

УДК: 617-089:004.92

**Шавшин Олександр Сергійович**

приватний підприємець

Росія, м. Кримськ

**Шавшин Александр Сергеевич**

Частный предприниматель

Россия, г. Крымск

**Shavshin Alexandr Sergeevich**

private entrepreneur

Russia, Krymsk

**3D МОДЕЛЮВАННЯ В ХІРУРГІЇ ТА ТРАНСПЛАНТОЛОГІЇ**  
**3D МОДЕЛИРОВАНИЕ В ХИРУРГИИ И ТРАНСПЛАНТОЛОГИИ**  
**3D MODELING IN SURGERY AND TRANSPLANTATION**

*Анотація.* В даний час 3D-реконструкція внутрішніх органів людини на основі рентгенографії, ультразвукових досліджень, комп'ютерної та магнітно-резонансної томографія набуває все більшого поширення і є актуальним завданням. Застосування цих сучасних методів дослідження дозволяє лікарю розглянути і оцінити стан органів і організму в цілому, що вкрай важливо для хірургічних операцій і трансплантації органів. У статті розглянуті можливості 3D-моделювання органів людини, в тому числі для їх 3D-друку.

**Ключові слова:** 3D-моделювання, 3D-друк, органи, трансплантація, хірургія.

*Аннотация.* В настоящее время 3D-реконструкция внутренних органов человека на основе рентгенографии, ультразвуковых исследований, компьютерной и магнитно-резонансной томография получает все большее распространение и является актуальной задачей. Применение этих современных методов исследования позволяет врачу рассмотреть и оценить состояние органов и организма в целом, что крайне важно для

хирургических операций и трансплантации органов. В статье рассмотрены возможности 3D-моделирования органов человека, в том числе для их 3D-печати.

**Ключевые слова:** 3D-моделирование, 3D-печать, органы, трансплантация, хирургия.

**Abstract.** Currently, 3D reconstruction of the internal organs of human on the basis of radiography, ultrasound, computer and magnetic resonance imaging is becoming increasingly widespread and is an urgent task. The use of these modern research methods allows the doctor to review and assess the condition of the organs and the body as a whole, which is extremely important for surgical operations and organ transplantation. The article deals with the possibilities of 3D modeling of human organs, including their 3D printing.

**Key words:** 3D modeling, 3D-printing, organs, transplantation, surgery.

**Постановка проблеми.** Проблема нестачі донорських органів для пересадки змушує шукати біомедичні рішення, які не потребують використання донорського матеріалу. Технології регенеративної медицини на сьогоднішній день вважаються найбільш перспективними. До них відносять генну і клітинну терапію та інжиніринг тканин. Останнім часом бурхливий розвиток отримав ще один напрямок регенеративної медицини – 3D-моделювання та 3D-біопрінтинг. У зв'язку з цим вважаємо за доцільне детально розглянути можливості і перспективні напрямки використання 3D-моделювання та 3D-друку в хірургії та трансплантології.

**Аналіз останніх досліджень і публікацій.** Медицина – одна з тих сфер, де застосування тривимірного друку стало новим поштовхом для масштабних змін. Вже зараз на 3D принтерах друкують імплантати, протези з урахуванням індивідуальних особливостей людини, міжхребетні диски, фрагменти печінки. Друк активно застосовується в хірургії та стоматології,

для створення 3D моделей і побудови контуру імпланта. У перспективі – друк людських органів і частин тіла.

**3D моделювання та 3D друк в хірургії та трансплантології.** В даний час у зв'язку з різким підвищенням обчислювальних якостей мікропроцесорів значно збільшилися їх можливості також і в галузі медичної 3D-графії. За матеріалами зарубіжних видань, останнім часом, головним чином в США, здійснюється ряд проектів по 3D-анатомії. Один з них – база даних «Видима людина» (Visible Human Project) Національної бібліотеки медицини, яка складається з 1840 3D-MR-зображень кріорозтину людини чоловічої та жіночої статі [7].

Запорукою успішного проведення лікувально-діагностичних заходів, зокрема хірургічного лікування різних захворювань, служить знання і розуміння хірургом анатомії і просторових взаємин органів, судин, лімфатичних проток, жовчовивідних шляхів, сечовивідних шляхів, лімфатичних вузлів і т.д. З моменту відкриття X-променів, методи візуалізації в медицині грають важливу роль при виконанні хірургічних процедур. Хоча медична візуалізація починалася з простих рентгенівських знімків з метою виявлення сторонніх об'єктів в організмі людини, перехід до комп'ютерних технологій з'явився проривом в даній області. Техніка візуалізації прогресивно розвивається, і в останнє десятиліття з її допомогою хірург може отримати інформацію не тільки про нормальну анатомію і патологію, а й також про васкуляризацію і функції анатомічних систем. Однак особливо важливим етапом в передопераційній підготовці хірургів є створення тривимірних зображень потрібної анатомічної області. Докладний аналіз одержуваних зображень надає істотну допомогу при плануванні хірургічного лікування, в основі якого лежать техніка і характер оперативного втручання на різних анатомічних структурах. Сучасні методи візуалізації дозволяють визначити локалізацію патологічного вогнища з точністю до 1 мм, хоча в результаті дослідження зазвичай виходить не об'ємне і навіть не фронтальне зображення, а зріз по певній площині. У цій

площині в безпосередній близькості один від одного знаходяться зрізи безлічі анатомічних елементів, і впізнати більшість з них в конкретному зрізі внаслідок подібності форм і розмірів і неправильного ракурсу надзвичайно складно.

Віртуальні технології в сучасній хірургії реалізуються завдяки тривимірної обробки, як правило, первинних МСКТ і МРТ органів і систем з контрастним підсиленням. Застосування 3D-зображень є ефективним методом в плануванні операцій. Медичні зображення поліпшуються з появою нових швидких і якісних методів сканування, що характеризуються високою розподільною здатністю, що істотно підвищує рівень сприйняття 3D-зображень. Програмні забезпечення дозволяють завантажувати різні дані в форматі DICOM/PACS, в результаті чого виходять 3D-зображення у віртуальній реальності. У навчальному та підготовчому режимі хірург може здійснювати дію на 3D-віртуальній моделі пацієнта.

Завдяки тривимірному зображенню значно поліпшується просторове сприйняття анатомічного блоку через об'ємний характер одержуваного зображення. При цьому створюється ефект пошарової тканинної прозорості, що дає можливість хірургу, який проводить операцію отримати унікальну інформацію про топографічні взаємовідносини анатомічних структур з патологічними змінами в них.

Застосування 3D-принтерів в медицині дозволяє здійснювати швидкі оперативні втручання. Також вони детально відтворюють точну копію вихідного матеріалу, який необхідний для відпрацювання прийомів, що дає гарантію для проведення успішної операції. У наш час 3D-принтери успішно використовуються також в ортопедичної стоматології, де за рахунок тривимірного друку отримують протези, моделі, брекети та імплантати без необхідності використання традиційних матеріалів, в найкоротші терміни, в порівнянні з класичною технологією виробництва.

Крім цього, вчені почали практику по вирощуванню цілих тканин і навіть органів за допомогою 3D-технологій технікою пошарового друку, яка

дозволяє складати стовбурові клітини в певній комбінації. Завдяки такому відкриттю найближчим часом людям в усьому світі зможуть трансплантувати органи і тканини власного організму, що допоможе уникнути можливих ускладнень. Перевагами 3D-друку є збереження всіх анатомічних даних пацієнтів в цифровому вигляді, прискорення виробництва виробів, неймовірна точність виробів, виключення впливу людського фактора, повністю автоматизований процес.

Іспанська компанія BioDan Group у співпраці з місцевими НДІ розробила технологію друку шкіри на 3D-біопринтері. У чотирьох картриджах принтера – плазма крові, фібробласти, хлорид кальцію і кератиноцити. В результаті виходить матриця шарів на основі гідрогелю, що підтримує живі клітини. Після певного часу дозрівання в лабораторії ця надрукована тканина може бути пересаджена в організм людини (поки пересаджували таку шкіру тільки мишам) [6].

Ізраїльська компанія Nano Dimension прославилася в світі 3D-друку завдяки новаторській технології виготовлення складних електронних друкованих плат. Нещодавно вона уклала угоду з ізраїльською біотехнічною фірмою Accellta (яка створює технології вирощування стовбурових клітин) з метою проведення лабораторних випробувань 3D-біопринтера для виготовлення стовбурових клітин. Технологія 3D-друку живими клітинами обіцяє неймовірні можливості. Однак, щоб до кінця розкрити її потенціал, необхідно підвищити швидкість і якість друку, життєздатність і керованість клітин, доступність самої технології, а також подумати про відкриття нових технологій друку біочорнилами. Поєднуючи високошвидкісну і високоточну технологію розпилення і технологію виробництва стовбурових клітин, компанії хочуть підняти якість і швидкість друку до немислимих раніше меж [6].

Біоінженери з Інституту регенеративної медицини в Уейк-Форесті (США) розробили незвичайну технологію тривимірного друку, яка дозволяє створювати повноцінні копії окремих кісток, м'язів і хрящів зі стовбурових

клітин. До сих пір вченим вдавалося роздрукувати тільки дуже тонкі шари живої тканини (до 200 мкм) – інакше тканина починала гинути, так як поживні речовини і кисень не можуть проникнути на таку глибину без наявності кровоносних судин. В даному випадку біоінженери використовували особливий полімер, який дозволяв укласти клітини шарами і при цьому зберігати невеликий просвіт між ними. Після друку, вчені поміщають органоїд в організм миші, де він поступово «заростає» кровоносними судинами, а полімер поступово розкладається, поступаючи їм місцем. В кінцевому підсумку на місці заготовки виникає повноцінний орган, що має потрібну тривимірну форму і всі необхідні види тканини [4].

Британські хірурги вперше надрукували тазостегновий суглоб для ендопротезування на 3D-принтері і використовували стовбурові клітини пацієнтки, щоб зафіксувати його на місці. Імплантат для 71-річної пацієнтки лікарні при Саутгемптонському університеті був надрукований на основі 3D-файлів, виготовлених за докладним КТ-сканами. Як матеріал використовувався титановий порошок, тонкі шари якого спікаються під впливом лазерного променя [4].

Розглянемо етапи отримання тривимірних комп'ютерних моделей.

Перший етап – отримання вихідної морфометричної інформації. Для цього використовуються клініко-інструментальні методи дослідження (рентгенографія, ультразвукове дослідження, комп'ютерна та магнітно-резонансна томографія та ін.). Отримані в результаті проведеного дослідження кількісні дані використовуються на другому і третьому етапах для створення комп'ютерних моделей, які мають встановлені при морфометрії параметри і розташовані в віртуальному просторі.

Другий етап – створення комп'ютерної моделі полягає в побудові площинної двомірної моделі органу людини в трьох проекціях.

Третій етап – тривимірна реконструкція і створення об'ємної комп'ютерної моделі.

Другий і третій етапи можна виконати з використанням спеціально розробленого програмного забезпечення і системи тривимірного моделювання 3ds max [1].

Створені комп'ютерні моделі можуть бути продемонстровані на дисплеї, повернені в будь-якій площині та роздруковані на принтері у вигляді фотографій. Використовуючи можливості програми 3ds max, можна переміщати комп'ютерні моделі у віртуальному просторі, що дозволяє зрушити або видалити окремі елементи моделі для вивчення особливостей топографії області. Крім цього, використовуючи систему інверсної кінематики, можна моделювати поведінку елементів хребта при його лікуванні.

Тривимірні комп'ютерні моделі можуть бути корисні для підвищення ефективності рентгенодіагностичних методик, при плануванні хірургічних втручань. Крім цього, можливо їх використання як наочних посібників як в навчальному процесі, так і в різних наукових дослідженнях.

Геометрія вихідних даних (2D-проекцій) при дослідженні об'єктів томографічними методами [2] може бути отримана розташуванням зони 2D-проекцій по утворюючим до циліндричної поверхні, на осьовій лінії якої розташований досліджуваний об'єкт. У діаметрально протилежних напрямках позиціонується джерело випромінювання.

У кожній проекції інтенсивність поля випромінювання, що реєструється –  $I(x,y) \rightarrow I(\vec{r})$ . Для реконструкції в першому наближенні вибирається функція у вигляді  $D_2(x, y) = \int_0^L \mu(x; y; z) dz$ , тут  $D_2(x, y)$  – двовимірна функція проекції,  $L$  – товщина об'єкта в напрямку просвічування,  $\mu(x; y; z)$  – лінійний (масовий) коефіцієнт ослаблення за обсягом контрольованого зразка. Якщо щільності внутрішніх локальних об'єктів постійні, то останнє співвідношення можна спростити:

$$D_2(x_i; y_i) = \mu_0 L + \sum_x (\mu_1 - \mu_0) I(x_i; y_i).$$

Тут  $\mu_0$  – коефіцієнт ослаблення матеріалу виробу,  $\mu_1$  – коефіцієнт ослаблення матеріалу локального об'єкта,  $l(x_i; y_i)$  – розмір локального об'єкта в напрямку просвічування,  $k$  – їх число в напрямку просвічування.

Нормалізовані функції проекцій –  $g(p) = \int_L f(r, \theta) \delta(p - \bar{n}\bar{r}) dl$ , в тому числі і одновимірні  $g(r; \Theta)$ ,  $g(p)$ , «виокремлювані» з двовимірних, повинні задовольняти умові

$$\Re [g(p)] = \int_0^{2\pi} d\theta \int_L f(r, \theta) \delta(p - \bar{n}\bar{r}) dl$$

Точність реконструкції форми поверхні в цьому варіанті визначається точністю відновлення кордонів перетинів, тому розроблений наступний спосіб реконструкції перетинів і контурів досліджуваних об'єктів.

– Здається формат перетину. Формати зображень локальних об'єктів вибираються в межах  $(64 \times 64)$ ,  $(256 \times 256)$  елементів. Необхідну кількість проекцій визначається кінцевим обраним форматом зображення.

Цей набір  $g_{\theta_i}(p)$  доповнюється набором  $g_{\theta_i+\pi}(p)$ . Недостатню кількість проекцій доповнюють методами інтерполяції.

– Для даного перетину обчислюються Фур'є-образи проекцій при числі відліків в кожній проекції, що в кілька (3-6) разів перевищують лінійний формат матриці зображення перетину. Відповідно до теореми про перетини, формується «двовимірний Фур'є-спектр».

– За кільцевими гармоніками проводяться інтерполяції в зонах відсутності відліків. Так як спектри реальних проекцій містять додаткові відліки, то процедуру інтерполяції можна оптимізувати, використовуючи зони додаткових відліків, і таким чином оптимізувати двовимірний спектр Фур'є – «згладити» його [3].

Набори одновимірних спектрів проекцій перераховуються в функції проекцій, оптимізується ядро алгоритму згортки. Для даного класу задач ядро виявляється досить «низькочастотним», в загальному випадку його Фур'є-образ в області головного максимуму має вигляд



$$G(\omega) = \frac{a(2\pi)^2 e^{-2\pi\omega} \cos(\omega^2) \sin(\omega^2)}{1 + \omega^2}$$

тут  $a$  – константа, що обирається в межах (0,9 – 2,4).

– Після нормалізації всіх функцій проєкцій (реальних і обчислених) для даного перетину проводиться реконструкція кожного перетину за допомогою стандартної процедури – алгоритму згортання, що включає обчислення одновимірних згорток проєкцій з обраним ядром і процедуру зворотного проєктування.

Таким чином, формується задана кількість перетинів, при цьому всі обчислювальні процедури реалізують тільки одномірні перетворення: обчислення прямих, зворотних перетворень Фур'є від функцій проєкцій, інтерполяція по кільцевим гармонікам в двовимірному Фур'є спектрі, операція згортки. Це скорочує час реконструкції, алгоритми можуть бути реалізовані на стандартних ПК. У той же час фактично виявляється обчисленням 3D-масив, що визначає конфігурацію локального об'єкта і його орієнтацію в просторі.

Тривимірне моделювання відкриває революційні можливості. На 3D-принтері можна надрукувати імплантати будь-якої форми та розміру, створивши точну копію потрібної частини тіла. І оперувати можна значно швидше, ефективніше та дешевше, ніж це дозволяли традиційні методи.

Вартість таких хірургічних процедур іноді вдається знизити на 80%. Те, що зазвичай проводиться в кілька етапів, стало можливим виконати за один раз [4].

У США найближчим часом на 3D-принтері почнуть виготовляти колінні чашки, меніски, тазостегнові суглоби, кістки рук і пальців. Це відкриває нові можливості в спортивній травматології та пластичній хірургії. За допомогою тривимірної технології вже навчилися навіть міняти обличчя. Так, пацієнту в Чикаго три чверті черепа зробили з термопластику. А лікарям з Нью-Йорка вдалося врятувати життя новонародженій завдяки

надрукованому на принтері серцю. Немовля народилося з вродженим дефектом серця. Оскільки серце дуже маленьке, було складно вивчити його анатомію. Але по знімках була створена його точна копія, тривимірна модель і досягнуто розуміння, як провести операцію і виправити порушену функцію серцевих судин і клапанів [7].

Французька компанія Dassault Systemes в рамках проекту «Живе серце» розробила першу в світі 3D-модель людського серця. 3D-модель серця буде використана для випробувань медичних пристроїв і технологій лікування серцевих захворювань. Крім того, подібні технології здатні значно розширити можливості сучасної діагностики та сприятимуть персоналізації клінічної медицини. Модель точно відтворює роботу серця здорової людини, і також може використовуватися для вивчення вроджених дефектів і серцевих захворювань. За допомогою простого програмного редактора можна модифікувати форми і властивості тканин. Крім того, в віртуальне серце можна імплантувати медичні пристрої для вивчення їх впливу на серцеву функцію, оцінювати їх ефективність і прогнозувати безпеку використання в різних умовах експлуатації [7].

3D-модель також включає судинну мережу, а динамічна сприйнятливість серця обумовлена реалістичними електричними сигналами, структурною фізикою і фізикою рідин.

Використовуючи комп'ютерну томографію печінки пацієнта, Ян Вітовський з медичного коледжу Ягеллонського університету в Кракові створив окремі 3D-зображення для різних частин печінки, включаючи кровоносні судини і пухлину, яка повинні були бути видалена. Потім вони були надруковані в яскравих, легко видимих кольорах і зібрані в одне ціле. «Паренхімний ешафот», що має форму зовнішньої структури печінки, заповнювався прозорим кремнієм [7]. Кремній дозволив змоделювати текстуру реального органу і одночасно розглянути внутрішню структуру органу. Таким чином, хірург, який використовує тривимірну модель, може планувати операцію детально та на високому рівні.

Тривимірні друківані моделі надають відмінну візуалізацію анатомії, дають можливість легше зрозуміти розмір пухлини та її близькість до оточуючих судин і країв печінки. Крім того, надання хірургам більш ясної картини того, над чим вони працюють, зменшує крововтрату пацієнта під час операції, а також значно прискорює час роботи.

3D-моделювання та 3D-активно використовуються для протезування суглобів. Процес 3D-друку починається з рентгена пошкодженого суглоба пацієнта. Отримані дані конвертують в тривимірну комп'ютерну модель, яку відразу ж відправляють на друк. 3D-принтер вирошує точну копію суглоба зі спеціального пористого матеріалу. Цей матеріал сприяє росту клітин і легко обростає хрящовою тканиною. Поступово кістка знаходить форму, а матеріал руйнується. В результаті залишається тільки кістка, яка нічим не відрізняється від оригіналу.

Хірургічна заміна колінного суглоба проводиться дуже часто, за даними центрів з контролю і профілактики захворювань [5]. Проблеми, які можуть виникнути, варіюються від незначних втрат і інфекцій крові, до загрози тромбозу глибоких вен. Поєднання КТ-зображень, програмного забезпечення для моделювання та технології 3D-друку дозволило запропонувати імпланти, розроблені спеціально для кожного пацієнта, більш природні і акуратні. Розробка може допомогти уникнути ускладнень, які часто слідуєть за операцією, такі як біль через нестабільність суглоба.

Виготовлення та встановлення індивідуальних протезів є складною і дорогою операцією, що вимагає тривалого підготовчого періоду для виробництва самого протеза. Використання CAD/CAM технологій проектування і виробництва дозволяє значно скоротити етапи підготовки виробництва анатомічно адаптованих імплантів.

Для створення математичних тривимірних моделей елементів тазостегнового суглоба необхідні габаритні розміри і докладна геометрія форми кісток пацієнта. Від цих елементів залежить конфігурація ніжки ендопротеза, шарнірного елемента, вертлужного елемента і відповідно

додаткових фіксуючих елементів. Для отримання 3D-моделей можна застосовувати як звичайні рентгенівські знімки, так і результати томографії.

Певну складність при моделюванні елементів ендопротеза кульшового суглоба можуть викликати такі елементи, як чашка, сектор і ніжка ендопротеза, але найбільші проблеми, звичайно, виникають при конструюванні сектора, що пояснюється функціональними особливостями даної деталі. У складеному стані для забезпечення плавного і безперешкодного вгвинчування чашки в кістку спіраль сектора повинна повністю збігатися зі спіраллю чашки, а в положенні фіксації, коли сектори висувуються ключем, похила поверхня сектора повинна збігатися з конусом чашки. Це досягається шляхом зміщення спіралі щодо осі конуса на певну відстань, а також уздовж осі чашки в бік звуження її конуса [5].

3D-моделювання інших елементів ендопротеза кульшового суглоба проводиться екструзуванням профілю або його обертанням щодо осі, а потім виконуються булеві операції віднімання, додавання і об'єднання. Приклад схеми складання тотального ендопротеза показаний на малюнку нижче.

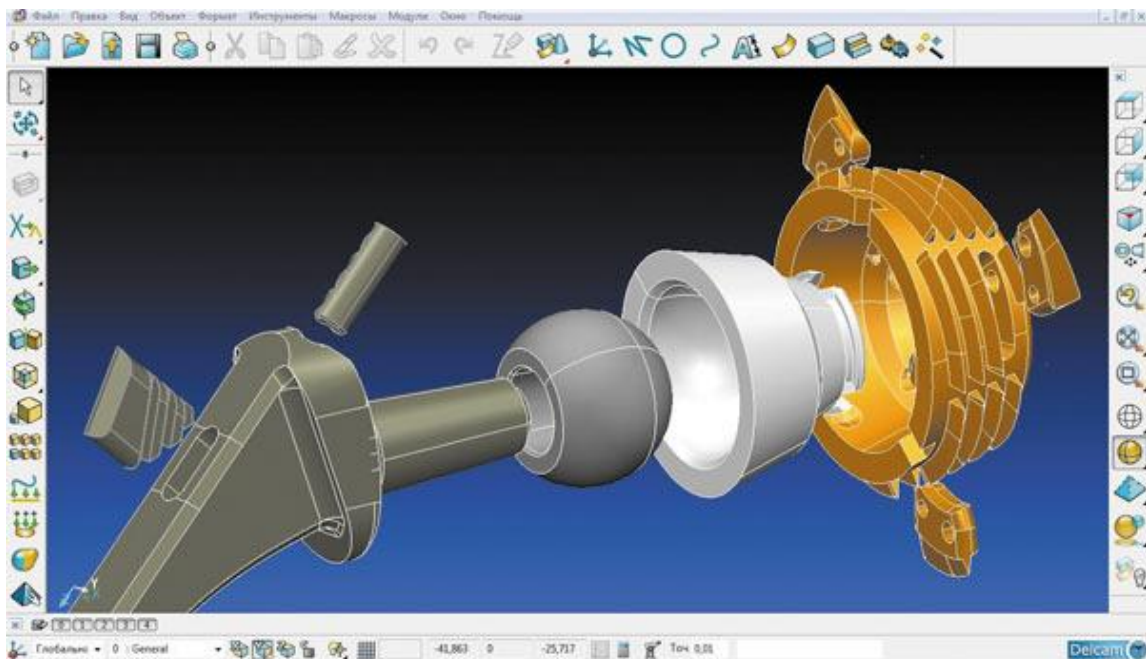


Рис. 1. Схема зборки тотального ендопротеза.

**Висновок.** Віртуальні технології в сучасній хірургії реалізуються завдяки тривимірній обробки, як правило, первинних МСКТ і МРТ органів і систем з контрастним підсиленням. Застосування 3D-зображень є ефективним методом в плануванні операцій.

Таким чином очевидно, що застосування 3D-моделювання в хірургії та трансплантології відкриває широкі можливості та є перспективним напрямком для подальших наукових досліджень і практичних розробок.

### **Список літератури**

1. Роганов В.Р., Семочкина И.Ю., Жашкова Т.В. Системы моделирования трехмерных визуально наблюдаемых моделей: Труды международного симпозиума Надежность и качество. – 2015. Т. 1. с. 192-196.
2. Рущенко Н.Г. Исследование и разработка методов решения задачи синтеза высоко-однородного магнитного поля в МР-томографе. Автореферат дисс. канд.техн.наук. – СПб: ИТМО. – 2004.
3. Средкин А.Н., Виноградова Г.Л., Филиппенко В.О. Модель и методика параметризации при автоматизированном проектировании изделий со сложной формой: Инженерный вестник Дона. – 2014. – Т. 30. № 3. – с. 85.
4. Hochman JB, Kraut J, Kazmerik K, Unger BJ. Generation of a 3D printed temporal bone model with internal fidelity and validation of the mechanical construct. *Otolaryngol Head Neck Surg.* – 2014; 150(3):448–54.
5. Huzu, E. et al. Modeling and simulation of the knee joint surgery. *Annals of the Oradea University*, Issue 1, May 2013, pp. 123–126.
6. Ozbolat IT, Yu Y. Bioprinting toward organ fabrication: challenges and future trends. *IEEE Trans Biomed Eng.* – 2013. – 60(3). – pp. 691–699.
7. Ventola, C.L. Medical Applications for 3D Printing: Current and Projected Uses. *P&T*, October . – 2014. – Vol.39, No. 10. – pp. 704–711.