

ЧИСЛЕННЫЙ АНАЛИЗ СТОМАТОЛОГИЧЕСКОГО КОСТНОГО ИМПЛАНТАТА С КОНСТРУКТИВНЫМИ ОСОБЕННОСТЯМИ

© 2023 И.Е. Адеянов, М.Ю. Александрова

Самарский государственный технический университет, г. Самара, Россия

Статья поступила в редакцию 20.03.2023

К современным стоматологическим имплантатам предъявляются качественно новые требования устойчивости в костной ткани и совместимости с ней. В статье излагается численный расчет внутрикостных реконструктивных цилиндрических имплантатов, изготовленных из сплава NiTi. Определяется напряженно-деформированное состояние при статическом расчете трех различных геометрических моделей, а так же анализируются преимущества и недостатки каждой из них. Расчет проводится методом конечных элементов. Численный анализ позволяет найти баланс между жесткостью системы крепления и возникновением высоких локальных напряжений. *Ключевые слова:* метод конечных элементов, пористый имплантат, напряженно-деформированное состояние.

DOI: 10.37313/1990-5378-2023-25-4(2)-198-202
EDN: DWRTHJ

Восстановление зубного ряда решает вопросы обеспечения жевательной способности и эстетики. Актуальность решения этих вопросов в настоящее время связана с использованием имплантатов. В современной хирургической практике, особенно в травматологии и ортопедии, стоматологии и челюстно-лицевой хирургии используются различные имплантаты. Широко распространены внутрикостные реконструктивные цилиндрические модели имплантатов, которые хорошо зарекомендовали себя при установке в условиях достаточного объема костной ткани.

Из-за гладкой поверхности внутрикостная часть имплантата цилиндрической формы имеет наименьшую площадь поверхности. Поэтому имплантаты цилиндрической формы обязательно должны иметь геометрически развитую, текстурированную поверхность или биоактивное покрытие [1]. Исследование устойчивости дентальных имплантатов приведено в работе [2].

Наличие перфораций создает благоприятные условия для диффузии клеток костной ткани и питательных веществ, васкуляризации и неоостеогенеза [3]. Недостатком такого подхода является возникновение локальных максимумов напряжений.

Компенсировать снижение толщины кортикальной и губчатой костей за счет увеличения геометрических размеров имплантата (диаметр,

длина) проблематично по физиологическим соображениям, ввиду чего требуется искать пути увеличения жесткости системы крепления, при этом избегая получения локальных максимумов напряжений.

Послойный синтез методом путем селективного лазерного спекания (СЛС) трехмерных объемных изделий любой заданной формы (биоMEMS – сенсоров, зажимов, имплантатов) - позволяет перевести на качественно новый уровень ортопедию, путем создания само-срабатывающих, само-фиксирующихся, само-разворачивающихся протезных элементов при температуре живого организма. При этом пористость позволяет обеспечить прорастание мягких тканей в имплантат, инфильтровать поры стерилизующими препаратами, способствовать повышению биологической совместимости и активизировать процесс заживления. Нано структурированная поверхность имплантатов обеспечивает активизацию процесса заживления.

Одним из основных требований к материалам, пригодным для изготовления подобных изделий, помимо оптимальных механических свойств, являются отсутствие токсичности и биологическая совместимость, которая в случае нерезорбируемых материалов состоит в инертности и оптимальной интеграции с тканями реципиентного ложа [4]. В нашей работе в условиях дефицита костной ткани применяли ДВНИ, изготовленный из сплава NiTi и имеющий сквозную пористость [5].

В работе исследовалось напряженно-деформированное состояние трех вариантов геометрии имплантата с одинаковой массой используемого материала. Исследуемые геоме-

Адеянов Игорь Евгеньевич, кандидат технических наук, доцент, доцент кафедры механики.

E-mail: adigorev@gmail.com

Александрова Маргарита Юрьевна, кандидат технических наук, доцент кафедры механики.

E-mail: kris-maks@mail.ru

трические модели имплантата представлены на рис. 1. Первая модель представляет собой цилиндрический реконструктивный имплантат (рис. 1, а) с размерами: диаметр 5,95 мм, высота 8,1 мм, диаметр центрального направляющего отверстия 3,2 мм. Вторая модель имеет диаметр 7 мм и высоту 8,1 мм. В стенках модели перфорационные отверстия диаметром 1,2 мм (рис. 1, б). Форма третьей модели соответствует имплантату, изготовленному методом СЛС или с помощью 3-D печати (рис. 1, в). 3-D модель получена с помощью шаровидных тел диаметром 1,4 мм, расстояния между центрами которых составляло 1,2 мм. Габаритные размеры третьей модели соответствуют размерам второй. Материалом имплантата был выбран сплав NiTi со следующими механическими упругими константами: модуль продольной упругости $E = 115$ ГПа, коэффициент Пуассона $\nu = 0,32$.

Расчеты проводились с помощью пакета инженерного анализа ANSYS, работающего на

основе метода конечных элементов [6]. В силу симметрии 3-D моделей и прикладываемых нагрузок для численного анализа были использованы конечно-элементные модели четвертых частей имплантата с выбранным средним размером одного элемента равным 0,2 мм (рис. 2).

Расчет напряженно-деформированного состояния имплантата проводился при статическом нагружении. На каждую конечно-элементную модель были наложены следующие граничные условия: основание было закреплено вдоль направляющей, в двух продольных сечениях модели заданы условия симметрии, к верхней части приложена сжимающая распределенная нагрузка с постоянной интенсивностью, соответствующей силе 600 Н (рис. 3).

В качестве результатов проведенного статического анализа были получены поля эквивалентных напряжений и суммарных перемещений для каждого варианта геометрии имплантата (рис. 4-6).

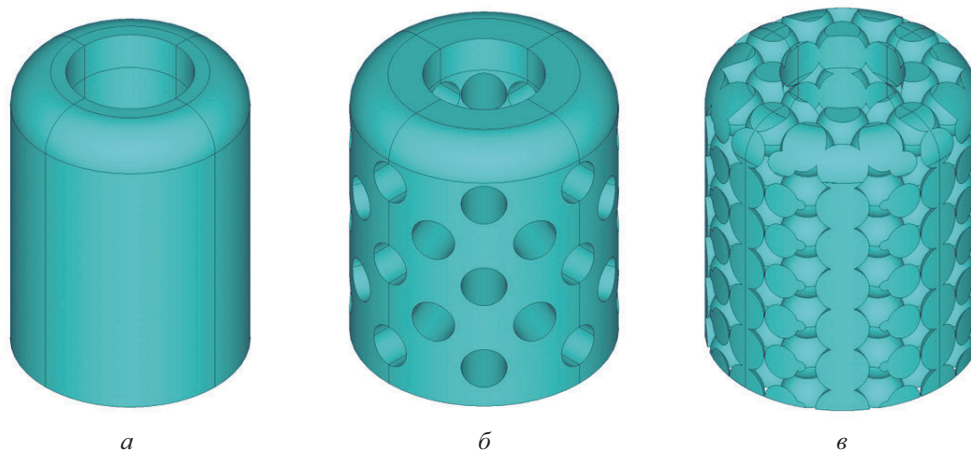


Рис. 1. Варианты геометрической 3D модели имплантата:

а) сплошная; б) с отверстиями; в) форма, полученная путем селективного лазерного спекания

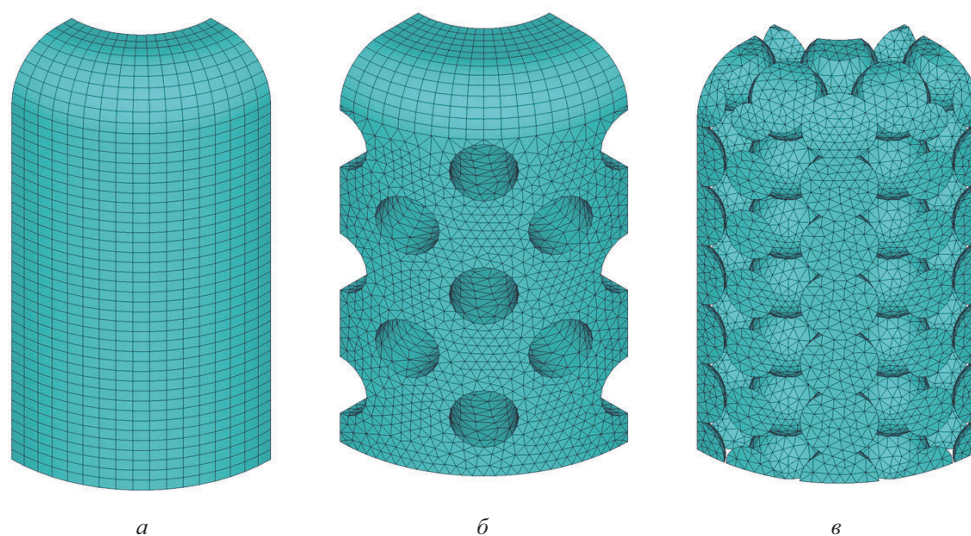


Рис. 2. Варианты конечно-элементной модели четверти имплантата:

а) сплошная; б) с отверстиями; в) форма, полученная путем селективного лазерного спекания

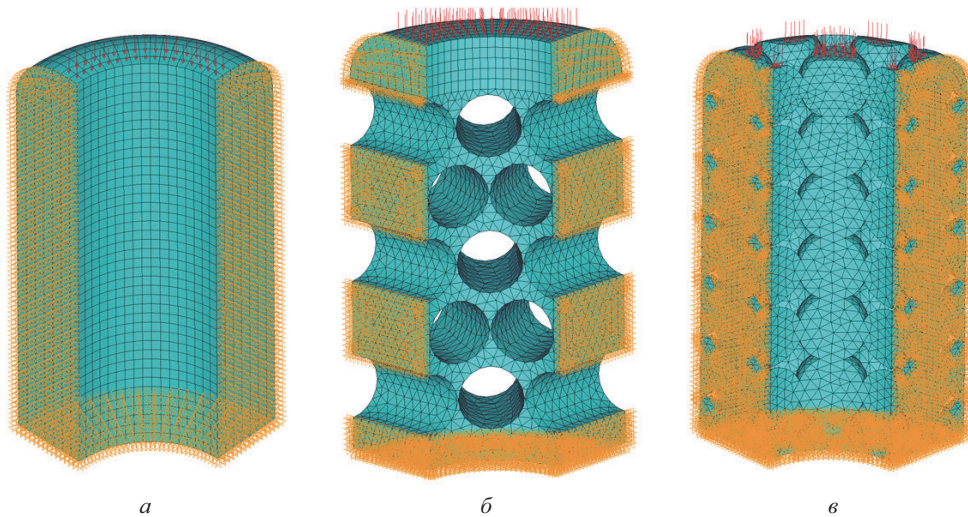


Рис. 3. Граничные условия для конечно-элементной модели четверти имплантата: а) сплошная; б) с отверстиями; в) форма, полученная путем селективного лазерного спекания

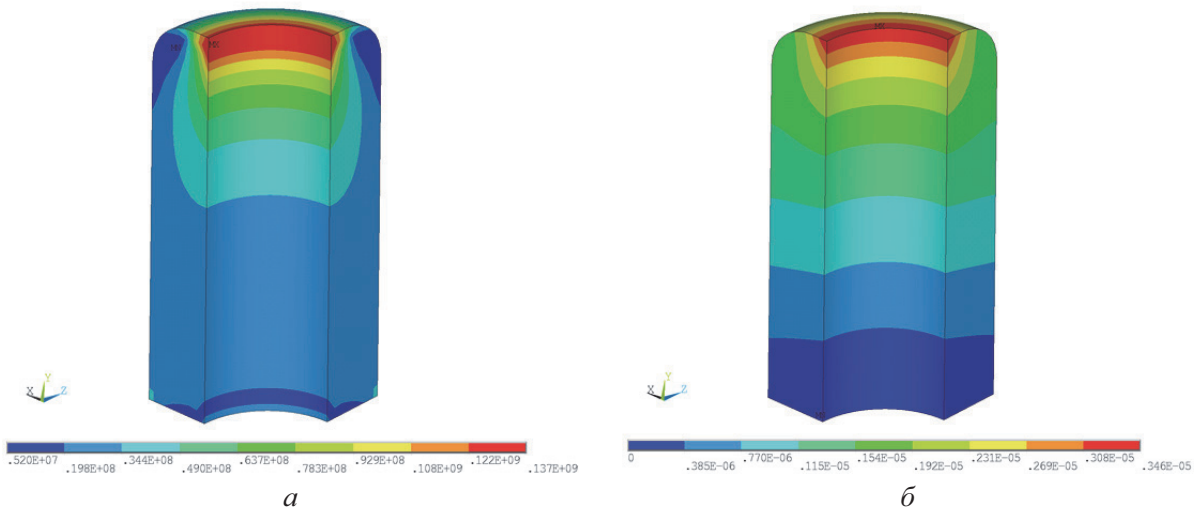


Рис. 4. Результаты численного анализа первого варианта модели имплантата: а) распределение эквивалентных напряжений, Па; б) распределение суммарных перемещений, м

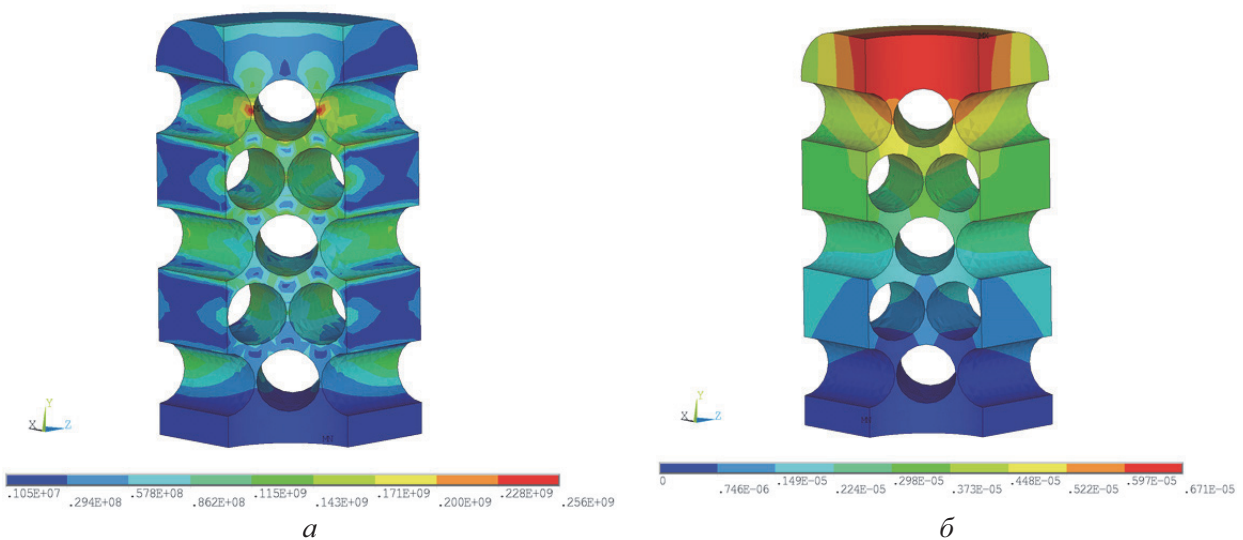


Рис. 5. Результаты численного анализа второго варианта модели имплантата: а) распределение эквивалентных напряжений, Па; б) распределение суммарных перемещений, м

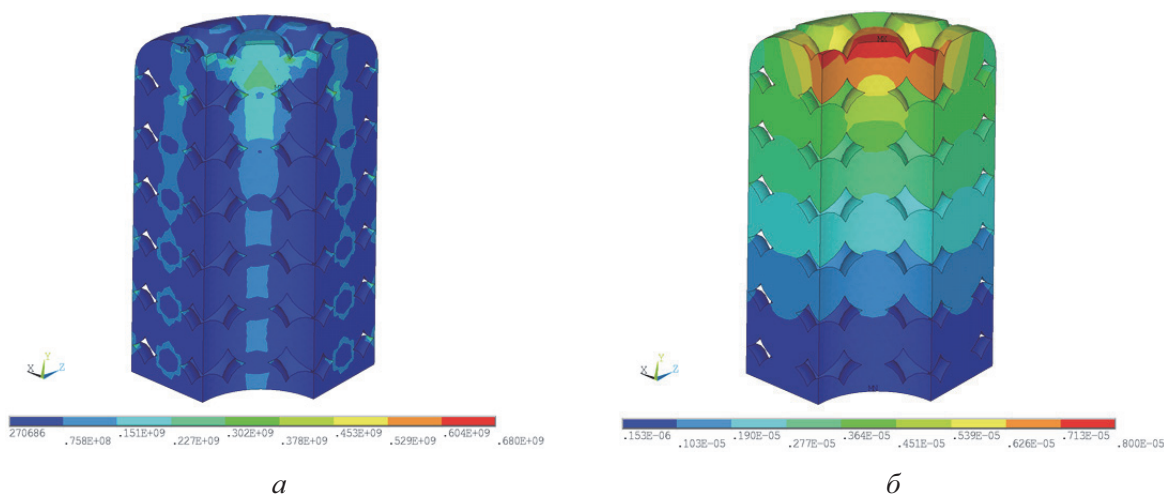


Рис. 6. Результаты численного анализа третьего варианта модели имплантата: а) распределение эквивалентных напряжений, Па; б) распределение суммарных перемещений, м

Полученные результаты наглядно демонстрируют влияние рельефа поверхности имплантата на прочность и жесткость стоматологической конструкции. Отметим преимущества и недостатки каждой из рассмотренных моделей. Преимуществами первой модели реконструктивного цилиндрического имплантата являются: наименьшие эквивалентные напряжения и наименьшие осевые перемещения. Недостатком первой модели реконструктивного цилиндрического имплантата является: наименьшая площадь поверхности внутрикостной части, а, следовательно, невозможность обеспечить прорастание мягких тканей в имплантат. Малые осевые перемещения модели являются причиной увеличенной нагрузки на костную ткань. Перфорированные отверстия второй модели обеспечивают прорастание мягких тканей в имплантат, однако, появляются локальные максимумы напряжений. Преимуществом третьей модели по сравнению с первой и второй является наибольшая площадь поверхности внутрикостной части. Изготовление третьей модели методом СЛС или с помощью 3-D печати позволяет создать и более сложные формы имплантата. В тоже время, локальные максимумы достигают наибольших значений в местах сцепления структурных элементов, поэтому необходимо искать баланс между жесткостью системы крепления и возникновением высоких локальных напряжений.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Мирсаева, Ф.З.* Дентальная имплантология: уч. пособие / Ф.З. Мирсаева, М.Б. Убайдуллаев, А.Б. Вяткина, С.Ш. Фаткуллина – Уфа: Изд-во ГБОУ ВПО БГМУ Минздрава России. – 2015. – 124 с.
2. *Cheremukhina D.S.* Study of the stability of dental

implants / D.S. Cheremukhina, A.S. Utyuzh, A.V. Yumashev and etc. // Actual issues of modern medicine: the view of young specialist. Materials of the II All-Russian Scientific Conference of Students and Young Specialists. Ryazan State Medical University named after Academician I.P. Pavlov. – 2016. – С.144-146.

3. *Ипполитов, А.А.* Анализ напряженно-деформированного состояния цифровой модели реконструктивного лиофилизированного аллогенного костного имплантата при изменении его конструктивных особенностей / А.А. Ипполитов, Н.В. Попов // Аспирантский вестник Поволжья. – 2021. – №1-2. – С. 15-20.
4. *Волчков, С.Е.* Влияние пористых трехмерных имплантатов из нитинола на культуру мультипотентных мезенхимных стромальных клеток / С.Е. Волчков, И.В. Шишковский, И.М. Байриков // Клеточная трансплантология и тканевая инженерия. – 2013. – Т. 8. - № 1. – С. 51-56.
5. *Монаков, Д.В.* Клинико-функциональное обоснование применения дентального внутрикостно-накостного имплантата в условиях дефицита костной ткани челюстей: дис. ... канд. мед. наук: 14.01.14: защищена 18.10.18 / Д.В. Монаков - М., 2018. - 157 с.
6. *Бруйка, В.А.* Инженерный анализ в Ansys Workbench: Учебное пособие. / В.А. Бруйка, В.Г. Фокин, Я.В. Кураева. – Самара: Самар. гос. техн. ун-т, 2013. – 148 с.

NUMERICAL ANALYSIS OF A DENTAL BONE IMPLANT WITH DESIGN FEATURES

© 2023 I. E. Adeyanov, M. Y. Alexandrova

Samara State Technical University, Samara, Russia

Qualitatively new requirements are imposed on modern dental implants for stability in bone tissue and compatibility with it. The article presents a numerical calculation of intraosseous reconstructive cylindrical implants made of NiTi alloy. The stress-strain state is determined in the static calculation of three different geometric models, as well as the advantages and disadvantages of each of them are analyzed. The calculation is carried out by the finite element method. Numerical analysis makes it possible to find a balance between the rigidity of the fastening system and the occurrence of high local stresses.

Key words: finite element method, porous implant, stress-strain state.

DOI: 10.37313/1990-5378-2023-25-4(2)-198-202

EDN: DWRTHJ

REFERENCES

1. *Mirsaeva, F.Z.* Dental'naya implantologiya: uch. posobie / F.Z. Mirsaeva, M.B. Ubajdullaev, A.B. Vyatkina, S.Sh. Fatkullina – Ufa: Izd-vo GBOU VPO BGMU Minzdrava Rossii. – 2015. – 124 s.
2. *Cheremukhina D.S.* Study of the stability of dental implants / D.S. Cheremukhina, A.S. Utyuzh, A.V. Yumashev and etc. // Actual issues of modern medicine: the view of young specialist. Materials of the II All-Russian Scientific Conference of Students and Young Specialists. Ryazan State Medical University named after Academician I.P. Pavlov. – 2016. – C.144-146.
3. *Ippolitov, A.A.* Analiz napryazhenno-deformirovannogo sostoyaniya cifrovoj modeli rekonstruktivnogo liofilizirovannogo allogennogo kostnogo implantata pri izmenenii ego konstruktivnyh osobennostej / A.A. Ippolitov, N.V. Popov // Aspirantskij vestnik Povolzh'ya. – 2021. – № 1-2. – S. 15-20.
4. *Volchkov, S.E.* Vliyanie poristyh trekhmernyh implantatov iz nitinola na kul'turu mul'tipotentnyh mezenhimnyh stromal'nyh kletok / S.E. Volchkov, I.V. Shishkovskij, I.M. Bajrikov // Kletochnaya transplantologiya i tkanevaya inzheneriya. – 2013. – T. 8. – № 1. – C. 51-56.
5. *Monakov, D.V.* Kliniko-funkcional'noe obosnovanie primeneniya dental'nogo vnutrikostno-nakostnogo implantata v usloviyah deficita kostnoj tkani chelyustej: dis. ... kand. med. nauk: 14.01.14: zashchishchena 18.10.18 / D.V. Monakov. – M., 2018. – 157 s.
6. *Bruyaka, V.A.* Inzhenernyj analiz v Ansys Workbench: Uchebnoe posobie. / V.A. Bruyaka, V.G. Fokin, Ya.V. Kuraeva. – Samara: Samar. gos. tekhn.un-t, 2013. – 148 s.

Igor Adeyanov, Candidate of Technical Sciences, Associate Professor, Associate Professor of the Department of Mechanics. E-mail: adigorev@gmail.com

Margarita Aleksandrova, Candidate of Technical Sciences, Associate Professor of the Department of Mechanics. E-mail: kris-maks@mail.ru