

#### Список литературы:

1. Jin L., Min L., Jianxin W., Fangxiang W., Tianming L., Yi P. A Survey of MRI-Based Brain Tumor Segmentation Methods // Tsinghua Science and Technology. 2014. № 6. Vol. 19. PP. 578-595.
2. Гонсалес Р.С., Вуд Р.Э. Цифровая обработка изображений. – М.: Техносфера, 2005. С. 1072.
3. Anan M., Ali J., Tehseen F. An Efficient Brain Tumor Detection Algorithm Using Watershed & Thresholding Based Segmentation // I. J. Image, Graphics and Signal Processing. 2012. № 10. PP. 34-39.
4. Абдулракеб А.Р., Сушкова Л.Т., Лозовская Н.А. Обзор методов сегментации опухолей на МРТ-изображениях головного мозга // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. 2015. № 1. С. 192-208.
5. Bjoern M., Andras J., Stefan B., Jayashree K.C., Keyvan F. et al. The Multimodal Brain Tumor Image Segmentation Benchmark (BRATS) // IEEE Transactions on Medical Imaging, Institute of Electrical and Electronics Engineers. 2014. P. 33.
6. Abdulraqueeb A.R., Sushkova L.T., Abounassif M.M., Parameaswari P.J., Muteb M.M. Significance of Segmentation Methods in Assessing Brain Tumor Magnetic Resonance Images / Russian-German Conference on Biomedical Engineering. 2016. PP. 62-65.

Атеф Рохан Абдулсамия Абдулракеб,  
аспирант,  
Валид Ахмед Аль-Хайдри,  
аспирант,  
Людмила Тихоновна Сушкова,  
д-р техн. наук, профессор,  
зав. кафедрой «Биомедицинские  
и электронные средства и технологии»,  
Владимирский государственный университет  
им. А.Г. и Н.Г. Столетовых,  
г. Владимир,  
Мазен Мохаммед Абунасиф,  
врач-консультант диагностической радиологии,  
Партасарати Жаджанатан Парамисуари,  
канд. наук, биостатистик,  
Мутеб Абдулазиз Мутеб,  
канд. наук, директор исследовательского центра,  
Медицинский городок  
им. Короля Сауда,  
Министерство здравоохранения,  
г. Эр-Рияд, Королевство Саудовской Аравии,  
e-mail: atef\_alsanawy@mail.ru

С.Х. Али, Х.М. Али, Ю.Г. Аляев, С.В. Белов, Н.А. Григорьев, Ю.К. Данилейко,  
С.М. Нефедов, В.В. Осико, В.А. Салюк, В.А. Сидоров

## Гидродинамическое удаление почечных конкрементов при чрескожной нефролитотрипсии

### Аннотация

Представлены результаты экспериментального исследования эффекта захвата и удержания фрагментов внутривидеокапсульных камней при чрескожной нефролитотрипсии ирригационным потоком жидкости, и рассмотрена математическая модель для объяснения этого физического явления. Математическое моделирование и проведенные экспериментальные исследования позволили сформулировать требования к устройствам, обеспечивающим возможность увеличения силы захвата и удержания конкремента камня с одновременным снижением внутривидеокапсульного давления, создаваемого потоком ирригационной жидкости.

### Введение

Мочекаменная болезнь (МКБ) – одно из наиболее распространенных урологических заболеваний. Высокая распространенность МКБ в популяции, достигающая показателей не менее 5 % населения индустриально развитых стран, в течение многих десятилетий стимулирует поиск эффективных методов метафилактики, совершенствование диагностических методов, развитие новых технологий оперативного лечения [1], [2]. Частота уролитиаза в таких странах, как США, Италия, Германия, Испания, Япония, за последние 20 лет удвоилась [3]. Таким образом, становится очевидной тенденция прогрессивного роста распространенности МКБ, которая, с учетом социально-экономической значимости проблемы, требует развития новых высокоэффективных малоинвазивных методов ее лечения. В настоящее время в большинстве индустриально развитых стран доля открытых оперативных вмешательств по поводу МКБ сведена к минимуму и составляет не более 1,5 %. В России аналогичный показатель находится на уровне 2...3 % [4]. При этом эндоскопические операции позволяют с минимальными повреждениями тканей избавить больного от камней почек и сократить период реабилитации. Наиболее эффективным и малотравматичным способом эндоскопического удаления фрагментов почечных конкрементов после процедуры литотрипсии является пассивная гидродинамическая эвакуация фрагментов почечных конкрементов потоком ирригаци-

онной жидкости без использования корзин или щипцов [5]. Одновременно ирригация позволяет «расправить» стенки почки, формируя пространство для манипуляции, контролировать видимость в процессе операции. Сила захвата и удержания конкремента, обеспечивающая надежное выведение его из полости почки, зависит от скорости потока ирригационной жидкости. В используемых устройствах эндоскопического удаления конкрементов изменение скорости потока приводит к изменению внутривидеокапсульного давления. При этом слишком высокое внутривидеокапсульное давление ирригационной жидкости может приводить к нежелательному лоханочно-почечному рефлюксу, который возникает при давлении в лоханке выше 100 см вод. ст. [5]. Обычно в клинической практике величину давления стараются не увеличивать более 60 см вод. ст.

Целью рассматриваемой работы является поиск и обоснование способа увеличения силы захвата и удержания фрагментов почечных конкрементов в стандартной модели их чрескожного удаления из полости почки потоком ирригационной жидкости при одновременном снижении избыточного внутривидеокапсульного давления до величин 4...6 см вод. ст., близких к характерному внутривидеокапсульному давлению.

### Экспериментальные исследования

В стандартной модели чрескожного удаления фрагментов внутривидеокапсульных конкрементов потоком ирригационной жидкости удаление осуществляют следующим образом. В полость

почки чрескожно вводят трубку-кожух, в нее вводят эндоскоп. Между внутренней стенкой кожуха и эндоскопом имеется кольцевой зазор. По инструментальному каналу эндоскопа в полость почки подается ирригационная жидкость (физиологический раствор) под давлением не более 100 см вод. ст. Отток жидкости осуществляется через кольцевой зазор между трубкой-кожухом и корпусом эндоскопа. Под визуальным контролем трубку-кожух и эндоскоп подводят совместно к намечаемому для удаления фрагменту. Обратным током жидкости в кольцевом зазоре за счет гидродинамического эффекта производятся захват и фиксация фрагмента камня в зоне кольцевого зазора. После этого захваченный таким образом фрагмент камня выводят из трубки-кожуха наружу совместно с выведением эндоскопа. К недостаткам данного способа следует отнести ненадежность захвата и удержания фрагмента камня, так как его захват осуществляется только частью кольцевого зазора. Поэтому для уверенного захвата и удержания фрагмента камня (увеличение гидродинамического эффекта) нужно увеличивать скорость потока жидкости в кольцевом зазоре, что ведет к увеличению притока жидкости в полость почки через инструментальный канал эндоскопа. Это чревато опасностью повышения давления в полости почки с возможностью травмирования ее тканей (пиелофорникальный и пиеловенозный рефлюкс). Для увеличения силы захвата и удержания фрагментов почечных конкрементов в стандартной модели их чрескожного удаления при одновременном снижении избыточного внутрипочечного давления было предложено использовать дополнительный насос, отсасывающий ирригационную жидкость на выходе кольцевого зазора.

Схема эксперимента представлена на рис. 1. В качестве модели почки использовали стеклянную емкость 1 (полость), имитирующую полость почки. Внутри полости размещены трубка-кожух 2 и вставленный в нее нефроскоп 3 с наружным диаметром  $d_1 = 4,0$  мм и внутренним каналом 3,2 мм. В качестве трубки-кожуха использовали стеклянную трубку с внутренним диаметром  $d_2 = 6$  мм. Стеклянную емкость 1 герметизировали с помощью кольцевой пробки 4 между трубкой-кожухом и внутренней стенкой полости. Измерение величины давления  $P$  в полости осуществляли с помощью U-образного водяного манометра 5. Для подачи жидкости в ирригационный канал нефроскопа и отсоса жидкости из кольцевого зазора использовали центробежные насосы 6 и 7 с регулируемой производительностью и независимым управлением. Поток ирригационной жидкости в системе эвакуации почечных конкрементов создавался с помощью нагнетающего насоса 7, регулировка работы которого осуществлялась по уровню величины избыточного давления на входе в ирригационный канал нефроскопа. Управление отсасывающим насосом 6 осуществлялось по величине потока  $Q$  ирригационной жидкости через канал нефроскопа. Скорость потока жидкости  $V$  рассчитывали исходя из сечения кольцевого зазора и величины расхода  $Q$ , измеряемого с помощью электронного расходомера 8 типа YF-S402. Для качественных исследований процесса удаления почечных конкрементов использовали реальные фрагменты камней. Для количественных исследований имитатором камня служил стальной (магнитный) шарик 9 диаметром 4,4 мм и массой 0,35 г. В количественных экспериментах для измерения усилия удержания шарика при различных потоках ирригационной жидкости снаружи под стеклянной пробиркой были установлены электронные весы 10 типа ML-CF3/20 с закрепленным на их измерительной поверхности магнитом 11. Весы были установлены на платформе с возможностью их прецизионного перемещения по вертикали относительно шарика. При приближении магнита к шару, по показаниям весов фиксировали силу  $F$  в момент отрыва шарика, которую измеряли в зависимости от скорости потока жидкости  $V$ . Измерения проводили для трех положений  $H$  дистального конца нефроскопа относительно конца трубки-кожуха. При этом дистальный конец эндоскопа находился внутри трубки-кожуха. Одновременно с измерением величины  $F$  с помощью водяного манометра 5 регистрировали давление  $P$  в полости 1.

менно с измерением величины  $F$  с помощью водяного манометра 5 регистрировали давление  $P$  в полости 1.

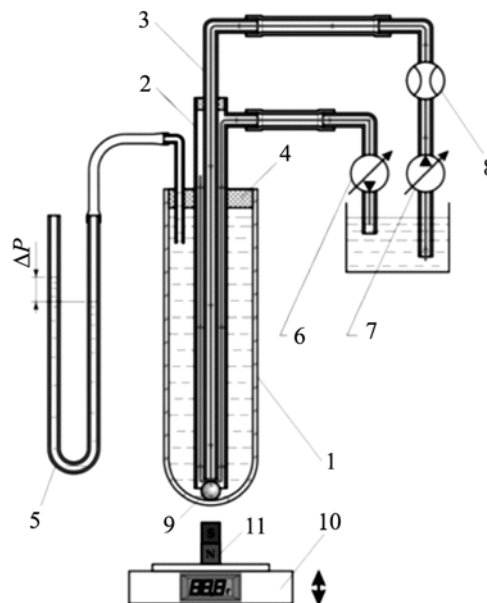


Рис. 1. Схема экспериментальной установки по измерению усилия удержания шарика потоком жидкости: 1 – стеклянная емкость, имитирующая полость почки; 2 – трубка-кожух; 3 – нефроскоп (условно показан канал подачи ирригационного раствора); 4 – кольцевая пробка; 5 – жидкостный манометр; 6 – нагнетающий насос; 7 – отсасывающий насос; 8 – электронный расходомер; 9 – стальной шарик – имитатор фрагмента камня; 10 – электронные весы; 11 – постоянный магнит

Внешний вид экспериментальной установки изображен на рис. 2.

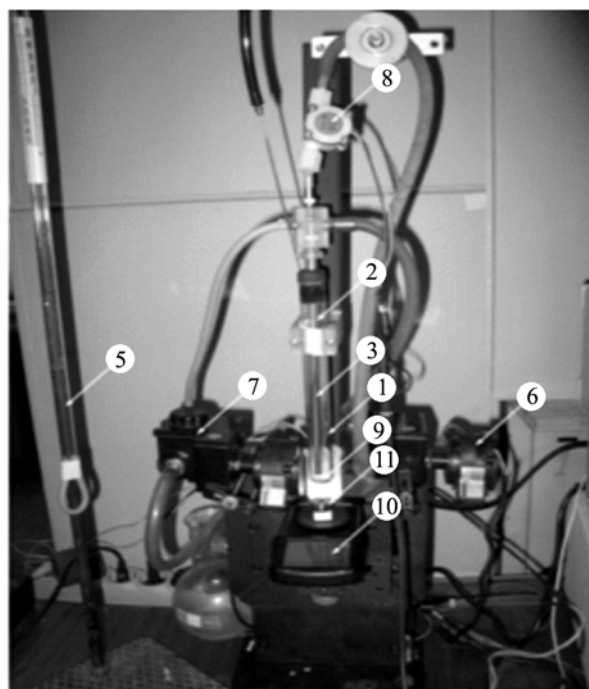


Рис. 2. Внешний вид экспериментальной установки (нумерация элементов рисунка соответствует нумерации на рис. 1)

Результаты измерений зависимости усилия отрыва (удержания)  $F$  и давления  $P$  от квадрата расхода ирригационной жидкости  $Q^2$  для трех значений  $H$  представлены на рис. 3, где  $H$  – расстояние от дистального конца трубки-кожуха до дистального конца нефроскопа, расположенного внутри трубки-кожуха.

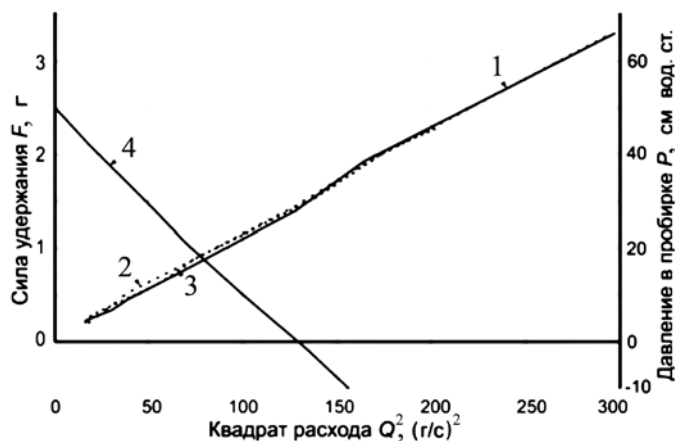


Рис. 3. Зависимость силы удержания  $F$  фрагмента камня (шарика) ирригационным потоком жидкости и давления  $P$  в полости (кривая 4) от квадрата расхода  $Q^2$  для трех значений величины  $H$  ( $H = 2$  мм – кривая 1;  $H = 4$  мм – кривая 2;  $H = 6$  мм – кривая 3)

### Математическое моделирование

Строгий расчет величины силы удержания фрагмента камня потоком жидкости требует рассмотрения гидродинамической задачи обтекания преграды потоком жидкости. Данное рассмотрение в реальной геометрии эксперимента достаточно сложное и не имеет практической ценности из-за многообразия размера и формы удаляемых конкрементов. В связи с этим нами было проведено математическое моделирование с целью получения численных оценок и характерных зависимостей для их сравнения с результатами эксперимента. Целью математического моделирования являлось установление расчетной зависимости силы удержания модели камня (шарика) от скорости потока жидкости в ирригационном канале нефроскопа. При этом поток ирригационной жидкости создавался с помощью двух насосов, один из которых работал в режиме нагнетания жидкости (насос 7), другой – в режиме откачки (насос 6). Регулировка производительности насосов была независимой, что позволяло регулировать с помощью насоса 7 давление в полости, имитирующей полость почки, в широком диапазоне скоростей потока, регулируемом с помощью насоса 6. При этом для любой величины потока было возможным получать минимальное давление внутри полости вплоть до нулевых значений. В описанной гидродинамической системе, в соответствии с законом Бернулли для идеальной жидкости с турбулентным течением, имеем

$$\begin{cases} P_1 = P_0 - \frac{\rho \cdot V_2^2}{2} \cdot \left( \frac{S_2}{S_1} \right)^2; \\ P_2 = P_0 - \frac{\rho \cdot V_2^2}{2}; \\ V_2 = \frac{Q}{\rho \cdot S_2}, \end{cases} \quad (1)$$

где  $P_0$  – давление, создаваемое нагнетающим насосом 7;  $P_1$  – давление в ирригационном канале нефроскопа;  $P_2$  – давление в кольцевом зазоре между корпусом нефроскопа и трубкой-кожухом;  $P$  – давление в полости, имитирующей полость почки;  $\rho$  – плотность ирригационной жидкости;  $V_1$  – скорость потока ирригационной жидкости в канале нефроскопа;  $V_2$  – скорость потока ирригационной жидкости в кольцевом зазоре;  $S_1$  – сечение ирригационного канала нефроскопа;  $S_2$  – сечение кольцевого зазора;  $Q$  – расход ирригационной жидкости, протекающей через канал нефроскопа. Заметим, что давление  $P$  в полости, имитирующей полость почки, не может быть оценено из закона Бернулли, в случае выполнения которого давление в полости не должно зависеть от величины расхода  $Q$  ир-

ригационной жидкости, что не соответствует зависимости рис. 3. Причиной этого несоответствия, скорее всего, является отсутствие сформированного потока жидкости во всем объеме полости. Поле максимальных скоростей жидкости сконцентрировано в основном только в области концов ирригационного канала нефроскопа и трубки-кожуха, где имеют место разворот потока и перетекание из одного канала в другой при скоростях, характерных для потока в ирригационном канале. Именно из-за наличия зон «высокой» скорости потока не происходит передача кинетической энергии потока жидкости в потенциальную энергию (давление). По этой причине из соотношений (1) можно сделать единственный вывод, что давление в полости должно находиться в диапазоне давлений от  $P_0$  до  $P_2$ , последнее из которых может быть отрицательным.

Проведем оценку силы  $F$  удержания камня в зоне зазора между нефроскопом и трубкой-кожухом за счет гидродинамического напора жидкости, вытекающей через кольцевой канал. Из второго закона Ньютона для импульса силы  $F$  можно записать

$$F \cdot t = m \cdot (V_2 - V_{20}), \quad (2)$$

где  $m$  – масса жидкости, набегающая на преграду (камень) за время  $t$ ;  $V_2$  – начальная скорость жидкости (вдали от преграды);  $V_{20}$  – нормальная составляющая скорости жидкости на поверхности преграды. Для расчета принимаем  $V_{20} = 0$ , поскольку  $V_{20} \gg V_2$ :

$$m = V_2 \cdot t \cdot S \cdot \rho_k, \quad (3)$$

где  $S$  – гидродинамическое поперечное сечение камня;  $\rho_k$  – плотность камня относительно ирригационного раствора. Вытекая поток жидкости  $Q$  через скорость потока жидкости  $V_2$

$$Q = V_2 \cdot S_2 \cdot \rho_k, \quad (4)$$

из выражений (1)-(4) получаем

$$F = \frac{Q^2}{\rho_k \cdot S_2} \cdot \left( \frac{S}{S_2} \right). \quad (5)$$

Из выражения (5) видно, что зависимость  $F(Q^2)$  – линейная функция, что и наблюдалось экспериментально (см. рис. 3). При этом рассчитанные по формуле (5) и измеренные значения величин  $F$  находятся в хорошем согласии.

### Обсуждение результатов

Как показали результаты экспериментальных исследований, избыточное давление в полости  $P$  падает по линейному закону в зависимости от величины  $Q^2$ . При этом, в условиях используемой в эксперименте геометрии ( $S_1 = 8,04$  мм<sup>2</sup>,  $S_2 = 15,7$  мм<sup>2</sup>) и давлении на входе в ирригационный канал нефроскопа 50 см вод. ст., давление в полости (имитаторе почечных лоханок) при величине расхода  $Q = 11,4$  г/с меняет знак, переходя в область отрицательных значений. Поскольку давление в почечных лоханках по медицинским показаниям не должно быть ниже 5 см вод. ст., то, как следует из графика рис. 3, рабочая зона допустимых величин расхода в указанных условиях не должна превышать значений  $Q = 11,1$  г/с. При этом, как видно из рис. 3, сила удержания сферического шарика может достигать величины  $F = 1,4$  г. Для реальных конкрементов почечных камней этой величины вполне достаточно для их захвата, удержания и выведения за пределы почки за счет гидродинамического эффекта в потоке ирригационной жидкости.

Таким образом, как показали математическое моделирование и проведенные экспериментальные исследования, при гидродинамическом удалении почечных конкрементов существует возможность снижения внутрипочечного давления, создаваемого потоком ирригационной жидкости, при одновременном увеличении силы захвата и удержания конкремента за счет введения в гидравлическую систему прокачки ирригационной жидкости дополнительного откачивающего водяного насоса 6 (см. рис. 1). Введение насоса с автоматической регулировкой производительности по величине расхода иррига-

ционного раствора позволяет снизить величину внутрипочечного давления при гидродинамическом удалении почечных конкрементов до минимально допустимых значений при одновременном увеличении расхода ирригационной жидкости, обеспечивая необходимые усилия захвата и удержания. Для проверки сделанных утверждений были успешно проведены модельные эксперименты по захвату и удалению фрагментов почечных конкрементов объемом до 60 мм<sup>3</sup> при избыточном внутрипочечном давлении не более 10 см вод. ст.

*Исследование выполнено в Институте общей физики им. А.М. Прохорова Российской академии наук.*

#### Список литературы:

1. Arcidiacono T., Mingione A., Macrina L., Pivari F., Soldati L., Vezzoli G. Idiopathic Calcium Nephrolithiasis: A Review of Pathogenic Mechanisms in the Light of Genetic Studies // American Journal of Nephrology. 2014. Vol. 40. PP. 499-506.
2. Аполихин О.И., Сивков А.В., Москалева Н.Г., Солнцева Т.В., Комарова В.А. Анализ уронефрологической заболеваемости и смертности в Российской Федерации за десятилетний период (2002-2012 гг.) по данным официальной статистики // Экспериментальная и клиническая урология. 2014. № 2. С. 4-12.
3. Romero V., Akpinar H., Assimos D.G. Kidney Stones: A Global Picture of Prevalence, Incidence, and Associated Risk Factors // Rev. Urology. 2010. Vol. 12. № 2. PP. 86-96.
4. Лопаткин Н.А. Урология. Национальное руководство. – М., 2009. С. 610-636.
5. Мартов А.Г. Чрескожное удаление камней почек и мочеочечника // Урология и нефрология. 1987. № 1. С. 16-19.

Станислав Хусейнович Али,  
аспирант,

Хусейн Махмуд Али,  
канд. мед. наук, ст. научный сотрудник,

Юрий Геннадиевич Аляев,  
член-корреспондент РАН,  
д-р мед. наук, зам. директора,  
НИИ уронефрологии и репродуктивного  
здоровья человека Первого МГМУ  
им. И.М. Сеченова,  
Сергей Владимирович Белов,  
д-р техн. наук, ст. научный сотрудник,  
Институт общей физики  
им. А.М. Прохорова,  
Николай Александрович Григорьев,  
д-р мед. наук, профессор,  
врач-уролог, куратор отделения,  
НИИ уронефрологии и репродуктивного  
здоровья человека Первого МГМУ  
им. И.М. Сеченова,  
Юрий Константинович Данилейко,  
д-р физ.-мат. наук, профессор,  
зав. лабораторий,  
Сергей Михайлович Нефедов,  
ст. научный сотрудник,  
Вячеслав Васильевич Осико,  
академик, д-р физ.-мат. наук,  
руководитель научного центра  
лазерных материалов и технологий,  
Институт общей физики  
им. А.М. Прохорова РАН,  
Виктор Афанасьевич Салюк,  
д-р техн. наук, ст. научный сотрудник,  
Владимир Алексеевич Сидоров,  
научный сотрудник,  
ООО «ТехноМикрон»,  
г. Москва,  
e-mail: nabilali095@gmail.com

С.В. Мишинов, В.В. Ступак, Н.В. Мамонова, А.А. Панченко,  
И.Б. Красовский, Д.В. Лазуренко

## Методы трехмерного прототипирования и печати в реконструктивной нейрохирургии

### Аннотация

Рассмотрены наиболее распространенные методы трехмерной печати, используемые на территории Российской Федерации: FDM, SLA, SLS и DMLS. Проанализирован собственный опыт трехмерного моделирования и прототипирования имплантатов для реконструктивных нейрохирургических вмешательств. Проработан и обоснован, в качестве оптимального, метод трехмерной печати имплантатов посредством прямого лазерного спекания металлов.

### Введение

Краниопластика – вторая после трепанации выполненная нейрохирургическая операция в истории – и сегодня не теряет своей актуальности, несмотря на развитие цивилизации и совершенствование медицинской науки.

Тенденции персонализированной медицины сформировали свою нишу в нейрохирургии, которая в первую очередь включила в себя реконструктивные вмешательства, направленные на восстановление утраченных структур черепа. Каждая подобная операция является уникальной, поскольку не существует двух абсолютно идентичных больных с дефектами костей черепа.

К настоящему времени опубликована масса работ, освещающих различные методы краниопластики [1]-[4], мы остановимся на технологии создания индивидуальных имплантатов

в нейрохирургии. Процесс состоит из двух этапов: 1) создание прототипа имплантата; 2) последующее создание самого имплантата из биосовместимого материала. Прототипирование может проводиться как в реальной, так и в виртуальной среде. Примером первого является создание прототипов по полномасштабной модели черепа больного, как это и выполнялось на заре использования стереолитографии в нейрохирургии: технологический процесс состоял из изготовления модели черепа в масштабе 1:1, и впоследствии на ней вручную формировали прототип имплантата [3], [4]. При этом в качестве материалов использовались как метилметакрилат, так и титановая пластина. Данный способ достаточно ресурсоемкий: требует создания полноразмерного черепа, а также высокого профессионализма медицинского техника и точного соблюдения анатомических особенностей при изготовлении имплантата.