

ISO 9236-1, показало, что при способе экспонирования I, имитирующем условия рентгенографических исследований конечностей, чувствительность всех систем находится на примерно одинаковом и самом низком уровне. Наибольшая чувствительность любой из исследованных систем независимо от типа использовавшихся экранов достигается при способе экспонирования IV, моделирующем условия рентгенографических исследований грудной клетки. По сравнению со способом экспонирования I при способе экспонирования IV чувствительность систем с экранами «Ренекс ЭУ-ИЗ» увеличивается примерно в 1,5 раза, а чувствительность систем с экранами «Ренекс ЭУ-ГЗ» – в 3 раза.

В отличие от других методов рентгеновской сенситометрии метод ГОСТ ISO 9236-1 позволяет определять чувствительность систем экран/пленка в условиях экспонирования, приближенных к медицинской практике. В то же время это несомненное преимущество метода ограничивает возможности его применения для других целей. В частности, из-за разных долей рассеянного излучения, создаваемых фантомами при разных способах экспонирования, полученные результаты нельзя использовать для построения кривых, отражающих зависимость чувствительности от качества рентгеновского излучения.

Список литературы:

1. Головкова С.И., Рюдигер Ю. О влиянии усиливающих экранов на чувствительность и разрешающую способность систем визуализации изображения в общей рентгенографии // Медицинская техника. 2016. № 2. С. 23-26.
2. ГОСТ ISO 9236-1–2011 Сенситометрия систем экран/пленка для медицинской рентгенографии. Часть 1. Определение формы характеристической кривой, чувствительности и среднего градиента (идентичен стандарту ISO 9236-1:2004).
3. ГОСТ 27048–86 Экраны усиливающие медицинские. Основные параметры, общие технические требования и методы испытаний.

4. Головкова С.И., Рюдигер Ю. Сравнение двух методов рентгеновской сенситометрии // Вестник РНЦРР. 2015. Т. 15. № 3.
5. Головкова С.И., Рюдигер Ю. Рентгеносенситометрические характеристики систем для общей рентгенографии при автоматической обработке пленок в разных реактивах // Медицинская техника. 2019. № 4. С. 26-28.
6. Buhr E., Bergmann D., Hoeschen D., Ailliet M., Sirand-Rey G., Gazolla C., Uras S. An interlaboratory measurement of screen-film speed and average gradient according to ISO 9236-1 // Medical Physics. 2000. Vol. 27. № 2. PP. 307-311.
7. Гурвич А.М., Катомина Р.В., Мяжкова М.Г., Петрова И.Ю., Томбак М.И. Энергетический выход рентгенолюминесценции поликристаллических люминофоров // Журнал прикладной спектроскопии. 1977. № 1. С. 75-81.
8. Головкова С.И., Рюдигер Ю. Изменения в сенситометрических параметрах медицинских рентгенографических пленок. Часть 1. Оценка при автоматическом способе обработки // Медицинская техника. 2013. № 5. С. 37-39.
9. Головкова С.И., Рюдигер Ю. Изменения сенситометрических параметров медицинских рентгенографических пленок. Часть 2. Оценка при ручной обработке // Медицинская техника. 2013. № 6. С. 21-25.
10. ISO 9236-1:1996 Photography – Sensitometry of screen-film systems for medical radiography – Part 1: Determination of sensitometric curve shape, speed and average gradient.

Светлана Ивановна Головкова,
ведущий инженер,
Юрген Рюдигер,
канд. физ.-мат. наук, зав. группой,
группа приемников рентгеновского излучения,
ФГБУ «Российский научный центр
рентгенорадиологии» Министерства
здравоохранения Российской Федерации,
г. Москва,
e-mail: gj_rudiger@mail.ru

А.В. Синегуб, В.А. Суворов, Д.В. Гаврилов, М.Р. Бахрами

Сравнительный анализ напряженно-деформированного состояния облепченного 3D-печатного имплантата плеча

Аннотация

Применение 3D-печати в ортопедии имеет ряд преимуществ, одним из которых является облегчение веса имплантата за счет ячеистых структур. Целью данного исследования является проверка возможности облегчения 3D-имплантата плеча без потери жесткости и прочности.

Исследование основывается на сравнительном анализе напряженно-деформированного состояния индивидуального плечевого имплантата в двух исполнениях: цельном и ячеистом (облепченном). Первое исполнение имеет цельную форму и изготавливается посредством традиционных технологий. Второе исполнение имеет ячеистую структуру, которая облегчает вес имплантата, и изготавливается посредством аддитивных технологий – 3D-печати.

В результате работы было получено, что имплантат с ячеистым исполнением не уступает по прочности необлепченному и может смело использоваться в ортопедии.

Введение

Эндопротезирование плечевого сустава с применением стандартных компонентов на фоне онкологических заболеваний, выраженных дефектов проксимального отдела плечевой кости и роста числа ревизионных вмешательств приводит к неудовлетворительным результатам – до 65 % [1]-[4]. Проблема сопровождается высоким риском послеоперационных осложнений (от 17 до 62 %): нестабильностью установленных компонентов эндопротеза, инфекционными осложнениями, разрастанием массивной гетеротопической оссификации, импиджмент-синдромом, наличием подвывихов, контрактурой сустава, смещением

центра ротации с нарушением биомеханики плечевого сустава [5]-[9]. Также остается нерешенным вопрос обеспечения максимальной стабильности соединения имплантат-кость, которое определяет срок службы протеза [10]-[12];

Применение аддитивных технологий, а именно 3D-печати, для изготовления индивидуальных костных эндопротезов набирает популярность в ортопедии. Это имеет ряд преимуществ и позволяет [11], [13]:

- изготавливать имплантаты сложных форм с восстановлением объема утраченной костной ткани;
- повышать стабильность имплантата за счет создания микропористых поверхностей (или ячеистых структур) на его

поверхности, повышая прочность сцепления и силу клеточной адгезии [14], [15];

- увеличивать площадь общей поверхности имплантата и, следовательно, доступную площадь для инвазии и адгезии и пролиферации клеточных структур внутри пор имплантата [16], [17];
- улучшать свойства остеоинтеграции за счет образования интерфейса кость-имплантат и пролиферации остеобластов как на поверхности, так и внутри пор имплантата [18], [19];
- облегчать конструкцию имплантатов за счет полостей или ячеистых структур [20].

Применение таких технологий позволяет создавать материалы с различной градиентной плотностью и конструкции с заданными механическими свойствами.

Целью данного исследования является сравнение напряженно-деформированного состояния индивидуального плечевого имплантата в двух исполнениях: цельном и ячеистом. Первое исполнение имеет цельную форму и изготавливается при помощи традиционных технологий. Второе исполнение имеет ячеистую структуру, которая облегчает вес имплантата, и изготавливается посредством 3D-печати.

Материалы и методы

Для подготовки проведения исследования использовались следующие программы: конечно-элементный анализ проводился в «Ansys 2020R2», компания «Ansys Inc» (США); подготовка конечно-элементной модели в «Materialise Mimics» и «Materialise 3-Matic», компания «Materialise NV» (Бельгия); создание облегченной структуры в «nTopology», компания «nTopology Inc» (США); подготовка геометрии для расчета в «SpaceClaim», компания «Ansys Inc» (США).

Для проведения исследования пациентке X на основе КТ был разработан индивидуальный эндопротез проксимального отдела плечевой кости. Базовая форма имплантата была создана на основании отзеркаленной здоровой плечевой кости пациентки (рис. 1).

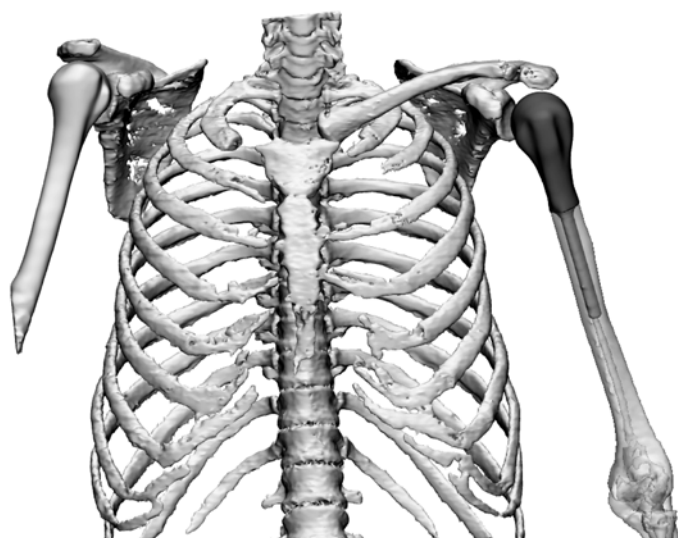


Рис. 1. Базовая форма имплантата с анатомическими структурами

На основании базовой формы было создано два варианта конструкции имплантата: цельный и облегченный (рис. 2). Цельный эндопротез представлял собой монолитную сплошную конструкцию. Облегченный состоял из ячейки с конфигурацией MN, которая облегчает вес имплантата на 64 % при сохранении общего объема. Диаметр ребра ячейки был равен 1 мм, длина – 5 мм.

Технологии создания ячеистых структур посвящено много книг и статей [21]-[24]. Система названий конфигураций ячеек определена авторами в соответствии с направлениями присут-

ствующих в ячейке прутков: N – прутки направлены по диагоналям; R – центральный вертикальный пруток; Co – прутки, расположенные на четырех вертикальных ребрах ячейки; Cr – прутки, проходящие по диагоналям вертикальных граней ячейки; M – прутки проходят из центра ячейки к серединам горизонтальных ребер.

Известны работы по сравнению ячеистых структур [10]. Наиболее популярные структуры: N, MN, CoRN, CrMN, CoCrRN и CoCrRMN.

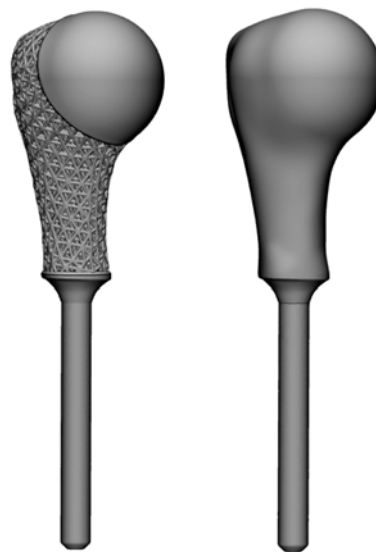


Рис. 2. Модель плечевого имплантата: слева – облегченное исполнение; справа – цельное исполнение

Подготовка конечно-элементной сетки (КЭ-сетки) производилась в программе «Ansys Meshing». Для качественного анализа КЭ-сетки были применены требования к качеству элементов (правильности их формы) и их количеству. Размер элемента был выбран 2,5 мм согласно анализу сеточной сходимости, тип элемента – квадратичный.

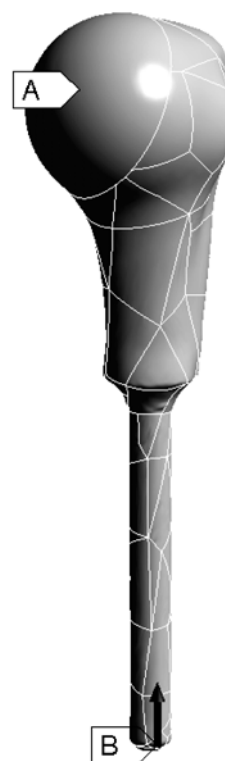


Рис. 3. Граничные условия: А – фиксация головки; В – нагрузка 50 кг

Параметры материала Ti-6Al-4V приведены в табл. 1.

В статическом расчете на деформацию и напряжения была задана нагрузка 50 кг. Нагружение имплантата происходило по его остеоинтегрируемым поверхностям, вдоль главной оси в проксимальную сторону. Фиксация геометрии осуществлялась по головке плечевого имплантата (рис. 3).

Таблица 1

Параметры материала Ti-6Al-4V

Характеристика	Значение
Плотность, кг/м ³	4410
Модуль Юнга, ГПа	107
Коэффициент Пуассона	0,323

Результаты

МКЭ-расчет исходной ячеистой структуры затруднителен. Требуется большое количество элементов сетки и ресурсов. В целях экономии ресурсов ячеистая структура была заменена эквивалентным объемом с эквивалентными механическими характеристиками: модулем упругости и коэффициентом Пуассона. Для получения механических характеристик была поставлена и решена задача сжатия элементарной ячейки (рис. 4).

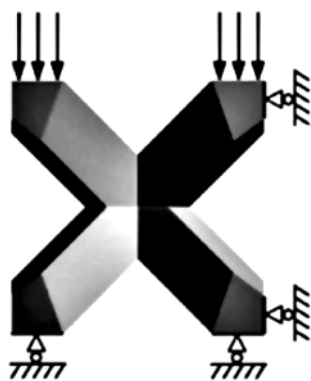


Рис. 4. Граничные условия

Эффективный модуль упругости рассчитан по формуле

$$E_{ef} = R \cdot \epsilon / S,$$

где R – сила реакции опоры; S – площадь ячейки; ϵ – деформация.

По результатам эксперимента получен модуль упругости 9 ГПа. Объем ячеистой структуры составлял 0,35 % объема сплошного материала. Отношение плотностей было принято 0,36.

Оценка прочности эндопротеза производилась по максимальным эквивалентным напряжениям по Мизесу. Максимальные напряжения возникают в области перехода стержня к головке протеза. Разница между двумя исполнениями составляла 3 МПа (табл. 2).

Таблица 2

Сравнение результатов моделирования

Показатель	Необлегченная	Облегченная
Мах. напряжение, МПа	18,4	21,5
Мах. перемещение, мм	0,01 мм	0,01 мм

Заключение

В работе был выполнен сравнительный конечно-элементный анализ индивидуального 3D-печатного плечевого имплантата, в двух исполнениях: облегченном и необлегченном.

Задачей анализа было сравнить две конструкции имплантата по максимальным напряжениям и жесткости.

По результатам исследования облегченная модель не уступает по прочности, при этом вес эндопротеза уменьшается на 64 %.

Однако необходимо дополнительно провести исследования и сравнения различных ячеистых структур, чтобы получить наиболее подходящие структуры для различных имплантатов и изучить их влияние на стабильность имплантата.

Список литературы:

1. Sanchez-Sotelo J., Cofield R.H., Rowland C.M. Shoulder hemiarthroplasty for glenohumeral arthritis associated with severe rotator cuff deficiency // JBJS. 2001. Vol. 83. № 12. PP. 1814-1822.
2. Fuhrmann R.A., Roth A., Venbrocks R.A. Salvage of the upper extremity in cases of tumorous destruction of the proximal humerus // Journal of cancer research and clinical oncology. 2000. Vol. 126. № 6. PP. 337-344.
3. Rödl R.W. et al. Reconstruction of the proximal humerus after wide resection of tumours // The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume. 2002. Vol. 84. № 7. PP. 1004-1008.
4. Van de Sande M.A.J., Dijkstra P.D., Taminiau A.H.M. Proximal humerus reconstruction after tumour resection: Biological versus endoprosthesis reconstruction // International Orthopaedics. 2011. Vol. 35. № 9. PP. 1375-1380.
5. Mok S.W. et al. From the printer: Potential of three-dimensional printing for orthopaedic applications // Journal of Orthopaedic Translation. 2016. Vol. 6. PP. 42-49.
6. Pearl M.L. Proximal humeral anatomy in shoulder arthroplasty: Implications for prosthetic design and surgical technique // Journal of Shoulder and Elbow Surgery. 2005. Vol. 14. № 1. PP. 99-104.
7. Peretyaka A.P., Maykov S.V. Results of primary and revision reverse shoulder arthroplasty // Traumatology and Orthopedics of Russia. 2012. Vol. 18. № 4. PP. 93-98.
8. Murylev V., Elizarov P., Lychagin A., Rukin Ya., Muzychenkov A., Rubin G. Experience with endoprosthesis shoulder joint replacement with different implants // The Doctor. 2016. Vol. 1. PP. 61-66.
9. D'Arienzo A., Ipponi E., Ruinato A.D., De Franco S., Colangeli S., Andreani L., Capanna R. Proximal Humerus Reconstruction after Tumor Resection: An Overview of Surgical Management // Advances in Orthopedics. 2021. Vol. 2021. P. 16.
10. Sufiiarov V.S. et al. Design and mechanical properties simulation of graded lattice structures for additive manufacturing endoprosthesis // Mechanics of Advanced Materials and Structures. 2021. Vol. 28. № 16. PP. 1656-1662.
11. Li Z., Wang C., Li C., Wang Z., Yang F., Liu H., Qin Y., Wang J. What we have achieved in the design of 3D printed metal implants for application in orthopedics? Personal experience and review // Rapid Prototyping Journal. 2018. Vol. 24. № 8. PP. 1365-1379.
12. Kohlhof H. et al. Reconstruction of tibial metaphyseal defects with artificial components in revision arthroplasty (GenuX MK System) // Operative Orthopädie und Traumatologie. 2020. Vol. 32. № 4. PP. 284-297.
13. Javaid M., Haleem A. Additive manufacturing applications in medical cases: A literature based review // Alexandria Journal of Medicine. 2018. Vol. 54. № 4. PP. 411-422.
14. Mroczkowski M., Willex M. Initial fixation of the trabecular metal reverse shoulder glenoid base implant. – Zimmer, 2008.
15. Liu Y., Rath B., Tingart M., Eschweiler J. Role of implants surface modification in osseointegration: A systematic review // Journal of Biomedical Materials Research Part A. 2020. Vol. 108. № 3. PP. 470-484.
16. Fradique R. et al. Production of new 3D scaffolds for bone tissue regeneration by rapid prototyping // Journal of Materials Science: Materials in Medicine. 2016. Vol. 27. № 4. PP. 1-14.

17. Shevtsov M., Gavrilov D., Yudiniceva N., Zemtsova E., Arbenin A., Smirnov V., Voronkina I., Adamova P., Blinova M., Mikhailova N. et al. Protecting the skin-implant interface with transcutaneous silver-coated skin-and-bone-integrated pylon in pig and rabbit dorsum models // *Journal of Biomedical Materials Research. Part B: Applied Biomaterials*. 2021. Vol. 109. № 4. PP. 584-595.
18. Zhang B.G.X. et al. Bioactive coatings for orthopaedic implants – Recent trends in development of implant coatings // *International Journal of Molecular Sciences*. 2014. Vol. 15. № 7. PP. 11878-11921.
19. Albrektsson T., Johansson C. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration // *European Spine Journal*. 2001. Vol. 10. № 2. PP. 96-101.
20. Narra S.P. et al. Additive manufacturing in total joint arthroplasty // *The Orthopedic Clinics of North America*. 2019. Vol. 50. № 1. P. 13.
21. Wodarski P. et al. Wyznaczenie obciażeń w stawie ramiennym z wykorzystaniem przestrzennego matematycznego modelu kończyny górnej // *Modelowanie Inżynierskie*. 2016. Vol. 29. № 60. PP. 74-79.
22. Dumas M., Terriault P., Brailovski V. Modelling and characterization of a porosity graded lattice structure for additively manufactured biomaterials // *Material Design*. 2017. Vol. 121. PP. 383-392.
23. Limmahakhun S., Oloyede A., Sitthiseripratip K., Xiao Y., Yan C. 3D-printed cellular structures for bone biomimetic implants // *Additive Manufacturing*. 2017. Vol. 15. PP. 93-101.
24. Simões J.A., Marques A.T. Design of a composite hip femoral prosthesis // *Materials & Design*. 2005. Vol. 26. № 5. PP. 391-401.

Андрей Владимирович Синегуб,
аспирант,

Высшая школа автоматизации
и робототехники,

Владимир Александрович Суворов,
аспирант,

Высшая школа механики
и процессов управления,

ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский
политехнический университет
Петра Великого»,

Дмитрий Викторович Гаврилов,
аспирант,

кафедра общей хирургии,

ФГБОУ ВО «Санкт-Петербургский
государственный университет»,

г. С.-Петербург,

Мохаммад Реза Бахрами,

канд. техн. наук, доцент, научный руководитель,
Университет Иннополис,

г. Иннополис, Республика Татарстан,

e-mail: a.sinegub@yandex.ru

С.Н. Саягин

О создании локальной искусственной силы тяжести для гравитационной гемореабилитации космонавтов в условиях длительной невесомости

Аннотация

Рассмотрена проблема негативного влияния длительной невесомости на организм и, в частности, на кровь космонавта, для решения которой необходимо создание на борту космической станции искусственной силы тяжести. Определены два основных направления: размещение полноразмерной центрифуги короткого радиуса действия на борту космической станции и организация вращения станции или ее модуля. Однако в ближайшей перспективе оба направления являются труднореализуемой задачей. Предложено организовать локальное воздействие искусственной силы тяжести не на весь организм, а лишь на его жидкую ткань – кровь – с целью гравитационной гемореабилитации космонавта в условиях длительной невесомости. Показана возможность применения для этой цели малогабаритного аппарата для прерывистого плазмафереза с многоскоростной центрифугой короткого радиуса, адаптированного к эксплуатации на борту космической станции. При этом гемореабилитация может быть организована в режиме бутафорского, донорского или лечебного плазмафереза, включая внутривенное помповое дозированное вливание лекарственных препаратов.

Введение

В работах [1]-[9] отмечено негативное влияние длительной невесомости на организм космонавта, в частности на его жидкую ткань – кровь [6]-[8]. В связи с этим в нашей стране и за рубежом ведутся работы по организации на борту космической станции (КС) искусственной силы тяжести (ИСТ). В настоящее время определены два основных направления создания ИСТ. Одно из них – размещение полноразмерной центрифуги короткого радиуса действия (ЦКР) на борту КС [1], [3]-[5], другое – организации вращения КС или одного из ее модулей.

По первому направлению в Институте медико-биологических проблем Российской академии наук (ИМБП РАН) накоплен многолетний теоретический и практический опыт, позволивший сформулировать основные требования к бортовой ЦКР и успешно создать ее наземный экспериментальный прототип (рис. 1а) [3]-[5]. При этом в работе [5] отмечено, что действие перегрузок на ЦКР должно быть направлено вдоль продольной оси тела, т. е. от головы к ногам. Очевидно, что ради-

ус ЦКР должен быть не менее роста самого высокого члена экипажа. В связи с этим ИМБП РАН совместно с Ракетно-космической корпорацией «Энергия» планируют разместить ЦКР внутри надувного крупногабаритного трансформируемого модуля 1 в составе новой перспективной Российской служебной орбитальной станции (РОСС) (рис. 1б) [10], [11]. ЦКР будет имитировать ИСТ, близкую к земной, создавая ускорение в направлении «голова-ноги» при скорости вращения 6 об/мин.

В части создания ИСТ вторым способом НАСА в 2011 году предложило проект КС «Наутилус-Х» (NAUTILUS-X) с ЦКР в виде торообразного модуля 2 (рис. 1в), который, вращаясь в диапазоне от 4 до 10 об/мин, должен обеспечить ИСТ в диапазоне 0,08...0,51g при диаметре 9,1 м или 0,11...0,69g при диаметре 12 м [12].

Однако практическая реализация создания ИСТ на борту КС указанными способами в настоящее время и в ближайшей перспективе затруднена в связи с необходимостью решения ряда финансовых и научно-технических проблем. Таким образом, решение проблемы создания ИСТ на борту КС в бли-