонкие кости видимыми для алгоритмов программного обеспечения, при этом не внести искажения в результат построения 3D модели костей головного черепа пациента. Должна сохраниться геометрия повреждения костей глазницы, то есть дополнения должны коснуться только костей здоровой глазницы.

Результаты и обсуждение

Анализ MSCT в трех проекциях показал, что тонкие кости глазницы граничат с пустотами в черепной коробке (околоносовые пазухи). В то же время при повреждении костей глазницы эти пустоты заполняются биологическими клетками, в основном жировыми клетками или элементами крови, что приводит к изменению уровня

поглощения рентгеновского излучения и к изменению изображения DICOM относительно здоровой глазницы. Поэтому при разработке программного обеспечения, вносящего изменения в исходные DICOM файлы, это надо учитывать и использовать.

Осуществлена обработка исходных DICOM изображений разработанным специальным программным модулем следующим алгоритмом, представленным на рисунке 3.

Информация о цвете пикселей в DICOM файлах хранится в соответствии с форматом gray 16 [12]. Для определения черного, серого и белого цвета при разработке специального программного модуля был проанализирован спектр формата gray 16 (рис. 4). В качестве критерия выбора при анализе спектра выступало определенное

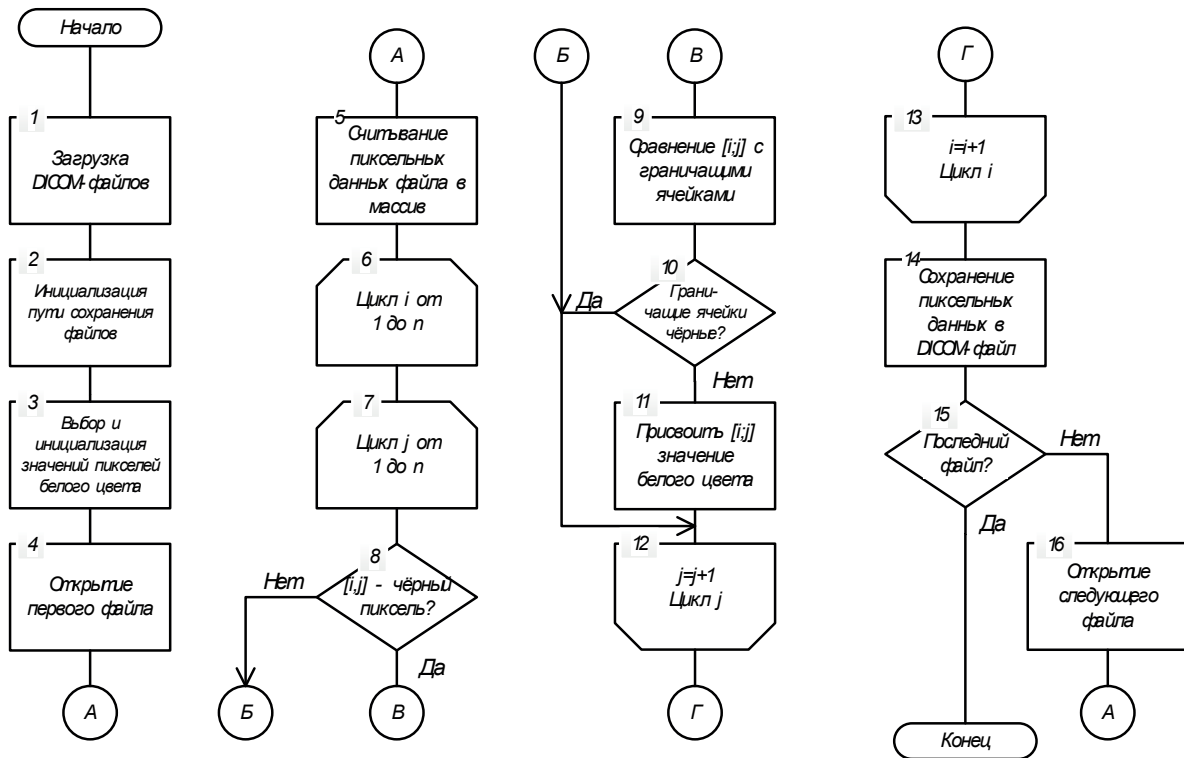


Рисунок 3. – Блок-схема алгоритма обработки исходных DICOM-изображений
 Figure 3. – Block diagram of the algorithm for processing original DICOM images

визуально среднее количество пикселей черного, белого и серого цвета, 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: ширина и длина изображения в пикселях, соответственно.

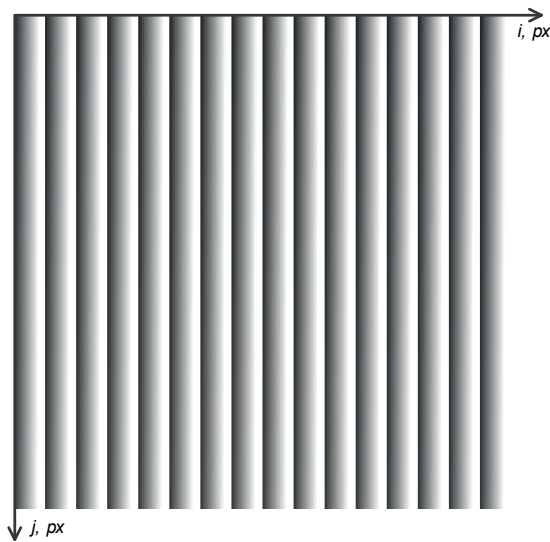


Рисунок 4. – Цветовой спектр DICOM-изображений: i – значение младшего байта пикселя формата gray16, $i = [0; 255]$, j – значение старшего байта пикселя формата gray16, $j = [0; 255]$

Figure 4. – Color spectrum of DICOM images: i – value of the low byte of a gray16 pixel, $i = [0; 255]$, j – value of the high byte of a gray16 pixel, $j = [0; 255]$

В качестве черного цвета приняты следующие значения байт пикселей формата gray16 (7), (8):

$$i = 16 * n, n = \overline{("0,15")}; \quad (7),$$

$$j = [0; 255] \quad (8)$$

где n – целое число.

В качестве белого цвета приняты следующие значения байт пикселей формата gray16 (9) (10) (11) (12):

$$i = 12 + 16 * n, n = \overline{("0,15")} \quad (9),$$

$$j = [144; 255] \quad (10),$$

$$i = [13; 15] + 16 * n, n = \overline{("0,15")} \quad (11),$$

$$j = [0; 255] \quad (12)$$

Оставшиеся значения байт пикселей формата gray 16 приняты в качестве серого цвета.

В результате апробации исходного алгоритма (рис. 3) обнаружен существенный недостаток обработки DICOM-изображений разработанным программным модулем. Алгоритм преобразовывал в костную ткань кожу на лице пациента. Это усложняло просмотр и дальнейшую работу по анализу и построению геометрии поврежденная для изготовления индивидуального имплантата. С целью устранения данного недостатка были внесены изменения в алгоритм обработки специального программного обеспечения: после блока 13 алгоритма (рис. 3) добавлены дополнительные действия по корректировке массива пиксельных данных (рис. 5).

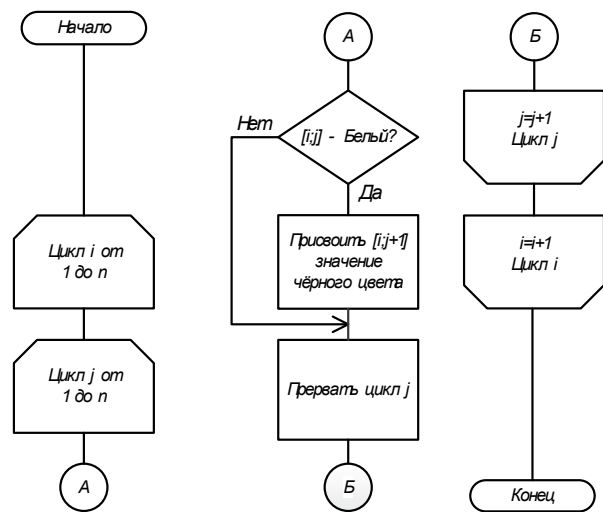


Рисунок 5. – Модифицированная блок-схема алгоритма обработки исходных DICOM-изображений

Figure 5. – Modified block diagram of the algorithm for processing original DICOM images

Исходные трехмерная модель и результаты реконструкции костей лицевого черепа в трех проекциях изображены на рисунках 6 и 7, соответственно. Результаты работы программного модуля изображены на фигуре 3С и 3D. При анализе трехмерной модели (фиг. 3D) видно, что левая глазница (фиг. 3D2) имеет четкие, без отверстий, кости глазницы. Это позволяет однозначно идентифицировать глазницу с поврежденными костями (рис. 6).

При анализе изображения на рисунке 7 видно, что левая глазница трехмерной модели (правая часть рисунка) имеет четкие, без отверстий, кости глазницы. Это позволяет однозначно идентифицировать глазницу с поврежденными костями, использовать ее при построении модели повреждения костей травмированной глазницы.

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

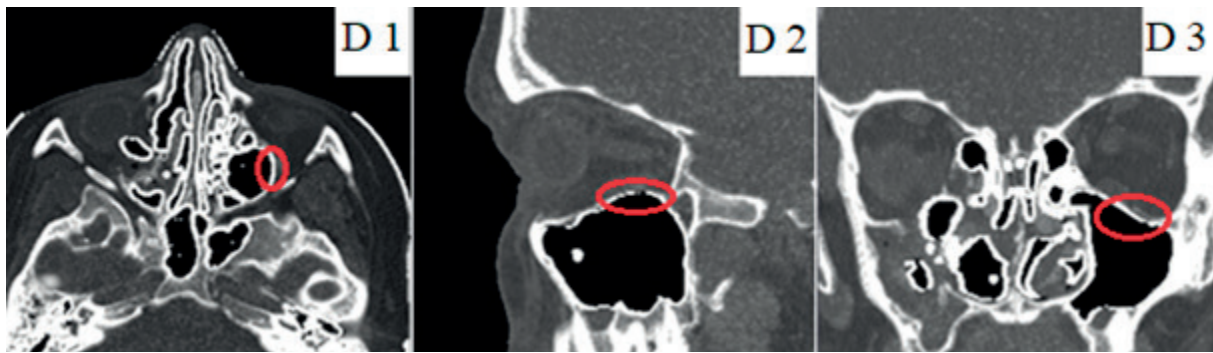


Рисунок 6. – Три проекции черепа пациента, построенные на основе преобразованных специальным программным обеспечением исходных DICOM-изображений

Figure 6. – Three projections of the patient's skull, constructed on the basis of original DICOM images transformed by special software

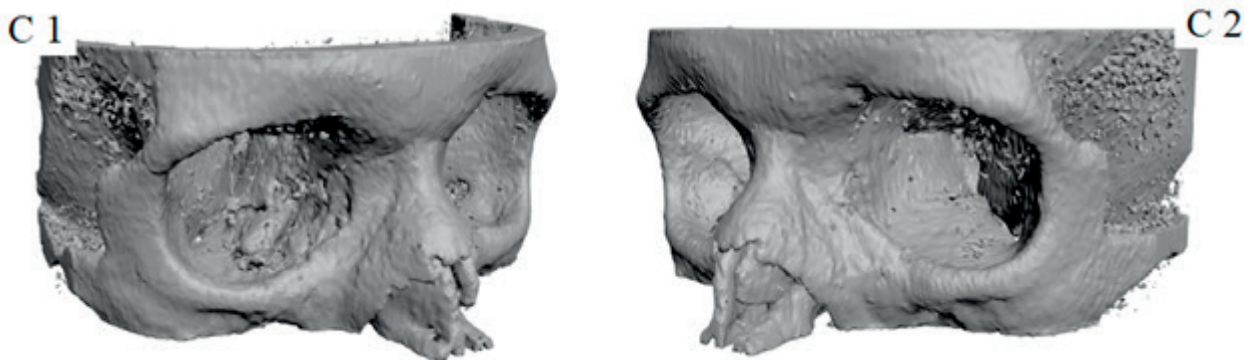


Рисунок 7. – Вид трехмерной модели костей лицевого черепа после обработки специальным программным обеспечением: результат построения 3D редактором

Figure 7. – View of a three-dimensional model of the facial bones after processing with special software: the result of construction by a 3D editor

Для расчета ориентировочной площади глазницы в 3D редакторе были созданы 4 треугольника, которые расположены в разных плоскостях глазницы (рис. 8). После измерения значений сторон всех треугольников были рассчитаны их площади с использованием формулы Герона (13):

$$S = \sqrt{p(p-a)(p-b)(p-c)} \tag{13}$$

где p – полупериметр, рассчитан по формуле (14):

$$p = \frac{a+b+c}{2} \tag{14}$$

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. 9). Для расчета площади треугольников применена формула (13), а для расчета площадей прямоугольников и кругов – формулы (15) и (16), соответственно;

$$S = a * b \tag{15}$$

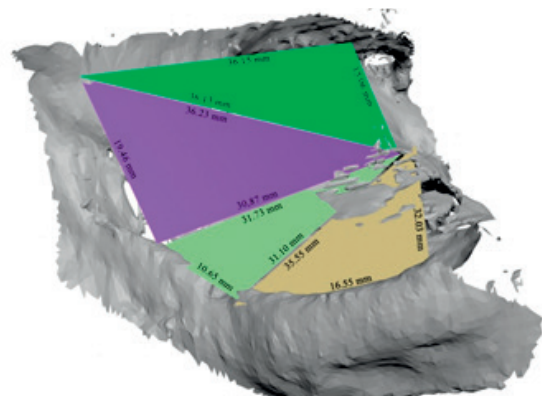


Рисунок 8. – Определение исходных данных для расчета площади нижней и медиальной костей глазницы

Figure 8. – Determination of initial data for calculating the area of the inferior and medial orbital bones

$$S = \pi * r^2 \tag{16}$$

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

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

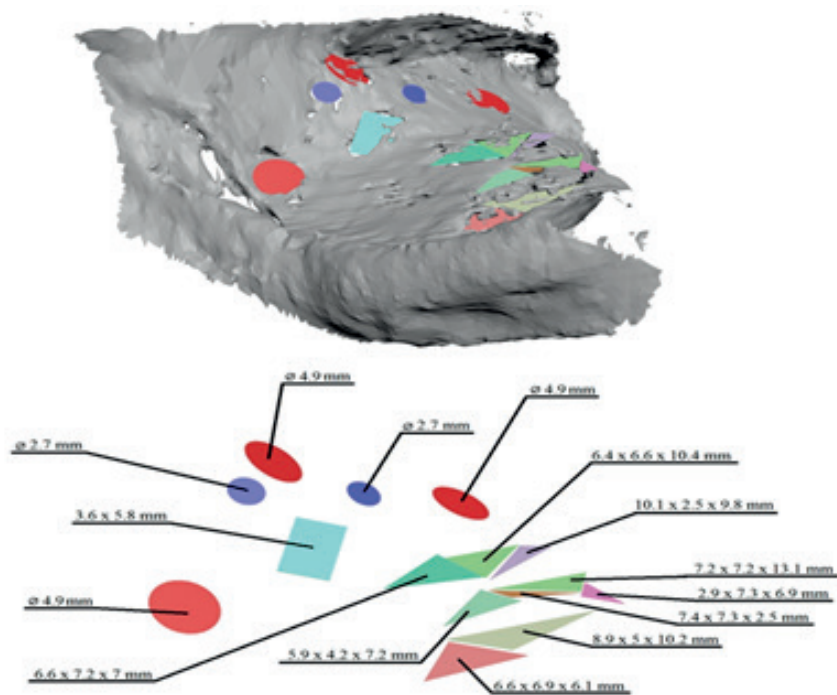


Рисунок 9. – Определение исходных данных для расчета площади отверстий в нижней и медиальной костях глазницы
Figure 9. – Determination of initial data for calculating the area of the openings in the lower and medial bones of the orbit

В общей сложности расчет процента потери информации для конвертации DICOM-изображений в stl формат с применением изобретения и без него был осуществлен для 30 комплектов. Результаты расчета процента потери информации с применением способа составили 3-5%, а без него – 22-31%.

Основная конечная цель разработки алгоритма автоматического расчета параметров глазницы, размера и конфигурации дефекта ее стенки – получение 3D модели поврежденной глазницы в натуральную величину, идентификация размеров и конфигурации дефекта стенки глазницы для изготовления персонализированного имплантата из титановой пластины, с высокой точностью соответствующего поврежденному участку глазницы.

Вместе с тем на послойных 2D снимках, получаемых с помощью MSCT (DICOM), перелом стенок глазниц достаточно отчетливо визуализируется. При послойной обработке снимков DICOM, имея возможность зафиксировать видимое в 2D повреждение, можно уже в полуавтоматическом режиме с большими временными затратами построить точную 3D модель поврежденной глазницы и на основании полученной 3D модели изготовить индивидуальный титановый имплантат. Однако в автоматическом режиме данное существующее программное обеспечение редактировать полученные данные не позволяет.

Разработка программного средства оценки состояния глазничного органоконтекста путем автоматической обработки данных MSCT (DICOM) была осуществлена совместно с со-

трудниками кафедры инженерной психологии и эргономики БГУИР.

Первоначальный алгоритм воспроизводства 3D моделей, прототипов глазницы и титанового имплантата включал три основных этапа:

1. Выполнение исследования на томографе. Получение файлов со снимками пациента в формате DICOM.

2. Перенос полученных DICOM файлов в программу 3DSlicer и построение 3D модели глазницы (рис. 10).

Для определения точного размера дефекта кости и построения его 3D модели выбирали минимум две плоскости, на которых наиболее хорошо визуализировался перелом (например, коронарную и сагиттальную проекцию) и вручную начинали отмечать дефект костных стенок глазницы.

При пошаговом рассмотрении файлов DICOM на одной из выбранных плоскостей (в зависимости от места повреждения, на рисунке примера – в коронарной проекции) находили дефект костной стенки (рис. 11).

Затем в режиме редактирования (покадрово) фиксировали границы дефекта от его начала до конца, отметки, зафиксированные в одной плоскости, автоматически отображались в соответствующих местах в других плоскостях и на 3D модели (рис. 12).

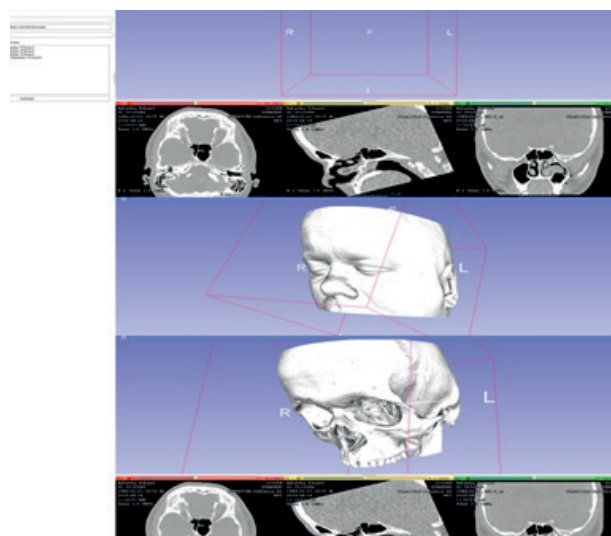


Рисунок 10. – Построение 3D модели глазницы по стандартным программам
Figure 10. – Construction of a 3D model of the eye socket using standard programs

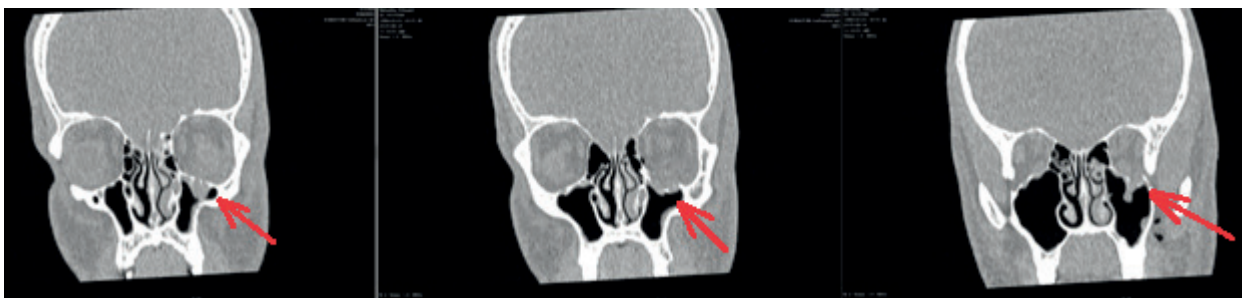


Рисунок 11. – Визуализация зоны дефекта нижней стенки в коронарной плоскости
 Figure 11. – Visualization of the inferior wall defect zone in the coronary plane

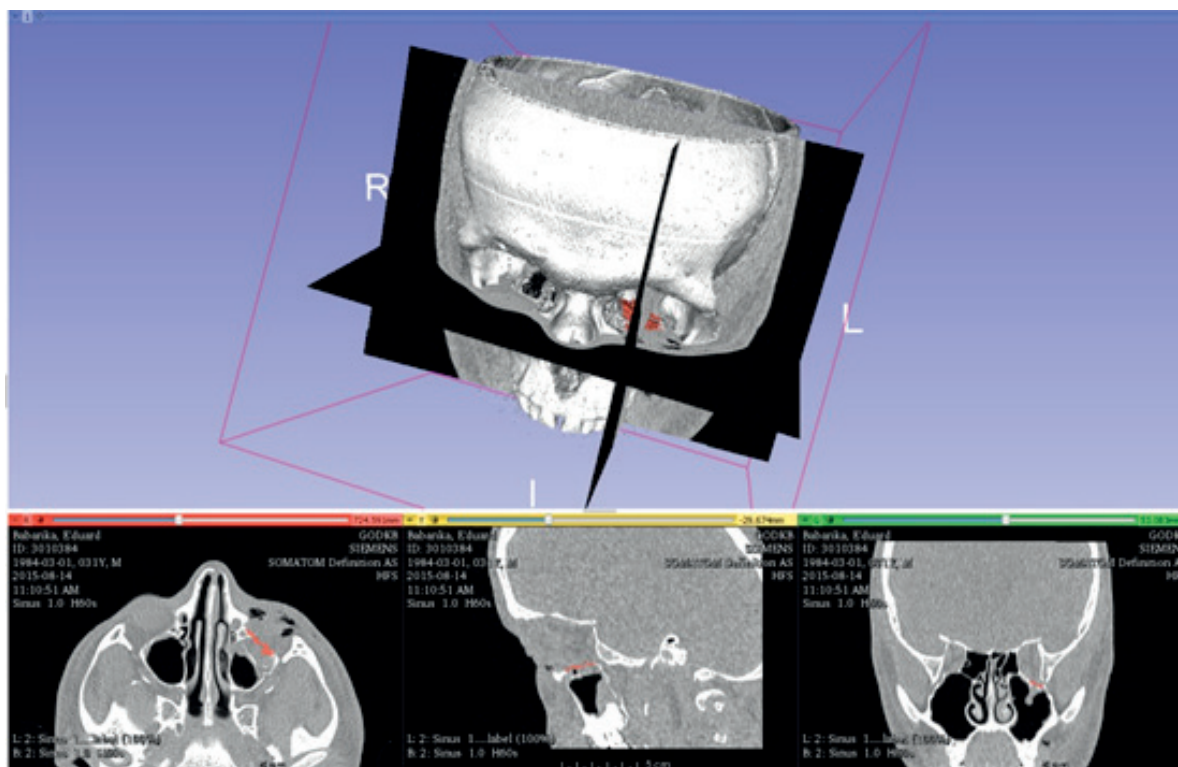


Рисунок 12. – Отображение зоны дефекта в 2D и 3D моделях
 Figure 12. – Display of the defect zone in 2D and 3D models

Далее находили дефект в следующей выбранной плоскости (на рисунке примера – в сагиттальной проекции). Корректировали и дополняли имеющиеся на нем отметки, сделанные в коронарной плоскости (рис. 13).

Таким образом, формировались точные границы дефекта, которые отображались как на виртуальной 3D модели глазницы, так и изолированно, и далее экспортировались в 3D редактор (рис. 14-15).

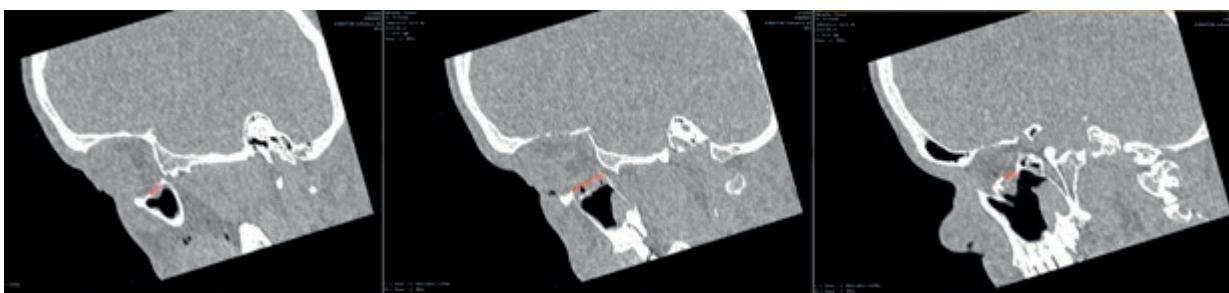


Рисунок 13. – Визуализация дефекта в сагиттальной плоскости
 Figure 13. – Visualization of the defect in the sagittal plane

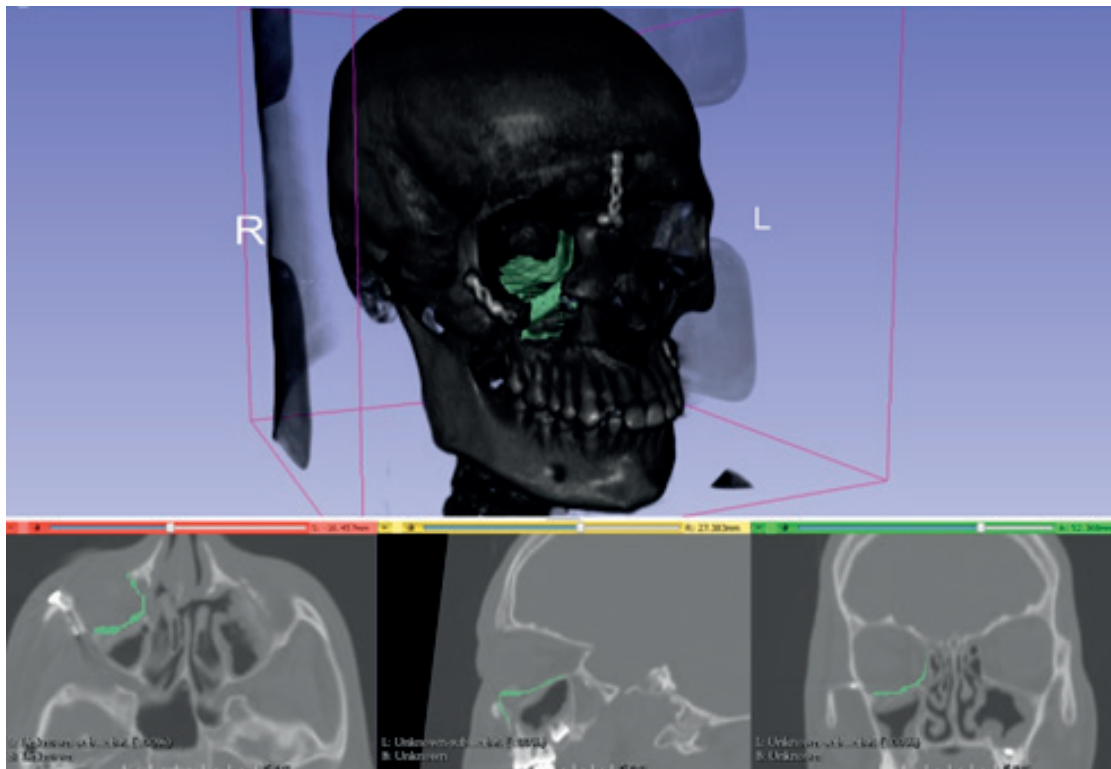


Рисунок 14. – Визуализация виртуальной 3D модели дефекта
Figure 14. – Visualization of a virtual 3D model of a defect

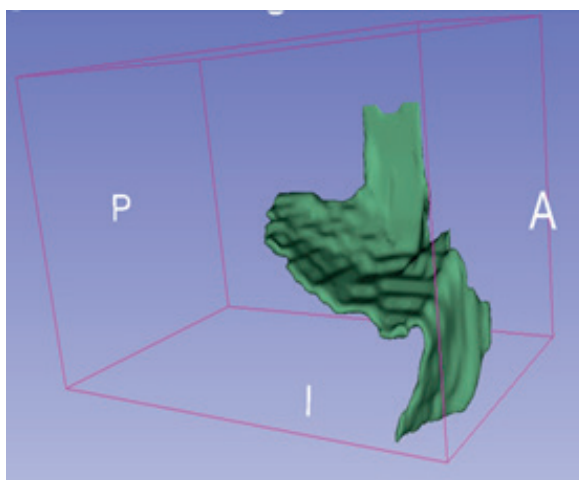


Рисунок 15. – Визуализация виртуальной 3D модели дефекта
Figure 15. – Visualization of a virtual 3D model of a defect

Полученные виртуальные 3D модель глазницы и 3D модель пластины печатались на 3D принтере (рис. 16).

Индивидуальная титановая пластина изготавливалась из листового титана с применением лазерной резки, что требовало создания дополнительной плоской модели пластины. В этой связи в 3D редакторе делали развертку 3D модели дефекта, получая контур предварительной плоской заготовки в одной плоскости (рис. 17), после чего экспортировали контур в программу обработки векторной графики (CorelDraw) для последующей корректировки.

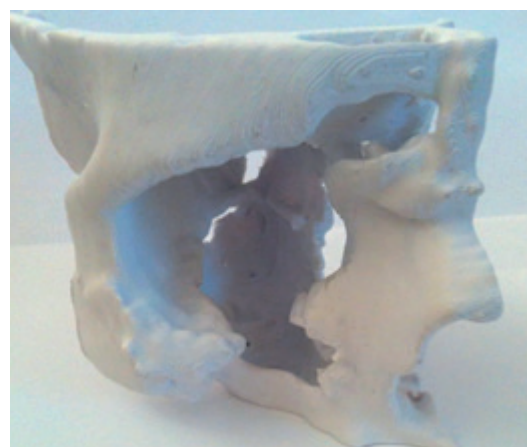


Рисунок 16. – Прототипы глазницы и дефекта
Figure 16. – Prototypes of the orbit and defect

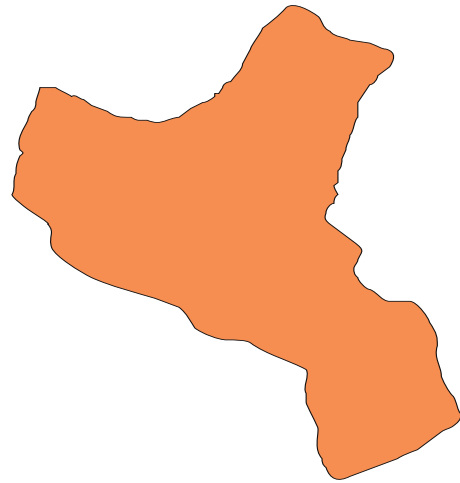


Рисунок 17. – Контур плоскостной заготовки имплантата
Figure 17. – Contour of the flat implant blank

Прототип дефекта точно повторял контуры перелома, поэтому в программе обработки векторной графики, применив функцию «интерактивный контур», увеличивали контур заготовки на 1-1,5 мм для того, чтобы пластина была на 2-3 мм больше, чем сам перелом (рис. 18).

В программе обработки векторной графики наносили перфорации. Продольные просечки на центральной части пластины наносились с целью улучшения сгибания будущего имплантата и придания ему анатомических изгибов. По периметру наносились отверстия диаметром 1,5 мм, которые увеличивают сцепление имплантата с неповрежденными участками костных структур глазницы за счет пролабирования в полость отверстий параорбитальной клетчатки. В области предполагаемых точек фиксации наносились отверстия для крепления.

Используя векторный файл плоскостной заготовки имплантата, на специальном оборудовании лазером вырезали индивидуальный имплантат из листового титана толщиной 0,4 мм (рис. 18).

На данном этапе разработки алгоритма автоматического расчета параметров глазницы и размера ее дефекта подтвердилась возможность использования изначальных массивов данных DICOM для создания 3D модели глазницы и индивидуального имплантата.

Тем не менее, весь процесс обработки изображений глазницы на данном этапе происходил практически в ручном режиме. Границы дефекта костных стенок глазницы с захватом всей поверхности дефекта обрисовывался вручную врачом-офтальмологом совместно с врачом-рентгенологом и инженером-техником.

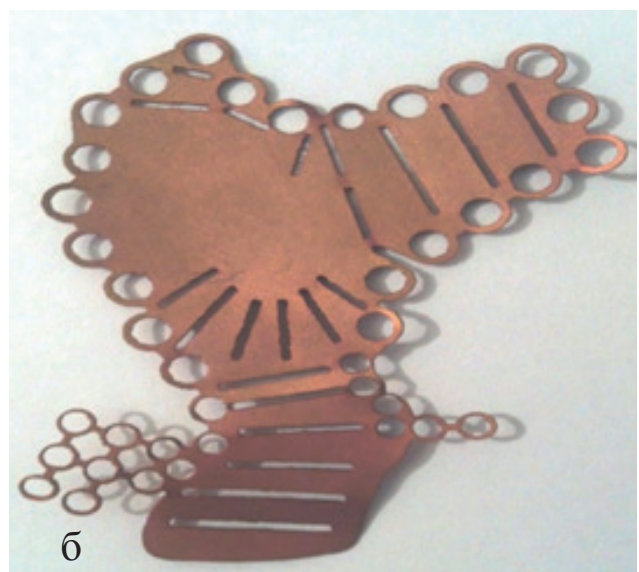
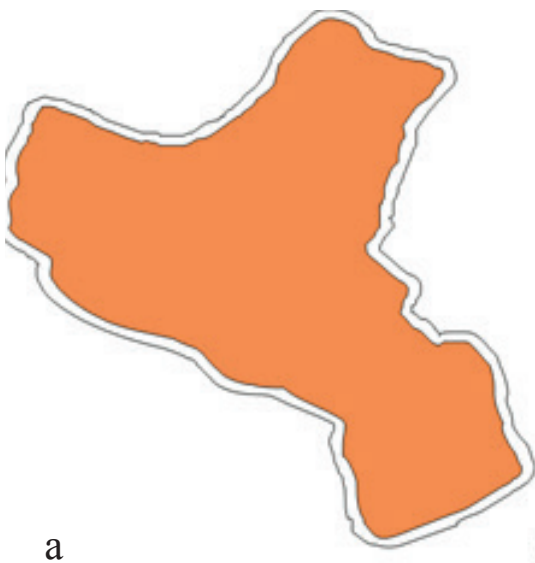


Рисунок 18. – а) увеличение контура имплантата на 2-3 мм; б) индивидуальный имплантат
Figure 18. – a) increase in the implant contour by 2-3 mm; b) individual implant

Данный процесс занимал много времени и был трудоемким. Время, затраченное на обработку данных, зависело от размера и сложности дефекта костных структур глазницы, по нашим расчетам составило в среднем $153,3 \pm 12,7$ минуты. В результате такой совместной работы накоплен достаточный объем размеченного материала, необходимого для обучения нейронных сетей.

Были расширены границы глубокого обучения нейросети и ее возможностей по автоматическому определению анатомических параметров глазницы, автоматическому расчету объемов глазниц, наличия и степени дистопии. Апробация адекватности и эффективности избранного решения по разработке автоматизированного программного средства обработки данных MSCT была проведена в ходе эксперимента на черепае кролика.

Выводы

1. Установлено, что преобразование 1 пикселя в цвет костной ткани при предварительной обработке специальным программным обе-

спечением – это оптимальное количество для построения трёхмерной модели с сохранением полной информации о структуре костей глазницы. Обработка исходных DICOM-изображений разработанным программным обеспечением приводит к снижению потери информации о костях глазницы при построении трехмерной модели костей лицевого черепа с 22-31% до 3-5%, то есть осуществлена коррекция DICOM-изображений в автоматическом режиме.

2. Разработанное программное средство позволяет также с высокой степенью соответствия определять на 3D полимерного прототипа черепа человека в масштабе 1:1 размеры и конфигурацию дефекта костной стенки глазницы, использовать полученную информацию для изготовления индивидуального имплантата.

3. Использование MSCT с разработанным программным средством существенно расширяет возможности хирурга в плане диагностики состояния поврежденной глазницы до и после реконструктивной операции, при подготовке плана операции и в ходе самой операции.

Литература

- Еолчиан, С. А. Пластика сложных дефектов черепа имплантатами из титана и полиэфирэтеркетона (PEEK), изготовленными по CAD/CAM технологиям / С. А. Еолчиан // Вопросы нейрохирургии им. Н.Н. Бурденко. – 2014. – Т. 78, № 4. – С. 3-13. – edn: SXTEGJ.
- Компьютерное моделирование и лазерные технологии в реабилитации пациентов при травме средней зоны лица / В. А. Стучилов [и др.] // Альманах клинической медицины. – 2015. – № 36. – С. 82-89. – edn: TMUWFB.
- Computer-assisted therapy in orbital and mid-facial reconstructions / A. Schramm [et al.] // Int. J. Med. Robot. – 2009. – Vol. 5, iss. 2. – P. 111-124. – doi: 10.1002/rcs.245.
- Хирургическая реконструкция посттравматических дефектов и деформаций глазницы с использованием безрамной навигации / Д. В. Давыдов, О. В. Левченко, В. М. Михайлюков // Вестник офтальмологии. – 2014. – Т. 130, № 2. – С. 20-26. – edn: SDHRHH.
- Масалитина, Н. Н. Применение автоматизированного классификатора результатов компьютерной томографии для построения геометрической модели позвонка человека / Н. Н. Масалитина, К. С. Курочка // Доклады Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники. – 2017. – № 3 (105). – С. 12-19. – edn: ZDINEB.
- Пластина Рыбальченко для реконструкции поврежденных костных структур скулоглазничноверхнечелюстного комплекса и способ реконструкции поврежденных костных структур скулоглазничноверхнечелюстного комплекса с ее использованием : пат. RU 2202302 / Г. Н. Рыбальченко ; КОНМЕТ Инкорпорейтед. – Оpubл. 20.04.2003.
- Способ изготовления индивидуализированного прецизионного имплантата для восполнения сложного субтотального полиоссального дефекта глазницы : пат. RU 2164392 / А. З. Шалумов. – Оpubл. 27.03.2001.
- Standard DICOM 3.0 [Electronic resource] // DICOM. – Mode of access: <https://www.dicomstandard.org/current>. – Date of access: 13.03.2024.
- Красильникова, В. Л. Обоснование выбора конструкции имплантата из титана, предназначенного

для устранения костных дефектов стенок глазницы на основе морфогистологического исследования тканей / В. Л. Красильникова, О. Н. Дудич, И. В. Залуцкий // Офтальмология. Восточная Европа. – 2017. – № 1. – С. 80-102. – edn: XWGGBB.

- Hussain, T. ViPS: A novel visual processing system architecture for medical imaging / T. Hussain // Biomed. Signal Process. Control. – 2017. – Vol. 38. – P. 293-301. – doi: 10.1016/j.bspc.2017.06.003.
- Mohan, G. MRI based medical image analysis: Survey on brain tumor grade classification / G. Mohan, M. Subashini // Biomed. Signal Process Control. – 2018. – Vol. 39. – P. 139-161. – doi: 10.1016/j.bspc.2017.07.007.
- PGM – Netpbm grayscale image format [Electronic resource]. – Mode of access: <http://netpbm.sourceforge.net/doc/pgm.html>. – Date of access: 13.02.2024.

References

- Eolchiian SA. Complex skull defects reconstruction with CAD/CAM titanium and polyetheretherketone (PEEK) implants. *Burdenkos Journal of Neurosurgery*. 2014;78(4):3-13. edn: SXTEGJ. (Russian).
- Stuchilov VA, Nikitin AA, Sekirin AB, Filatova EV, Larionov KS, Grishin AS, Kokorev VYu, Ryabtseva AA. Computer modeling and laser technologies in rehabilitation of patients with midfacial trauma. *Almanac of Clinical Medicine*. 2015;(36):82-89. edn: TMUWFB. (Russian).
- Schramm A, Suarez-Cunqueiro MM, Rücker M, Kokemueller H, Bormann KH, Metzger MC, Gellrich NC. Computer-assisted therapy in orbital and mid-facial reconstructions. *Int J. Med Robot*. 2009;5(2):111-124. doi: 10.1002/rcs.245.
- Davydov DV, Levchenko OV, Mikhailiukov VM. Surgical reconstruction of posttraumatic defects and deformities of the orbit using frameless navigation. *Russian Annals of Ophthalmology*. 2014;130(2):20-26. edn: SDHRHH. (Russian).
- Masalitina NN, Kurochka KS. The automated classificatory of computer tomography results for lumbar spine geometric modeling. *Doklady Belorusskogo gosudar-*

- stvennogo universiteta informatiki i radioelektroniki. 2017;3(105):12-19. edn: ZDINEB. (Russian).
6. Rybalchenko GN, inventors; KONMET Inkorporejted, assignee. Plastina Rybalchenko dlja rekonstrukcii povrezhdennyh kostnyh struktur skuloglaznichnoverhnecheljustnogo kompleksa i sposob rekonstrukcii povrezhdennyh kostnyh struktur skuloglaznichnoverhnecheljustnogo kompleksa s ee ispolzovaniem. RU patent 2202302. 2003 Apr 20. (Russian).
 7. Shalumov AZ, inventors. Sposob izgotovlenija individualizirovannogo precizionnogo implantata dlja vospolnenija slozhnogo subtotalnogo polioossalnogo defekta glaznicy : RU patent 2164392. 2001 March 27. (Russian).
 8. Standard DICOM 3.0 [Internet]. Available from: <https://www.dicomstandard.org/current>
 9. Krasilnikova V, Dudzich O, Zalutsky J. Justification of the choice of titanium implants, intended for closing of orbital bone defects based on a morphologic and histological evaluation of tissues. *Ophthalmology. Eastern Europe*. 2017;7(1):80-102. edn: XWGGBB.
 10. Hussain T. ViPS: A novel visual processing system architecture for medical imaging. *Biomed. Signal Process. Control*. 2017;38:293-301. doi: 10.1016/j.bspc.2017.06.003.
 11. Mohan G, Subashini M. MRI based medical image analysis: Survey on brain tumor grade classification. *Biomed. Signal Process Control*. 2018;39:139-161. doi: 10.1016/j.bspc.2017.07.007.
 12. PGM – Netpbm grayscale image format [Internet]. Available from: <http://netpbm.sourceforge.net/doc/pgm.html>

DEVELOPMENT OF AN ALGORITHM FOR PROCESSING THE RESULTS OF MULTISPIRAL COMPUTED TOMOGRAPHY OF THE ORBIT IN AUTOMATIC MODE FOR CONSTRUCTING A THREE-DIMENSIONAL MODEL OF THE ORBIT AND ORBITAL IMPLANT

V. S. Asipovich¹, O. N. Dudich², V. L. Krasilnikova²

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

²Institute for Advanced Studies and Retraining of Healthcare Personnel, educational institution “Belarusian State Medical University”, Minsk, Belarus

The aim of the work is to develop a technology for constructing a 3D model of the lower and medial bones of the facial skull while preserving complete information about their geometry based on the results of multispiral computed tomography (DICOM files).

Material and methods: During the study, DICOM images of patients were analyzed.

Results. An algorithm for preparing DICOM images for constructing a three-dimensional model of the facial bones has been developed. The DICOM image processing algorithm reduced the level of data loss on the thin bones of the orbit when constructing a three-dimensional model of the facial bones from 22–31% to 3–5%. The developed software automatically changes the color of the pixels of the thin orbital bones from gray to white. The thin orbital bones were expanded by one pixel using the DICOM image processing algorithm.

Conclusions. The analysis of the image processing results by the developed software was carried out using the 3D Slicer software. As a result of the development of this software, it was possible to obtain a full-size 3D model of the orbit with a bone defect and a 3D model of an individual orbital implant.

Keywords: Multispiral computed tomography, orbital fracture, 3D model, DICOM images

For citation: Asipovich VS, Dudich ON, Krasilnikova VL. Development of an algorithm for processing the results of multispiral computed tomography of the orbit in automatic mode for constructing a three-dimensional model of the orbit and orbital implant. *Journal of the Grodno State Medical University*. 2024;22(4):349-359. <https://doi.org/10.25298/2221-8785-2024-22-4-349-359>.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.

Об авторах / About the authors

Осипович В.С. / Asipovich V.S., ORCID: 0000-0001-9658-286

Дудич О.Н. / Dudich O.N., ORCID: 0009-0004-6554-3230

*Красильникова В.Л. / Krasilnikova V.L., e-mail: krasilnikova_vik@mail.ru, ORCID: 0000-0002-5852-2616

* – автор, ответственный за переписку / corresponding author

Поступила / Received: 05.07.2024

Принята к публикации / Accepted for publication: 25.07.2024