

3. Гуляев Ю.В., Гудков А.Г., Леушин В.Ю. и др. Приборы для диагностики патологических изменений в организме человека методами микроволновой радиометрии // Нанотехнологии: разработка, применение – XXI век. 2017. № 2. Т. 9. С. 27-45.
4. Shevelev O.A. et al. Diagnostic opportunities of noninvasive brain thermomonitoring // J. Anesthesiology and Intensive Care. 2015. Vol. 60. № 1. PP. 66-69.
5. Siores E. et al. First in vivo application of microwave radiometry in human carotids // J. of the Amer. Col. of Cardiology. 2012. Vol. 59. № 18. PP. 1645-1653.
6. Zampeli E. et al. Detection of subclinical synovial inflammation by microwave radiometry // PLoS ONE. 2013. Vol. 8 (5). PP. 1-6.
7. Хашукоева А.З., Цомаева Е.А., Водяник Н.Д. Применение трансабдоминальной и вагинальной радиотермометрии в комплексной диагностике воспалительных заболеваний придатков матки // Лечение и профилактика. 2012. № 1. С. 26-30.
8. Авдошин В.П. и др. Радиотермометрия в диагностике острого пиелонефрита // Вестник РУДН. Серия: Медицина. 2002. № 2. С. 67-69.
9. Замечник Т.В. и др. Математическая модель верификации ранних рецидивов варикозной болезни по данным радиотермометрии // Вестник новых медицинских технологий. 2013. Т. 20. № 2. С. 14-18.
10. Bardati F., Iudicello S. Modeling the visibility of breast malignancy by a microwave radiometer // IEEE Trans. Biomed. Engineering. 2008. Vol. 55. PP. 214-221.
11. Vesnin S.G. et al. Modern microwave thermometry for breast cancer // J. of Molecular Imaging & Dynamics. 2017. Vol. 7. № 2.

Михаил Константинович Седанкин,
 канд. техн. наук, научный сотрудник,
 отдел СОиАРИ РТК,
 ФГБУ «ГНИИЦ РТ» МО РФ,
 Виталий Юрьевич Леушин,
 канд. техн. наук, зам. генерального директора,
 ООО «НПИ ФИРМА «ГИПЕРИОН»,
 Александр Григорьевич Гудков,
 д-р техн. наук, профессор,
 кафедра РЛБ,
 ФГБОУ ВО «МГТУ им. Н.Э. Баумана»,
 Сергей Георгиевич Веснин,
 канд. техн. наук, генеральный директор,
 ООО «Фирма «РЭС»,
 Игорь Александрович Сидоров,
 канд. техн. наук, начальник отдела,
 АО «Концерн «Вега»,
 Светлана Викторовна Агасиева,
 канд. техн. наук, доцент,
 ФГАОУ ВО «Российский университет
 дружбы народов»,
 Александр Васильевич Маркин,
 магистрант,
 ФГБОУ ВО «МГТУ им. Н.Э. Баумана»,
 г. Москва,
 e-mail: ooo.giperion@gmail.com

М.А. Садовой, В.В. Павлов, В.А. Базлов, Т.З. Мамуладзе,
 М.В. Ефименко, В.М. Прохоренко, Е.В. Мамонова, И.А. Кирилова,
 А.М. Аронов, А.А. Панченко, Н.Г. Фомичев

Моделирование 3D-имплантатов методом индивидуальной контурной пластики с оценкой плотности костной ткани по шкале Хаунсфилда

Аннотация

Рост количества операций первичного эндопротезирования неизбежно приводит к увеличению потребности в ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава. Увеличивается число пациентов с тяжелыми разрушениями вертлужной впадины, у которых достижение стабильности эндопротеза становится трудной или недостижимой задачей. В таких случаях возникают показания к изготовлению индивидуального вертлужного компонента. В статье описывается способ замещения дефектов костей таза индивидуальными имплантатами, напечатанными из медицинского титана LPW-Ti64-GD23-TYPE5 по ASTM F136 с помощью технологии 3D-печати. При этом проектирование имплантата осуществлялось с учетом результатов определения плотности окружающей его костной ткани по шкале Хаунсфилда.

Введение

В настоящее время эндопротезирование тазобедренного сустава является одним из самых востребованных и высокоэффективных методов лечения многих заболеваний и последствий травматических повреждений тазобедренного сустава, в частности остеоартроза. В Российской Федерации заболеваемость остеоартрозом составляет в среднем 18 человек на 10 000 населения [1], [2]. Наибольшая потребность в этом виде хирургического лечения в последние годы возникает среди пациентов моложе 65 лет, притом что в 2005 году возрастной ценз находился в пределах от 65 до 74 лет [2].

С увеличением оперативных вмешательств по поводу эндопротезирования тазобедренного сустава растет и количество ревизий, связанных как с инфекцией области хирургического

вмешательства, так и с асептической нестабильностью компонентов эндопротеза, приводящих к потере костной массы опорных поверхностей бедра и таза. Увеличивается число пациентов с тяжелыми разрушениями вертлужной впадины, у которых достижение стабильности эндопротеза становится трудной или недостижимой задачей. В таких случаях возникают показания к изготовлению индивидуального вертлужного компонента [3]-[5]. По данным регистра эндопротезирования РНИИТО им. Р.Р. Вредена, доля ревизионных вмешательств в общей структуре операций по эндопротезированию тазобедренного сустава в последние годы колеблется от 13 до 18 % [5]. В 20 % случаев после удаления компонентов эндопротеза встает вопрос о замещении дефектов бедренной кости и костей таза с целью восстановления их опороспособности и дальнейшего реэндопротезирования [6].

Материалы и методы

Для замещения дефектов костей таза мы использовали индивидуальные объемные титановые имплантаты, напечатанные на 3D-принтере марки «EOS M290», работающего на основе принципа селективного лазерного спекания. В качестве сырья нами использовался титан LPW-Ti64-GD23-TYPE5 по ASTM F136; данный материал наиболее доступен и сертифицирован для медицинского использования (ISO 9001) [7].

Моделирование осуществлялось при поддержке следующего программного обеспечения: конвертер файлов DICOM-формата «DICOM Viewer»; 3D/CAD-проектировщики; специальное программное обеспечение (InVesalius 3.0), позволяющее оценить плотность костной ткани по шкале Хаунсфилда; K-Pacs – программа для просмотра рентгеновских исследований.

Применялся рентгенологический метод – рентгенография костей таза во фронтальной проекции с целью контрольной диагностики состояния компонентов эндопротеза. Каждому из отобранных пациентов проводилась МСКТ [толщина слоя 0,5 мм, лучевая нагрузка ($2,0 \pm 0,9$) мЗв, 32-срезовый аппарат «PHILIPS»].

Использовались клинические методы: сбор анамнеза, осмотр, пальпация.

Моделирование индивидуального 3D-имплантата осуществлялось путем последовательного проведения четырех этапов.

Первый этап – проведение мультиспиральной компьютерной томографии (МСКТ) области оперативного вмешательства. При ревизионном эндопротезировании, подразумеваемом наличие у большого ранее установленных металлических компонентов эндопротеза, возможности МСКТ ограничены из-за появления артефактов. На изображении появляются помехи, связанные со взаимодействием рентгеновских лучей и металлических компонентов имплантированной ранее конструкции [3] (рис. 1).



Рис. 1. 3D-реконструкция костей таза, выполненная по МСКТ области тазобедренного сустава. Слева: тотально замещенный эндопротезом тазобедренный сустав, именно с имплантированным металлом связано обильное наличие артефактов

Второй этап – непосредственная работа с полученной виртуальной моделью костей таза. Проведение данного этапа возможно осуществить в любой системе автоматизированного производства (CAD/проектировщики): точное удаление всех артефактов, определение и удаление металлоконструкций, визуализация области дефекта (рис. 2) [8].

Третий этап – определение плотности костной ткани по шкале Хаунсфилда с использованием стандартных инструментов программного обеспечения, позволяющего работать с объемными моделями (InVesalius 3.0). Средний показатель по шкале Хаунсфилда (0 HU) соответствует плотности воды, отрицательные величины шкалы соответствуют воздуху и жировой ткани, положительные – мягким тканям, костной ткани и более плотному веществу [7], [9], [10].

Центр «костного окна» костей таза находился в пределах от 400 до 600 единиц HU и выше, что соответствует здоровой

костной ткани данной анатомической области [1]. Визуализация в пределах данных значений позволила нам оценить состояние костной ткани, окружающей дефект, и соответственно определиться с местами крепления индивидуального имплантата, а также скорректировать его геометрию.

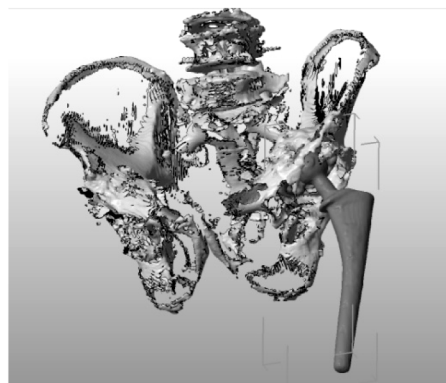


Рис. 2. 3D-реконструкция костей таза; удаление артефактов. Слева – тотально замещенный эндопротезом тазобедренный сустав

После верификации дефекта осуществлялся четвертый этап – непосредственное компьютерное моделирование индивидуального имплантата, при этом мы ориентировались на костный пул, находящийся в пределах плотности от 478 до 2132 единиц HU.

На полученной виртуальной модели проводили адаптацию зоны контакта «имплантат – кость» в зоне костного дефекта и, при необходимости, модификацию формы и коррекцию конгруэнтности компонентов имплантата к поверхностям костного дефекта (рис. 3). При этом в условиях объемного костного дефекта необходимо обеспечить не только стабильную фиксацию вертлужного компонента, но и восстановление центра ротации и правильное его положение в трех плоскостях [4]. Наиболее правильный путь для таких реконструкций – это биологическая фиксация имплантата с хорошей первичной стабильностью и последующей остеоинтеграцией [9]-[12].

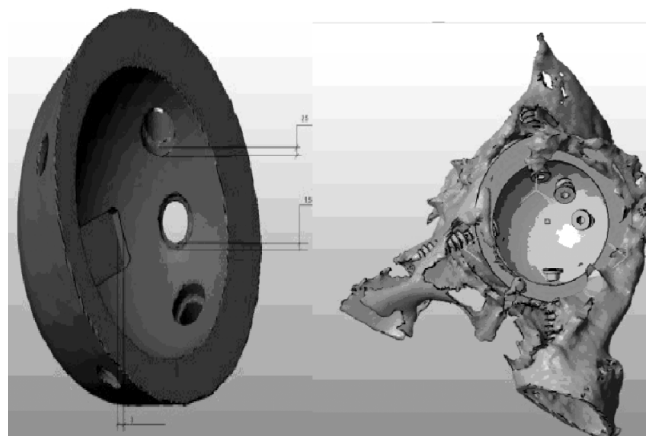


Рис. 3. Слева – виртуальная модель индивидуального имплантата. Справа – предоперационное планирование установки индивидуального имплантата в области ацетабулярной впадины тазобедренного сустава (виртуально выделен фрагмент костей таза с дефектом)

После завершения компьютерного 3D-моделирования имплантата его модель сохраняется в виде файла формата stl, необходимого для CAD/CAM-производства, сам имплантат изготавливается на 3D-принтере методом SLS-печати (селективное лазерное спекание).

Технология выборочного лазерного спекания (SLS) подразумевает использование одной или нескольких лазерных установок (как правило, углекислотных) для спекания частиц порошкообразного материала до получения объекта необходи-

мой конфигурации. Данный метод печати допускает использование LPW-TI64-GD23-TYPE5 по ASTM F136 титана, разрешенного к имплантации системой сертификации ISO; именно его используют нейрохирурги при замещении дефектов костей черепа [11], [12].

После производства индивидуального имплантата следует непосредственно этап хирургического лечения. Оперативное вмешательство проводилось с использованием стандартного хирургического инструментария и прошло без технических сложностей. Рентгенограммы до оперативного вмешательства и после представлены на *рис. 4*.

Результаты

За период с 02.02.2017 г. по 02.09.2017 г. в Новосибирском НИИТО им. Я.Л. Цивьяна проведено 8 оперативных вмешательств с использованием индивидуальных 3D-имплантатов. При моделировании и производстве имплантатов использовалась вышеописанная методика. В качестве материала во всех случаях использовался титан LPW-TI64-GD23-TYPE5 по ASTM F136. Поверхность, контактирующая с костью, имела пористость 500...700 мкм на глубину 1 мм, «тело» имплантата было монолитным. В раннем послеоперационном периоде инфекционных осложнений или каких-либо дислокаций индивидуальных конструкций не зафиксировано.

Опыт зарубежных коллег также свидетельствует о возможности использования титана LPW-TI64-GD23-TYPE5 по ASTM F136 и технологии SLS-печати. В публикации M.J. Taunton и соавторов в серии из 57 больных с диссоциацией тазового кольца у 46 (81 %) пациентов индивидуальные вертлужные компоненты остались стабильными и не потребовали ревизионного вмешательства [13], [14].

Индивидуальный имплантат позволяет сократить время реконструктивно-восстановительных операций при тяжелых дефектах вертлужной впадины, поскольку идеально соответствует конфигурации костного дефекта конкретного пациента [15].

Заключение

Таким образом, в ходе исследования было выполнено индивидуальное объемное моделирование имплантата, замещающего крупный дефект костей таза. С помощью возможностей специализированного программного обеспечения была соблюдена высокая степень конгруэнтности костных структур и компонентов конструкции, данная процедура была выполнена с учетом плотности костной ткани, оцениваемой по шкале Хаунсфилда. Метод индивидуальной контурной пластики

с оценкой костной ткани по шкале Хаунсфилда дает возможность скорректировать геометрию имплантата с учетом плотности костной ткани, придав тем самым дополнительную стабильность конструкции. Решается задача предоперационного обоснования расположения крепежных элементов, что обеспечивает проведение винтов в зоне опороспособной костной ткани.

Список литературы:

1. Маланин Д.А., Черезов Л.Л. Первичные опухоли костей и костные метастазы. Диагностика и принципы лечения / Уч. пособие. 3-е изд. – Волгоград, 2014. С. 3-4.
2. Карякин Н.Н., Донченко Е.В., Мухин П.В. Количественная оценка зависимости некоторых показателей смертности и заболеваемости от ресурсов здравоохранения // Медицинский альманах. 2014. № 3 (33). С. 16-20.
3. Антонов А.К., Цымбал М.В., Антонов Ю.К., Оситов А.В., Гречко А.Т. Металлополимерное эндопротезирование костей при первичных и вторичных опухолях опорно-двигательного аппарата у больных пожилого возраста // Клиническая геронтология. 2008. Т. 14. № 4. С. 34-38.
4. Кавалерский Г.М., Мурылев В.Ю., Рукин Я.А., Лычагин А.В., Елизаров П.М. Применение индивидуальных вертлужных компонентов при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава // Травматология и ортопедия России. 2016. Т. 22. № 4. С. 114-121.
5. Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Коваленко А.Н., Черный А.Ж., Муравьева Ю.В., Гончаров М.Ю. Данные регистра эндопротезирования тазобедренного сустава РНИИТО им. Р.Р. Вредена за 2007-2012 годы // Травматология и ортопедия России. 2013. № 3. С. 167-190.
6. Taunton M.J., Fehring T.K., Edwards P., Bernasek T., Holt G.E., Christie M.J. Pelvic discontinuity treated with custom triflange component: A reliable option // Clin. Orthop. Relat. Res. 2011. Vol. 470 (2). PP. 428-434.
7. Баитов В.С., Мамуладзе Т.З., Базлов В.А. Возможности использования объемного моделирования и 3D-печати с целью создания индивидуальных артродезирующих конструкций в ревизионном эндопротезировании коленного сустава // Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований. 2016. № 12 (7). С. 1189-1193.
8. Bazlov V.A., Mamuladze T.Z., Pavlov V.V., Kirilova I.A., Sadvoy M.A. Modern Materials in Fabrication of Scaffolds for Bone Defect Replacement // AIP Conf. Proc. 2016. 1760. 020004.

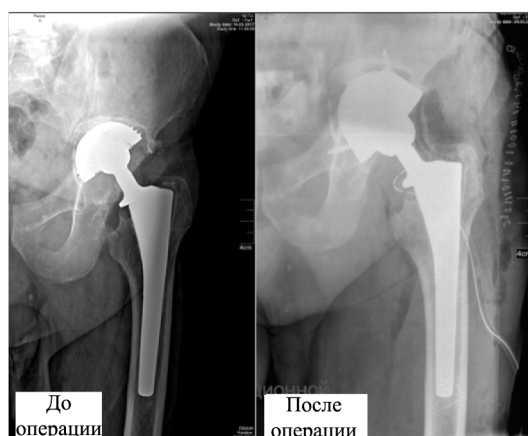


Рис. 4. Слева – рентгенограмма до оперативного вмешательства: асептическая нестабильность ацетбулярного компонента эндопротеза тазобедренного сустава. Справа – рентгенограмма после установки индивидуального имплантата: фиксирован двумя винтами, фиксация удовлетворительная, ацетбулярный индекс 43 град, центр ротации восстановлен на уровне контрлатеральной стороны

9. Jeong M., Kim H.J., Lim S.J., Moon Y.W., Park Y.S. Revision Total Hip Arthroplasty Using Tantalum Augment in Patients with Paprosky III or IV Acetabular Bone Defects: A Minimum 2-year Follow up Study // Hip and Pelvis. 2016. № 2. PP. 98-103.
10. Han G., Wang Y., Bi W. Reconstruction using massive allografts after resection of extremity osteosarcomas the study design: A retrospective cohort study // Int. J. Surg. 2015. № 21. PP. 108-111.
11. Lachiewicz P.F., Soileau E.S. Tantalum components in difficult acetabular revisions // Clin. Orthop. Relat Res. 2009. № 2. PP. 454-458.
12. Siegmeth A., Duncan C.P., Masri B.A., Kim W.Y., Garbus D.S. Modular tantalum augments for acetabular defects in revision hip arthroplasty // Clin. Orthop. Relat. Res. 2008. № 1. PP. 199-205.
13. Новиков А.Е., Новиков А.В., Ковалдов К.А. Результаты применения костнозамещающего материала «Рекост» // Российский иммунологический журнал. 2016. № 2 (1). С. 590-592.
14. Faour O., Dimitriou R., Cousins C.A., Giannoudis P.V. The use of bone graft substitutes in large cancellous voids: Any specific needs? // Injury. 2011. № 42. PP. 87-90.
15. Gosal G.S., Boparai A., Makkar G.S. Long-Term Outcome of Endoprosthetic Replacement for Proximal Femur Giant Cell Tumor // Niger J. Surg. 2015. № 2. PP. 143-145.

Михаил Анатольевич Садовой,
 д-р мед. наук, профессор, директор,
 Виталий Викторович Павлов,
 д-р мед. наук, зав. отделением
 травматологии и ортопедии № 2,
 Вячеслав Александрович Базлов,
 врач травматолог-ортопед,
 Тариэл Зурабович Мамуладзе,
 врач травматолог-ортопед,

Максим Владимирович Ефименко,
 врач травматолог-ортопед,
 Валерий Михайлович Прохоренко,
 д-р мед. наук, профессор,
 гл. научный сотрудник,
 ФГБУ «ННИИТО им. Я.Л. Цивьяна»
 Минздрава России,
 Екатерина Владимировна Мамонова,
 канд. эконом. наук, генеральный директор,
 АО «Инновационный
 медико-технологический центр
 (Медицинский технопарк),
 Ирина Анатольевна Кирилова,
 д-р мед. наук, зам. директора по научной работе,
 ФГБУ «ННИИТО им. Я.Л. Цивьяна»
 Минздрава России,
 Анатолий Маркович Аронов,
 д-р эконом. наук, зам. генерального директора
 по инновационному развитию,
 АО «Инновационный
 медико-технологический центр
 (Медицинский технопарк),
 Андрей Александрович Панченко,
 генеральный директор,
 ООО «3D медицинские системы»,
 Николай Гаврилович Фомичев,
 д-р мед. наук, профессор,
 гл. научный сотрудник,
 ФГБУ «ННИИТО им. Я.Л. Цивьяна»
 Минздрава России,
 г. Новосибирск,
 e-mail: sbazlov@yandex.ru

Л.В. Осипов, Н.С. Кульберг, Д.В. Леонов, С.П. Морозов

Трехмерное ультразвуковое исследование: технологии, тенденции развития

Аннотация

3D/4D-ультразвуковые технологии все глубже проникают во врачебную практику. Для эффективной работы с ними необходимо понимание основ формирования объемных изображений. В настоящей статье объяснены принципы получения трехмерных изображений в ультразвуковой медицинской визуализации. Рассмотрены физические основы, достоинства и недостатки методов объемного сканирования.

Введение

Наиболее распространенным методом ультразвуковых исследований (УЗИ) является получение акустических изображений плоского слоя биологических тканей. Поскольку в данном случае отображается срез исследуемых тканей, этот способ следует считать разновидностью томографии (от греч. *τομή* – сечение, *γραφω* – писать). Поэтому уместно сравнивать УЗИ с другими томографическими методами.

В компьютерной рентгеновской и магнитно-резонансной томографии уже с 1970-х годов научились получать послойное изображение, что в совокупности дает объемное, трехмерное представление и диагностическую информацию высокого качества. Перечислим основные преимущества трехмерного сканирования перед двумерным:

- получение более полной информации об объекте исследования;
- построение при последующей обработке произвольно ориентированных сечений объекта;

- создание наглядных объемных реконструкций объекта;
- хранение трехмерного цифрового массива, содержащего информацию об объекте, с возможностью последующей обработки и анализа.

Следствием перечисленного является увеличение диагностической информативности, повышение надежности диагностики, удобство получения информации, потенциальное уменьшение числа диагностических ошибок. Следует сказать, что вышеперечисленные преимущества «3D vs. 2D» относятся ко всем видам визуализации: как к КТ и МРТ, так и к УЗИ.

Из-за трудностей получения и обработки больших массивов данных в режиме «реального времени» ультразвуковые трехмерные технологии стали широко внедряться только с начала 2000-х годов [1]. УЗИ имеет бесспорное преимущество перед лучевыми методами в плане безопасности и мобильности. Даже с 3D-технологиями приборы УЗИ могут быть портативными [2]. Кроме того, существуют методики, позволяющие строить 3D-изображение быстрее «реального времени» [3]. Получают распространение в 3D и технологии, присущие толь-