

# МАТЕМАТИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ КОРУНДОВЫХ ИМПЛАНТАТОВ В РЕКОНСТРУКТИВНОЙ ХИРУРГИИ ФРОНТО-ОРИТАЛЬНЫХ КОСТНЫХ ДЕФЕКТОВ

*В.И. Сипитый<sup>1</sup>, О.Г. Аврунин<sup>2</sup>, Ю.А. Бабалян<sup>3</sup>, Б.В. Гунько<sup>3</sup>*

<sup>1</sup>Харьковский государственный медицинский университет, кафедра нейрохирургии

<sup>2</sup>Харьковский национальный университет радиотехники, кафедра биомедицинских электронных приборов и систем

<sup>3</sup>Харьковская областная клиническая больница, отделение нейрохирургии

## РЕЗЮМЕ

На основании данных спиральной компьютерной томографии головы, разработана трех-этапная методика компьютерного моделирования имплантатов для реконструктивной хирургии фронто-орбитальных костных дефектов, позволяющая производить расчет параметров имплантата в полу-автоматическом режиме (интерактивном режиме с максимальной степенью автоматизации), выполнять 3D визуализацию объемной модели костного дефекта и формировать исходные данные для изготовления протеза.

**КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА:** костные дефекты, фронто-орбитальные, реконструктивная хирургия, компьютерное моделирование

Особенности регенеративных свойств костей свода черепа и связанные с этим проблемы закрытия дефектов издавна привлекали внимание хирургов [1, 2, 3, 6, 10].

Костные дефекты свода и основания черепа по этиологическому фактору, могут быть, как врожденными, так и приобретенными (травматические, гипертензионные, опухолевые, ятрогенные) [3, 4], но их патогенетические механизмы, приводящие к нарушению необходимых для нормального функционирования и развития мозга условия относительно замкнутой полости, одинаковы [8]. Нарастающие в динамике расстройства гемо-, ликвородинамики как локальные (в зоне костного дефекта), так и системные, приводят к развитию многокомпонентного синдрома «трепанированных», зачастую резистентного к фармакологической коррекции [6, 10]. Появление тревожно-фобических расстройств у пациента, в основе которых лежит «страх» повреждения вещества головного мозга, а у пациентов с фронто-орбитальными костными дефектами еще и «косметическая неполноценность», является дополнительным инвалидизирующим фактором [6, 7, 10]. Развивающийся порочный круг патологических процессов приводит к значительному снижению качества жизни пациента, частичной или полной потере трудоспособности, обуславливая медико-социальную актуальность проблемы костных дефектов [8, 10].

Восстановление целостности костного остова лицевого и мозгового отдела черепа в настоящее время осуществляется с использованием значительного количества

биологических (собственной костью, хрящом, трупной костью, хрящом, брешотканью, костной стружкой, сложными артериализированными лоскутами) [6, 12] и не биологических материалов (тантал, титан, силикон, акриловые пластмассы, биоинертная керамика и др.) [1, 2, 5].

Однако, значительное число неудовлетворительных результатов краниопластики с нагноением пластического материала (2-4,7%), частичной (50%) или полной (12,5%) резорбции биодеградирующих материалов [3, 6, 11], патологической трансудации в зоне операции, рубцовые контрактуры височно-нижнечелюстного сустава и др., обуславливают непрерывный поиск альтернативных методик хирургического лечения больных с сочетанными костными дефектами основания и свода черепа.

Сложная пространственная конфигурация сочетанных костных дефектов свода черепа и крыши орбиты [5, 7, 10], с значительными изменениями толщины, объема функциональных нагрузок и характера поверхности по протяжению пластируемого участка, требуют разработки методик сверхточного моделирования формы размеров и толщины имплантатов.

Целью данной работы является разработка методики компьютерного моделирования имплантатов в реконструктивной хирургии фронто-орбитальных костных дефектов.

Работа выполнялась в рамках комплексной межотраслевой программы президента Украины "Здоровья нации".

Основной материал с обоснованием полученных результатов. В настоящее время для определения конфигурации черепных

дефектов используют данные, полученные с помощью рентгеновской компьютерной томографии [5, 6, 8], позволяющие с максимальной точностью визуализировать костные структуры и диагностировать костные дефекты. Погрешность усреднения информации на границах тканей с различными характеристиками поглощения рентгеновского излучения можно не учитывать.

Применение МРТ для определения геометрических параметров имплантатов ограничено, ввиду низкой точности отображения структур с малым содержанием воды (костей).

В общем случае, задача определения конфигурации имплантата по данным СКТ состоит из 3-х этапов:

1) сегментация (выделение на изображениях томографических срезов областей, соответствующих костным структурам);

2) определение локализации и выбор методики замещения костного дефекта.

3) создание объемной реконструкции имплантата и формирование выходных данных для изготовления имплантата.

Исследования головы пациентов проводились на спиральном рентгеновском томографе SIEMENS SOMATOM с соблюдением следующих условий:

- выполнение топограмм в фронтальной и сагиттальной плоскостях,

- укладка должна обеспечивать возможность корректировки наклона головы в сагиттальной, горизонтальной и фронтальной плоскостях,

- проведение сканирования параллельно орбито-меатальной плоскости с шагом 1 мм;

- возможность уточненной визуализации области крыши орбиты, крыльев клиновидной кости.

- отображение масштабной сетки при визуализации томографических срезов.

Исходными данными для определения геометрических характеристик имплантатов являются наборы томографических срезов,

выполненных с фиксированным шагом 1 мм.

**Первый этап - сегментация изображения.** Первым этапом определения геометрических характеристик имплантата является процедура сегментации изображения, заключающаяся в выделении элементов растра (пикселей), принадлежащих костным структурам.

При отображении томографических срезов задается соответствие между интенсивностью (яркостью) элемента изображения и числами Хаунсфилда, по которым определяется плотность ткани. Учитывая априорную информацию о характеристиках стандартного режима визуализации рентгеновских томографических срезов, можно констатировать, что наиболее плотные объекты (кости) отображаются светлыми, а мягкие ткани – темными участками на реконструированном изображении (конкретные значения интенсивностей определяются режимом визуализации и зависят от параметров окна, характеризующего динамический диапазон воспроизведения). Исходя из этого, процедуру выделения костных фрагментов на томографическом изображении целесообразно выполнить пороговым методом [9], основанным на анализе гистограммы яркости изображения, представляющей собой дискретную функцию, показывающую, какое число  $n$  элементов изображения имеет заданную интенсивность  $k$ .

На рис.1 приводятся изображения томографического среза (рис. 1а) и соответствующая ему гистограмма яркости (рис. 1б), которая имеет 3 максимума. Максимум при  $k=0$  соответствует черному фону изображения и не несет информативной нагрузки; значениям в окрестности второго максимума на уровне  $k \approx 140$  соответствует изображение вещества мозга; третий максимум при  $k=255$  приходится на значения интенсивности костных структур.

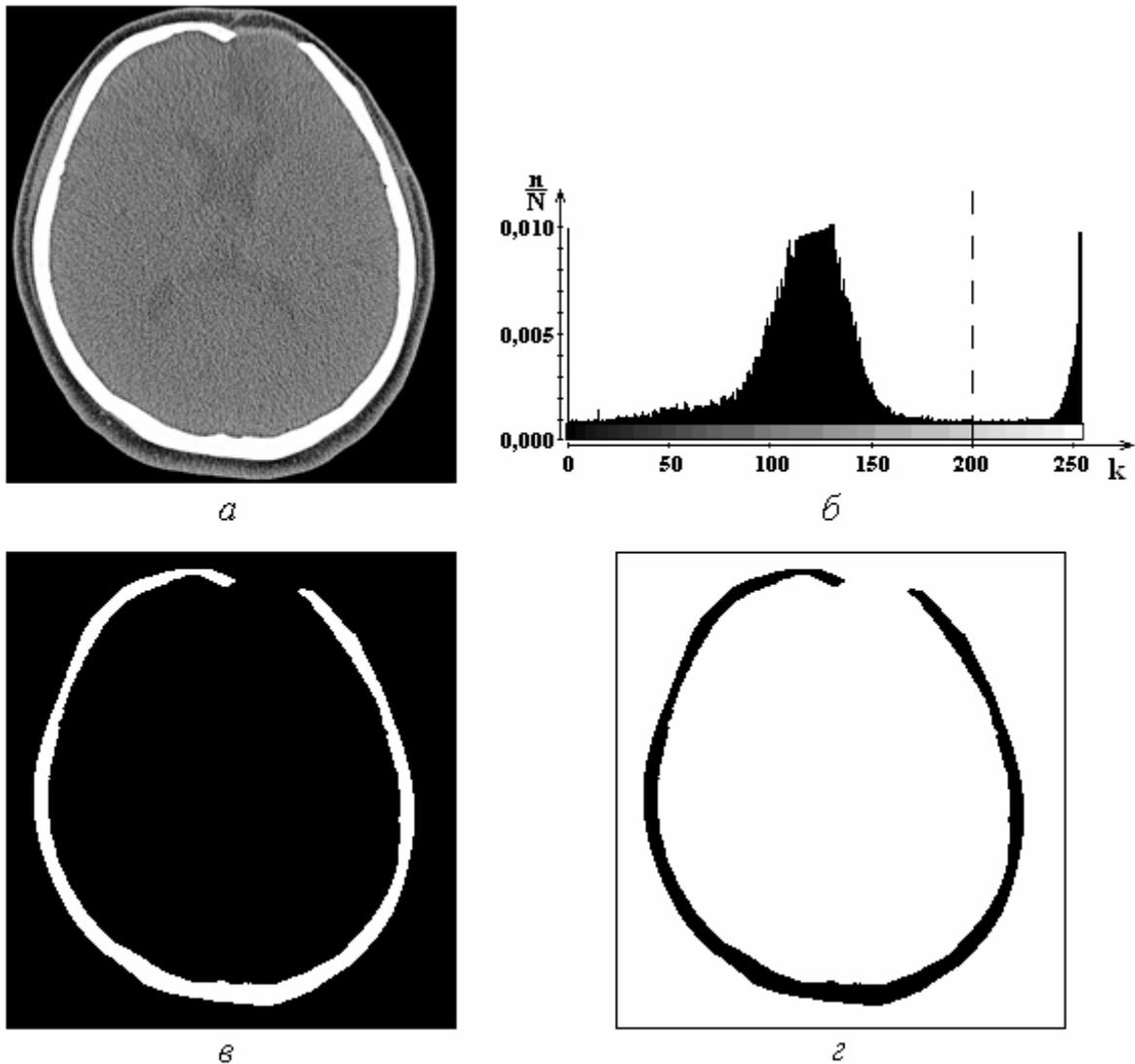


Рис. 1. Иллюстрация метода пороговой сегментации: а) – исходное изображение томографического среза, б) – гистограмма изображения, в) – исходное изображение после проведения пороговой сегментации, г) – характеристическая функция сегментированного изображения

**Второй этап - методика реконструкции костного дефекта.** Вторым этапом процедуры определения геометрических характеристик имплантата является определение и реализация методики реконструкции костного дефекта. Традиционно, расчет параметров имплантата проводится по симметрично расположенному неповрежденному участку черепа. В случае медиально-фронтальных дефектов параметры имплантата рассчитывают условно достраивая недостающие участки, исходя из представлений об обобщенной конфигурации черепа соответствующего типа.

Существует также методика, которая позволяет по общепринятым краниометрическим показателям создать виртуальную модель черепа пациента с учетом анатомической вариабельности, и по данной модели произвести расчет геометрических характеристик имплантата.

При использовании симметрично расположенных участков черепа главной проблемой при определении точной конфигурации имплантата является необходимость соблюдения строгого соответствия области дефекта и неповрежденного участка поверхности черепа. Данная проблема определяется не столько анатомической асимметрией, сколько погрешностями при геометрических построениях, неточностями процедуры отражения поверхности и трудностью (а порой и невозможностью) обеспечить правильную укладку. В предлагаемом исследовании рассматривается методика расчета конфигурации имплантата по симметрично расположенному участку поверхности черепа, позволяющая свести к минимуму погрешности, связанные с укладкой. Рассмотрим схематическое изображение аксиального томографического среза, представленное на рис. 2. Голова пациента повернута на некоторый угол

относительно вертикальной оси, что соответствует реальным (а не идеализированным) условиям сканирования. Реализация предлагаемой методики состоит из следующих шагов:

1. Нахождение сагиттальной оси симметрии  $l_1(x, y)$  в аксиальной плоскости черепа. Для этого необходимо определить  $\mathbf{v}_1$  координаты направляющего вектора  $\mathbf{v}_1$  прямой  $l_1(x, y)$  по интерактивно введенным точкам  $T_1(x_1, y_1)$  и  $T_2(x_2, y_2)$ :

$$\mathbf{v}_1 = \overline{T_1 T_2} = \{x_2 - x_1, y_2 - y_1\};$$

Вектор, перпендикулярный к вектору  $\mathbf{v}_1$ , будет иметь координаты:

$$\mathbf{v}_1^\perp = \{y_1 - y_2, x_2 - x_1\};$$

Общее уравнение сагиттальной оси симметрии черепа, проходящей через данные точки  $T_1$  и  $T_2$ , будет соответственно определяться как:

$$A_1 x + B_1 y + C_1 = 0,$$

где коэффициенты  $A_1$ ,  $B_1$  и  $C_1$  определяются из выражений:

$$A_1 = (y_1 - y_2); B_1 = (x_2 - x_1); C_1 = -(y_1 - y_2)x_1 - (x_2 - x_1)y_1$$

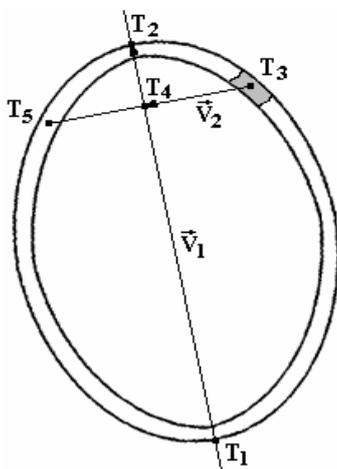


Рис. 2. Иллюстрация к определению симметрично расположенных участков поверхности черепа

2. Для каждой точки (например,  $T_3$ ) поврежденного фрагмента кости (обозначен серым цветом на рис. 2) аналогичным образом находим уравнение прямой  $l_2(x, y)$ , перпендикулярной сагиттальной оси симметрии  $l_1(x, y)$ . Учитывая, что перпендикулярный вектор к этой прямой будет параллелен направляющему вектору  $\mathbf{v}_2$  сагиттальной оси симметрии  $\mathbf{v}_2 \parallel \mathbf{v}_1$ , то искомое уравнение прямой будет определяться как:

$$l_2(x, y) = \mathbf{v}_1 \cdot \overline{T_3 T} = (x_2 - x_1)x + (y_2 - y_1)y - (x_2 - x_1)x_3 - (y_2 - y_1)y_3 = 0;$$

Вводя коэффициенты:

$$A_2 = (x_2 - x_1); B_2 = (y_2 - y_1); C_2 = -(x_2 - x_1)x_3 - (y_2 - y_1)y_3$$

окончательно получаем общее уравнение прямой  $l_2(x, y)$ , перпендикулярной сагиттальной оси симметрии черепа, и проходящей через точку  $T_3(x_3, y_3)$ , поврежденного участка кости:

$$A_2 x + B_2 y + C_2 = 0.$$

3. Решая систему уравнений:

$$\begin{cases} A_1 x + B_1 y + C_1 = 0; \\ A_2 x + B_2 y + C_2 = 0; \end{cases}$$

вычисляем координаты точки пересечения  $T_4(x_4, y_4)$  данной прямой с осью симметрии:

$$x_4 = \frac{B_1 C_2 - B_2 C_1}{A_1 B_2 + A_2 B_1}; y_4 = \frac{C_1 A_2 - C_2 A_1}{A_1 B_2 + A_2 B_1}.$$

В параметрической форме уравнение прямой  $l_2(x(t), y(t))$ , проходящей через точки  $T_3$  и  $T_4$ , может быть представлено в следующем виде:

$$l_2(x(t), y(t)) = T_3 + \mathbf{v}_2 \cdot t = (x_3 + (x_4 - x_3) \cdot t, y_3 + (y_4 - y_3) \cdot t)$$

из которого следует, что при значении параметра  $t=1$  текущими координатами прямой  $l_2(x(t), y(t))_{t=1}$  будут  $(x_4, y_4)$ , соответствующие точке  $T_4$  пересечения

прямой  $l_2(x, y)$  с сагиттальной осью  $l_1(x, y)$  симметрии черепа.

Исходя из этого, при параметре  $t=2$  текущими координатами прямой  $l_2(x(t), y(t))_{t=2}$  будут  $(x_5, y_5) = (2x_4 - x_3, 2y_4 - y_3)$ , соответствующие точке  $T_5$ , расположенной симметрично относительно пораженного участка.

Производя последовательно на каждом томографическом срезе процедуру нахождения области, симметричной поврежденной, и выполняя операцию зеркального отражения здорового участка, можно получить данные, необходимые для реконструкции костного дефекта по неповрежденному участку.

Асимметричные области дефекта достраиваются интерактивно с учетом индивидуального анатомической конфигурации поврежденного участка черепа.

**Третий этап – формирование исходных данных для изготовления имплантата** включает в себя комплексную методику определения геометрических характеристик

имплантата по данным объемной реконструкции области костного дефекта с учетом возможностей фиксации имплантата и обеспечения наименее травматичного хирургического доступа.

Для проведения операционного планирования выполняется построение 3-х мерной модели имплантата на основе метода воксельного (от Volume pixel – элемент объема) представления пространственных данных [9]. Применительно к данной задаче целесообразно использовать бинарную воксельную модель, представляющую собой структуру, каждый элемент VXL (воксель) которой характеризуется координатами, размерами и двухуровневым представлением интенсивности:

$$VXL(x, y, z, dx, dy, dz, b),$$

где  $x, y, z$  – дискретные координаты вокселя;  $dx, dy, dz$  – размеры вокселя, которые зависят от масштабных коэффициентов по соответствующим осям координат;  $b$  – бинарная интенсивность вокселя (рис. 3).

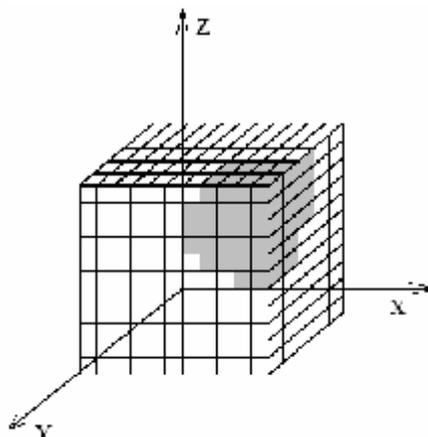


Рис. 3. Иллюстрация воксельной модели представления имплантата

Для повышения реалистичности визуального представления модели имплантата проводится триангуляция и рендеринг полигональной модели поверхности имплантата.

По результатам работы разработано программное обеспечение, позволяющее проводить расчет геометрических параметров имплантатов в полуавтоматическом режиме (интерактивном режиме с максимальной степенью автоматизации), выполнять 3D визуализацию объемной модели костного дефекта и формировать исходные данные для изготовления имплантата.

## ВЫВОДЫ

Сложная анатомия и архитектура фронто-орбитальных костных дефектов, переходящих с свода черепа в верхнюю зону лица, обуславливает повышенные требования к трехмерной конфигурации, размерам используемых имплантатов. Предлагаемые алгоритмы математических расчетов геометрических параметров имплантатов для пластирования сложных фронто-орбитальных костных дефектов, и программное обеспечение, созданное на их основе, позволяют рассчитывать исходные данные для изготовления протеза, полностью конгруэнтного к фронто-орбитальному дефекту, восстанавливающего исходную конфигурацию мозгового и

лицевого черепа, с учетом принципа симметрии.

Анатомо-экспериментальное обоснование применяемых методик реконструктивной хирургии сложных передних парабазально-базальных костных дефектов с учетом толщины, конфигурации костей, хода основных стволов диглоических вен, а также биомеханические основы фиксации полигональных эндопротезов, на современном этапе развития нейрохирургии требуют дальнейшего изучения.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Алексеев С.П., Чебурахин В.Н. // В кн.: «Материалы III з'їзду нейрохірургів України». - Алушта. - 2003. - С. 64-65.
2. Башкирцев С.Н. Миопластика послеоперационных дефектов височной кости: Дис. ... канд. мед. наук. - Санкт-Петербург. - 1996. - 169 с.
3. Беавоги К. Посттравматическкие дефекты черепа (краниопластика и церебральная гемодинамика): Автореферат ... канд.мед.наук. - Москва. - 1994. - 24 с.
4. Белов А.И. Пластическое закрытие дефектов после удаления опухолей кранио-фациального распространения: Дис. ... канд. мед. наук. - Москва. - 2000. - 169 с.
5. Бельченко В.А., Ипполитов В.П., Ростокин Ю.Н., и др. // Стоматология. - 1996. - Т. 75 - №2. - С. 52-54.
6. Вовк Ю.Н., Андреева И.В.//Український медичний альманах. -1999. - Т.2. - №3. - С.7-14.
7. Груша О.В., Луцевич Е.Я., Груша Я.О.//Вестник офтальмологии. - 2003.- №4. - С. 31-34.
8. Дунаевский А.Е., Макеев Т.И., Ярошенко В.В. // В кн.: Нейрохирургия (Республиканский межведомственный сборник). -К.:Здоров'я. - 1999. - С. 101-106.
9. Поммерт А., Пфлессер Б, Риермер М и др.//Открытые системы.- 1996.- №5(19).- С. 56-61.
10. Потапов А.А., Лихтерман Л.Б., Зельман В.Л., и др. Доказательная нейротравматология / под. Ред. А.А. Потапова, Л.Б. Лихтермана. -М.:Внешторгиздат. - 2003. - 517 с.
11. Сипитый В.И., Пятикоп В.А., Посохов Н.Ф. Ортопедическая пластика дефектов костей свода черепа и твердой мозговой оболочки. - Харьков: Основа. - 1995. - 70 с.
12. Танышин С.В., Решетов И.В., Махмудом У.Б., и др. // В кн.: III съезд нейрохирургов России. - Санкт-Петербург. - 2002. - С. 643.