

ВЛИЯНИЕ ГЕОМЕТРИЧЕСКОЙ ПОВЕРХНОСТИ ИМПЛАНТАТА НА НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОЕ СОСТОЯНИЕ КОСТНОЙ ТКАНИ И СЛИЗИСТОЙ ОБОЛОЧКИ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ

¹Назаренко Д. В., ²Рубникович С. П., ¹Босяков С. М.

¹Белорусский государственный университет, Минск

²Белорусский государственный медицинский университет, Минск

Введение. В настоящее время существует большое количество доступных для использования в стоматологической практике конструкций зубных имплантатов [1; 2]. Для их корректной установки необходимо прогнозировать распределение напряжений, возникающих в костной ткани, а также в слизистой оболочке нижней и верхней челюсти при действии окклюзионных сил, особенно при установке балочных протезов [3; 4]. Оценка напряженно-деформированного состояния биомеханической системы «имплантат – костная ткань – слизистая оболочка» для различных клинических ситуаций, как правило, осуществляется с использованием конечно-элементного моделирования [5; 6]. В большом количестве исследований, посвященных этому направлению, рассматривался вопрос влияния геометрической формы имплантата и площади его соприкосновения с костной тканью на нагружение биологических тканей, окружающих имплантат. В то же время, такие работы, в основном сосредоточены на сравнительном анализе напряженно-деформированного состояния челюстей или фрагментов челюстей, возникающего при действии жевательной нагрузки, для различных длин и диаметрах имплантата, а также при различном шаге резьбы и углах ее наклона по отношению к оси имплантата [7]. Вопрос о влиянии геометрической поверхности имплантата на нагружение костной ткани при воздействии продуктов питания на коронку имплантата практически не рассматривался. При этом, моделирование клинических ситуаций, связанных с установкой зубных имплантатов, выполняется как для имплантатов с резьбой, так и для имплантатов с гладкой поверхностью. Настоящая работа развивает это актуальное направление и посвящена определению напряженно-деформированного состояния тканей нижней челюсти с установленным на имплантаты с различной поверхностью балочным протезом при действии окклюзионной нагрузки.

Механико-математическая модель.

Конечно-элементная модель нижней челюсти с протезом разработана на основании томографических данных. В среднем толщина слоя кортикальной костной ткани и слизистой оболочки составляют 3,4 мм и 2,5 мм соответственно [8]. Длина имплантата с цилиндрической поверхностью (модель 1), диаметр сферического элемента, высота соединения составили 10,0 мм 4,2 мм и 9,4 мм соответственно. Модель имплантата с резьбой на внешней поверхности (модель 2) разработана посредством преобразования цилиндрической поверхности к поверхности с резьбой и пазами, в соответствии геометрическим параметрами имплантата SEVEN внутренний шестигранник. Шаг внешней резьбы 1 мм, количество оборотов резьбы – 10, начальный угол и наружный угол резьбы 90° и 6° соответственно. Предполагалось, что имплантаты полностью остеоинтегрированы в костную ткань и компоненты имплантатов корректно затянуты (между элементами модели задается контакт типа Bonded). Установка балочного зубного протеза осуществлялась на два имплантата, расположенных в области первых премоляров. Сечение нижней челюсти с установленным зубным протезом на модели 1 и 2 имплантатов представлены на рисунках 1 и 2.

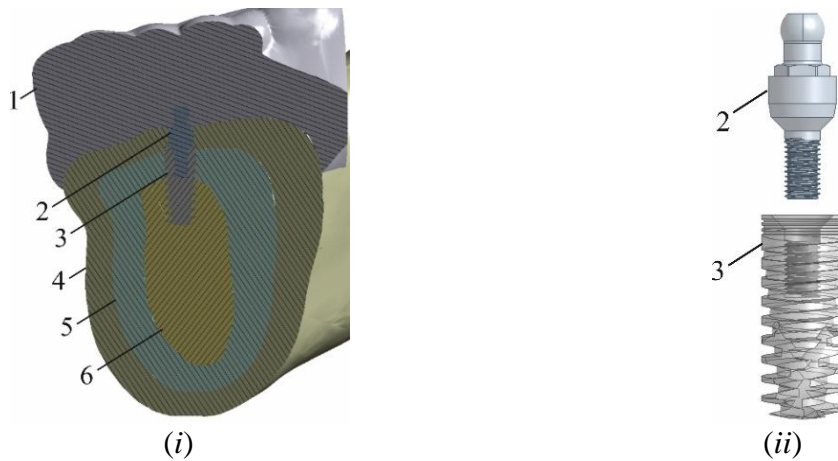


Рис. 1. Поперечное сечение модели верхней челюсти в области установки одного из имплантатов модели 1 (i) и компоненты модели зубного имплантата модели 1 (ii): 1 – зубной протез, 2 – абатмент, 3 – имплантат, 4 – слизистая оболочка, 5 – кортикальная костная ткань, 6 – губчатая костная ткань

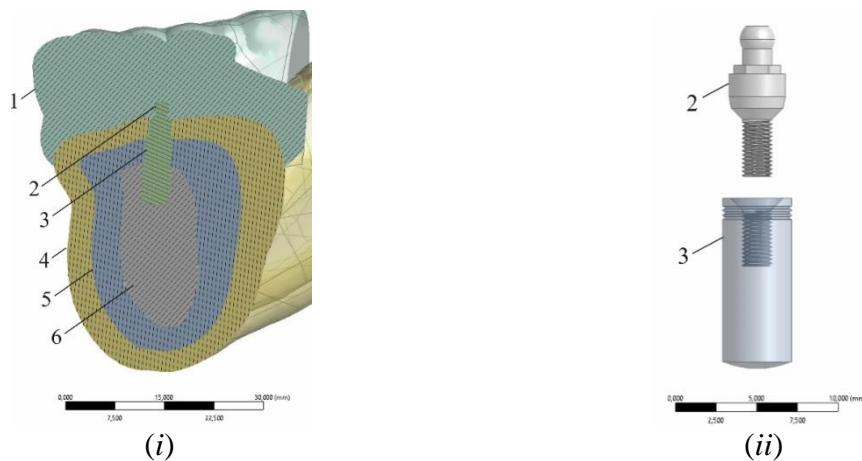


Рис. 2. Поперечное сечение модели верхней челюсти в области установки одного из имплантатов модели 2 (i) и компоненты модели зубного имплантата модели 2 (ii): 1 – зубной протез, 2 – абатмент, 3 – имплантат, 4 – слизистая оболочка, 5 – кортикальная костная ткань, 6 – губчатая костная ткань

Конечно-элементное разбиение модели выполнено в автоматическом режиме. Размер ребра конечного элемента для всех компонентов зубочелюстной системы и имплантата равен 1,0 мм и 0,3 мм соответственно. Физико-механические свойства для элементов модели представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Физико-механические свойства материалов модели

Материал	Модуль Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона
Губчатая костная ткань [9]	1 370,0	0,30
Кортикальная костная ткань [10]	13 700,0	0,30
Слизистая оболочка [11]	19,6	0,30
Имплантат, атакмент (абатмент) [12]	110 000,0	0,35
Протез (акрил) [13]	8300,0	0,28

Прикладываемая к модели нагрузка и граничные условия имитировали действие мышечных сил, соответствующие физиологической жевательной нагрузке, а также воздействие продуктов питания на поверхность премоляра и моляра [11; 14; 15]. Это подразумевало фиксацию поверхностей височно-нижнечелюстного сустава модели нижней челюсти. Для сил, развиваемых группами мышц при пережевывании пищи, задавались усредненные значения. Предполагалось, что мышечные силы приложены к центру тяжести узлов элементов, соответствующих области прикрепления мышц. Направление мышечных сил определялось направляющими косинусами в соответствии с данными исследования [14]. Граничные условия для модели нижней челюсти с протезом, установленным на имплантаты с резьбой (модель 1), представлены на рисунке 3.

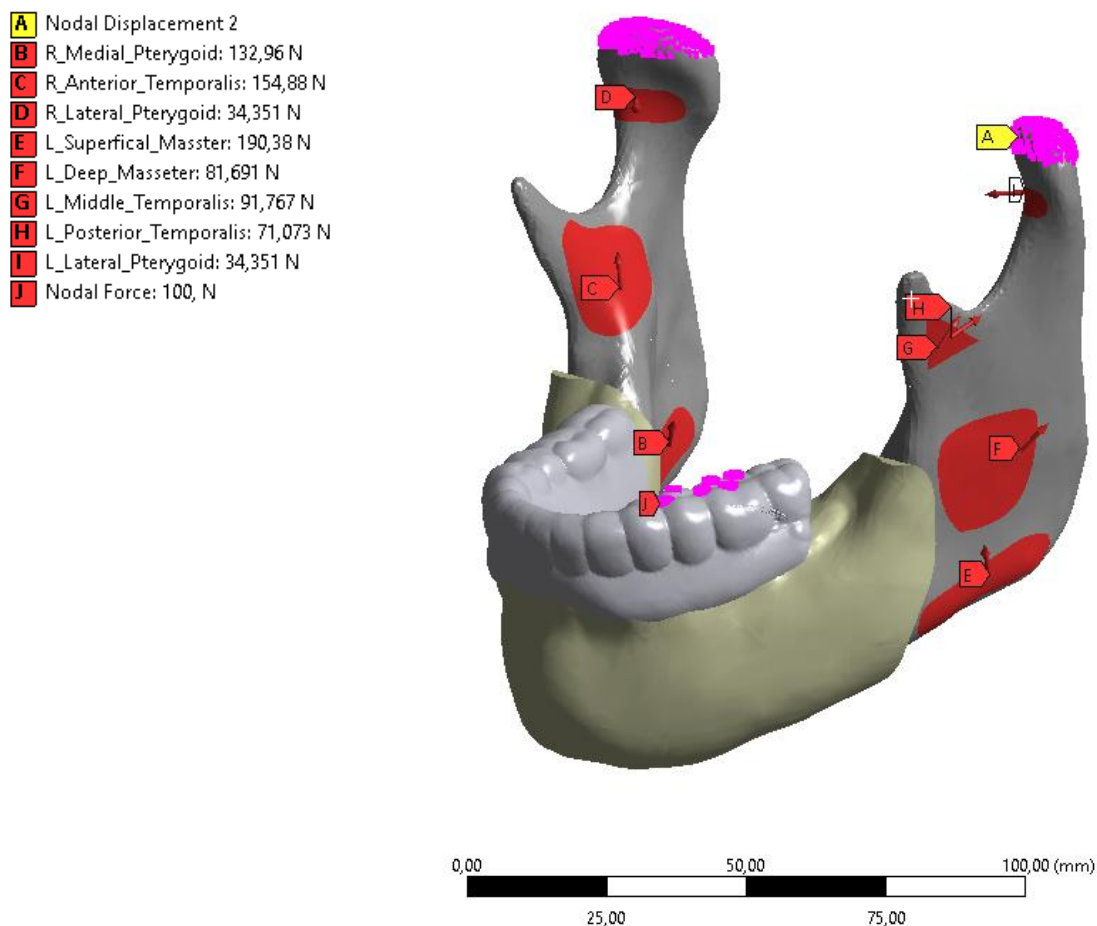


Рис. 3. Граничные условия для модели нижней челюсти с прикрепленным балочным протезом: маркер *A* – зафиксированные узлы на поверхностях нижнечелюстных суставов; маркер *E* – результирующая сил от действия поверхностной жевательной мышцы, равная 190,38 Н; маркер *F* – результирующая от действия глубокой жевательной мышцы, равная 81,691 Н; маркер *B* – результирующая от действия медиальной крыловидной мышцы, равная 132,96 Н; маркер *C* – результирующая от действия передней височной мышцы, равная 154,88; маркер *G* – результирующая от действия средней височной мышцы, равная 91,767 Н; маркер *H* – результирующая от действия задней височной мышцы, равная 71,073 Н; маркеры *D* и *I* – результирующая от действия боковой крыловидной мышцы, равная 34,351 Н; маркер *J* – область окклюзионного контакта жевательных поверхностей второго премоляра и первого моляра

Для модели нижней челюсти с установленным балочным протезом на имплантаты без резьбы применялись те же граничные условия.

Распределение напряжений в костной ткани и слизистой оболочке.

Результаты расчета эквивалентных напряжений, возникающих в элементах биомеханической системы «нижняя челюсть – имплантаты – балочный протез» при пережевывании продуктов питания, расположенных в области второго премоляра и первого моляра, представлены на рисунках 4–6.

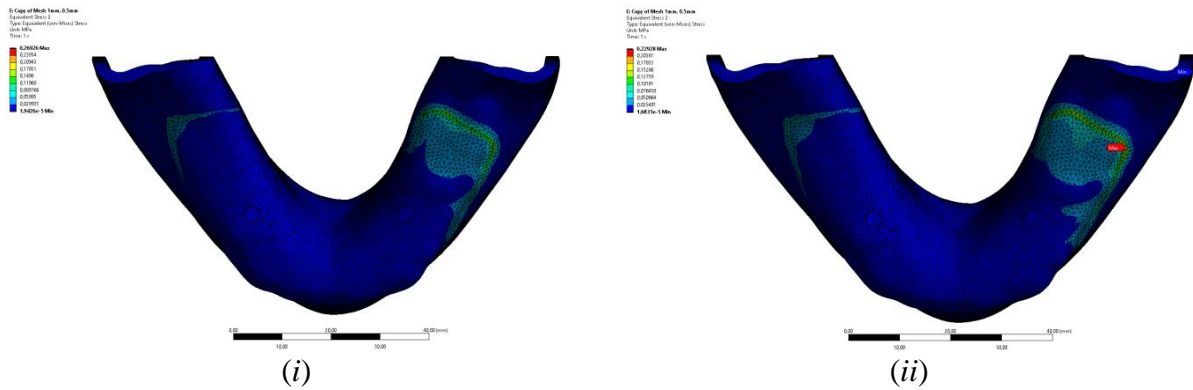


Рис. 4. Распределение эквивалентных напряжений в слизистой оболочке нижней челюсти с протезом, установленным на сферических имплантатах с резьбой (i) и без резьбы (ii), возникающее при пережевывании продуктов питания

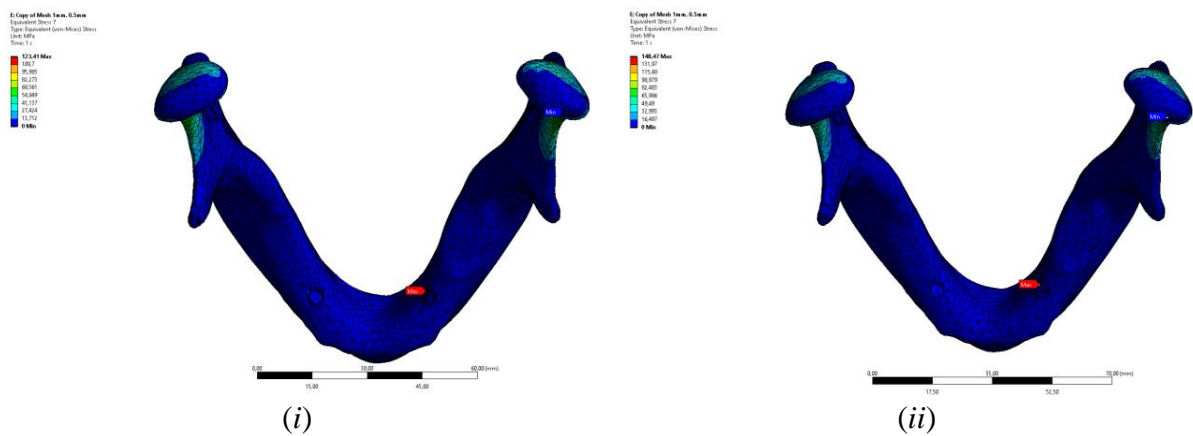


Рис. 5. Распределение эквивалентных напряжений в кортикальной костной ткани нижней челюсти с протезом, установленным на сферических имплантатах с резьбой (i) и без резьбы (ii), возникающее при пережевывании продуктов питания

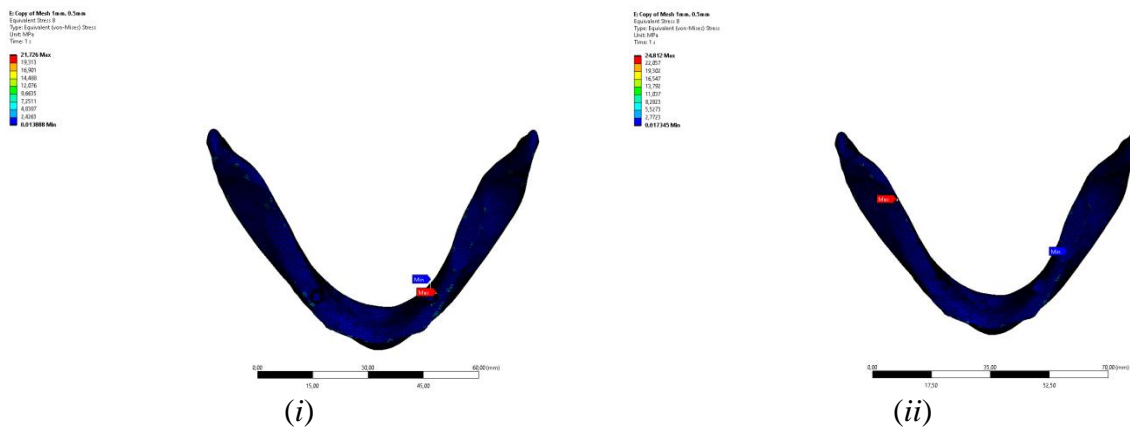


Рис. 6. Распределение эквивалентных напряжений в губчатой костной ткани нижней челюсти с протезом, установленным на сферических имплантатах с резьбой (i) и без резьбы (ii), возникающее при пережевывании продуктов питания

Из рисунков 4 и 5 видно, что качественное распределение эквивалентных напряжений в слизистой оболочке и кортикальной костной ткани при заданных граничных условиях практически одинаково. Наибольшие напряжения возникают в слизистой оболочке по контуру протеза, в кортикальной костной ткани – в области мыщелков височно-нижнечелюстного сустава. Значение наибольших напряжений в случае использования моделей 1 и 2 имплантатов составляют для слизистой оболочки 0,27 МПа и 0,23 МПа, для кортикальной костной ткани 123,4 МПа и 148,5 МПа соответственно. Отличие между наибольшими напряжениями для слизистой оболочки и кортикальной костной ткани в случае использования моделей 1 и 2 имплантатов составляет около 15 % и 17 %.

Рисунок 6 показывает, что использование модели 1 имплантата приводит к возникновению достаточно высоких напряжений в области расположения имплантата с правой стороны челюсти (со стороны противоположной расположению продуктов питания). Наибольшие напряжения в этой области составляют приблизительно 7,25 МПа (при наибольших напряжениях 21,73 МПа для модели губчатой кости). Максимальные напряжения возникают в губчатой костной ткани, окружающей имплантат со стороны, на которой располагаются продукты питания. В случае использования модели 2 имплантата, наибольшие напряжения возникают в той части губчатой костной ткани, которая расположена в области височно-нижнечелюстного сустава. Следует отметить, что при использовании модели 2 наибольшие напряжения в губчатой костной ткани возрастают по сравнению со случаем использования модели 1.

Заключение.

Полученные результаты показывают, что при действии достаточно высокой нагрузки, возникающей при пережевывании продуктов питания, эквивалентные напряжения в слизистой оболочке, губчатой и кортикальной костной ткани не превышают пределов упругости для соответствующих биологических тканей для случаев моделирования имплантатов с резьбой и без резьбы. Расхождение наибольших значений напряжений, возникающих в слизистой оболочке, кортикальной и губчатой костной ткани для модели 2 по сравнению с моделью 1 находится в диапазоне от 14 % до 17 %. Таким образом, для оценки напряженно-деформированного состояния биомеханической системы «нижняя челюсть – балочный протез – имплантаты» при действии жевательной нагрузки можно использовать имплантаты конической или цилиндрической формы без резьбы для устранения необоснованно высоких напряжений в области края резьбы и ускорения вычислений. Полученные результаты также могут быть использованы для прогнозирования функционирования балочного протеза при действии жевательной на-

грузки, а также для планирования эффективной установки имплантатов для фиксации протеза.

Благодарности. Работа выполнена в рамках задания 1.7.1.4 «Разработка дифференциальных и дробно-дифференциальных методов и их применение к моделированию сложных биомеханических и экономических систем ГПНИ Конвергенция».

ЛИТЕРАТУРА

1. Numerical analysis of the effect of implant geometry to stress distributions of three different commercial dental implant system / T. Topkaya [et al.] // Cumhuriyet Dental Journal. – 2015. – Vol. 18, No. 1. – P. 17–44.
2. Facial bone dynamics under the load of different dental implant geometries of same manufacturer: A fem study / S. Kurhade [et al.] // International Journal of Health Sciences. – 2022. – Vol. 6, No. 7. – P. 2697–2715. <https://doi.org/10.53730/ijhs.v6nS7.11930>
3. Petrie, C. S. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis / C. S. Petrie, J. L. Williams // Clinical Oral Implants Research. – 2005. – Vol. 16. – P. 486–494.
4. Effect of different implant configurations on biomechanical behavior of full-arch implant-supported mandibular monolithic zirconia fixed prostheses / J. Zhong [et al.] // Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. – 2020. – Vol. 102. 103490. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2019.103490
5. Geng, J. P. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature / J. P. Geng, K. B. Tan, G. R. Liu // Journal of Prosthetic Dentistry. – 2001. – Vol. 85, No. 6. – P. 585–598. doi: 10.1067/mpr.2001.115251. PMID: 11404759.
6. Büyük, F. N. Review on finite element analysis of dental implants / F. N. Büyük, E. Savran, F. Karpat // Journal of Dental Implant Research. – 2022. – Vol. 41, No. 3. – P. 50–63.
7. Sadr, K. A 3-D finite element analysis of the effect of dental implant thread angle on stress distribution in the surrounding bone / K. Sadr, S. M. V. Pakdel // Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects. – 2022. – Vol. 16, No. 1. – P. 53–61. – doi: 10.34172/joddd.2022.009
8. Anthropometric analysis of the human mandibular cortical bone as assessed by cone-beam computed tomography / D. Swasty [et al.] // Journal of Oral Maxillofacial Surgery. – 2009. – Vol. 67, No. 3. – P. 491–500. doi: 10.1016/j.joms.2008.06.089
9. Bozkaya, D. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis / D. Bozkaya, S. Muftu, A. Muftu // Journal of Prosthetic Dentistry. – 2004. – Vol. 92. – P. 523–530.
10. Stress distribution in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments / H. J. Chun [et al.] // Journal of Oral Rehabilitation. – 2005. – Vol. 32. – P. 193–205.
11. Moldoveanu, S. A. B. Impact of implant-retained mandibular overdenture on oral mucosa - a finite element analysis / S. A. B. Moldoveanu, F. Munteanu, N. C. Forna // Romanian Journal of Oral Rehabilitation. – 2020. – Vol. 12, No. 1. – P. 6–12.
12. Grandin, H. M. A review of titanium zirconium (TiZr) alloys for use in endosseous dental implants / H. M. Grandin, S. Berner, M. Dard // Materials. – 2012. – Vol. 5. – P. 1348–1360.
13. Finite element analysis of stress distribution at the toothdenture base interface of acrylic resin teeth debonding from the denture base / U. R. Darbar [et al.] // Journal of Prosthetic Dentistry. – 1995. – Vol. 74. – P. 591–594.

14. Three-dimensional finite element stress analysis of a cuneiform-geometry implant / M. Cruz [et al.] // International Journal of Oral and Maxillofacial Implants. – 2003. – Vol. 18, No. 5. – P. 675–684.

15. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configurations / M. Daas [et al.] // Medical Engineering and Physics. – 2008. – Vol. 30. – P. 218–225.

Поступила: 18.04.2023